АНАЛИЗ ВРЕМЕННЫХ ЗАВИСИМОСТЕЙ ОПТИЧЕСКОЙ ПЛОТНОСТИ И ОТНОШЕНИЯ СИГНАЛ/ШУМ НОВОЙ РАДИОХРОМНОЙ ПЛЕНКИ GAFCHROMIC EBT4

Р.Р. Файзуллин[1,2], Л.В. Брезгин[1], С.М. Большаков[1,3], И.В. Молодкин[1] А.А. Булавская[2]
[1] Центр лучевой терапии "ОнкоСтоп", Москва
[2] Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск
[3] Национальный исследовательский ядерный университет "МИФИ", Москва

ANALYSIS OF TEMPORAL DEPENDENCIES OF OPTICAL DENSITY AND SIGNAL-TO-NOISE RATIO OF THE NEW GAFCHROMIC FILM EBT4

R.R. Fayzullin[1,2], L.V. Brezgin[1], S.M. Bolshakov[1,3], I.V. Molodkin[1], A.A. Bulavskaya[2]
[1] Radiation Therapy Center "OncoStop", Moscow, Russia
[2] National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia
[3] National Research Nuclear University MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute), Moscow, Russia

Реферат

Цель: Оценить временные зависимости оптической плотности и отношения сигнал/шум (SNR) новой радиохромной пленки Gafchromic EBT4, сравнив её характеристики с пленкой EBT3, для задач дозиметрии и контроля качества планов стереотаксической лучевой терапии (SRT/SBRT).

Материал и методы: Пленки EBT3 и EBT4 были облучены с использованием роботизированной системы CyberKnife (6 МэВ, FFF) в водоэквивалентном фантоме. Измерения оптической плотности проводились с интервалами в 30 минут в течение 63,5 часов после облучения, с использованием сканера Epson Perfection V750 Pro и анализа изображений в программном обеспечении ImageJ. Для построения временных калибровочных кривых использовалась функция Родбарда. Отношение сигнал/шум рассчитывалось для каждого временного интервала. Проверка пациент-специфичных планов SRT/SBRT осуществлялась с применением временных калибровочных кривых и 2D-гамма-анализа с критерием 2 %/2 мм, в разработанном в среде Python программном обеспечении.

Результаты: Временные зависимости нормализованной оптической плотности (netOD) для пленок EBT3 и EBT4 имели логарифмический характер, с частичным насыщением через 30 часов и полным через 45 часов. Пленка EBT4 продемонстрировала улучшенное отношение сигнал/шум во всём диапазоне доз, что делает её предпочтительной для задач прецизионной дозиметрии. Результаты гамма-анализа планов SRT/SBRT с использованием временных калибровочных кривых обеих пленок показали высокую степень соответствия (не менее 90 % точек удовлетворяли критерию 2 %/2 мм).

Заключение: Результаты исследования подтверждают применимость радиохромной пленки EBT4 для дозиметрии и контроля качества планов лучевой терапии. Её усовершенствованные характеристики, включая высокое отношение сигнал-шум и стабильность временных зависимостей, делают её эффективным инструментом для рутинного использования в стереотаксической лучевой терапии. Применение временных калибровочных кривых позволяет ускорить проверку индивидуальных планов лечения пациентов, сохраняя при этом высокую точность измерений.

Ключевые слова: радиохромные пленки, EBT4, EBT3, оптическая плотность, временные характеристики, отношение сигнал/шум, контроль качества, стереотаксическая лучевая терапия, КиберНож, клиническая дозиметрия

Abstract

Purpose: To evaluate the temporal dependencies of optical density and signal-to-noise ratio (SNR) of the new Gafchromic EBT4 film by comparing its characteristics with the EBT3 film for dosimetry and quality assurance (QA) of stereotactic radiotherapy (SRT/SBRT) treatment plans.

Materials and Methods: EBT3 and EBT4 films were irradiated using the CyberKnife robotic system (6 MV, FFF) in a water-equivalent phantom. Optical density measurements were conducted at 30-minute intervals over 63.5 hours post-irradiation using an Epson Perfection V750 Pro scanner and analyzed with ImageJ software. The NIH Rodbard function was used to construct temporal calibration curves. The SNR was calculated for each time interval. Patient-specific SRT/SBRT treatment plans were verified using temporal calibration curves and 2D gamma analysis (2 %/2 mm criterion) implemented in in-house Python software.

Results: The temporal dependencies of normalized optical density (netOD) for both EBT3 and EBT4 films exhibited a logarithmic pattern, with partial stabilization at 30 hours and full stabilization at 45 hours post-irradiation. The EBT4 film demonstrated an improved SNR across the entire dose range, making it a preferred choice for precision dosimetry. Gamma-analysis of SRT/SBRT plans using the temporal calibration curves of both films showed high agreement, with no less than 90% of points meeting the 2 %/2 mm criterion.

Conclusion: The findings confirm the feasibility of using Gafchromic EBT4 film for dosimetry and quality assurance (QA) of radiotherapy treatment plans. Its enhanced characteristics, including a higher SNR and stable temporal dependencies, make it a promising tool for routine clinical practice in SRT/SBRT. The use of temporal calibration curves enables accelerated verification of patient-specific plans while maintaining high measurement accuracy.

Key words: radiochromic films, EBT4, EBT3, optical density, temporal characteristics, signal-to-noise ratio, quality assurance, stereotactic radiation therapy, CyberKnife, dosimetry

E-mail: fayzullinrr@gmail.com

https://doi.org/10.52775/1810-200X-2024-104-4-13-25

Введение

Радиохромные пленки Gafchromic уже более 20 лет успешно применяются в лучевой терапии благодаря их способности точно регистрировать поглощенную дозу в широком диапазоне энергий [1–6]. Их высокая пространственная разрешающая способность, отсутствие зависимости от мощности дозы и низкая степень внесения возмущений в пучок делают их особенно полезными для прецизионной дозиметрии [7, 8], включая контроль дозы в малых полях [9, 10], сложных дозовых распределениях [11–13] и Flash-терапии [14]. Пленки EBT3 и EBT-XD широко используются для контроля качества планов лучевой терапии с модуляцией интенсивности (IMRT), модуляцией дозы по объему (VMAT) и стереотаксической лучевой терапии (SRT/SBRT) [15–18].

Недавние исследования новой модели дозиметрической пленки EBT4, пришедшей на смену EBT3, показали меньшую неопределенность в измерениях поглощенной дозы в диапазоне от 0 до 2 Гр [19] и улучшенное отношение сигнал–шум (SNR) [20]. Однако несмотря на эти улучшения, для эффективного использования пленок в рутиной дозиметрии планов пациентов и ускоренного получения результатов верификации, для новой модели EBT4 также требуются данные по временному поведению калибровочных зависимостей относительной оптической плотности. Как и случае с моделями EBT3 и EBT-XD ожидается, что увеличение значения относительной оптической плотности (OD) после облучения будет происходить логарифмически от времени с постепенным замедлением, что связано с продолжительным процессом полимеризации в активном слое пленки [15]. Для минимизации неопределенности, связанной со скоростью течения процесса полимеризации, и получения приемлемого результата измерений, требуется выдержка продолжительностью более 24 часов с момента

облучения [2, 21, 22], что существенно удлиняет время предлучевой подготовки.

Для ускорения процесса получения результатов, как правило, используется метод масштабирования дозы на основе эталонной пленки, предложенный Lewis et al [23], также могут использоваться и некоторые другие модификации этого метода [24], позднее вошедшие в рекомендации TG 235 AAPM [15].

Перспективным подходом, на наш взгляд, является способ, предложенный в работе Leon Dunn et al [25]. Данный метод предполагает получение массива временных зависимостей калибровочных кривых (ТСМ) OD от дозы с последующим использованием нужной кривой, соответствующей времени постэкспонирования для измеряемой пленки. Данный способ позволяет получать точные результаты в относительно непродолжительных (не более 60 минут) сеансах лучевой терапии в короткие сроки.

В настоящей работе мы сравнивали временные зависимости различных параметров пленок EBT4 и EBT3. В частности, выполняли оценки изменения относительной оптической плотности (OD) от времени и изменения отношения сигнал/шум после облучения. Полученные временные калибровочные кривые пленки обеих моделей использовались в проверках планов стереотаксической лучевой терапии на аппарате CyberKnife.

Материал и методы

Получение калибровочных зависимостей и оценка отношения сигнал/шум

Пленки EBT3 (lot 11292201) и EBT4 (lot 04072302) размерами 20,3×25,4 см были нарезаны на калибровочные полосы размерами 2×12 см таким образом, чтобы сканирование выполнялось вдоль короткой стороны каждой получившейся полосы. Данное направление было отмечено стрелкой в углу пленки и соответствовало направлению вдоль длинной стороны исходного листа согласно рекомендациям AAPM TG 235. Каждая пленка была пронумерована тонким черным маркером. Для получения калибровочных зависимостей использовалась роботизированная радиохирургическая система CyberKnife производства компании Accuray. Каждая из пленок располагалась в водоэквивалентном фантоме Stereotactic Dose Verification Phantom (Standard Imaging) на глубине 5 см и расстоянии от источника 80 см (SAD=80 см и SSD=75 см). Облучение выполнялось пучком фотонов номинальной энергии 6 МэВ без выравнивающего фильтра (FFF) с использованием 60 мм конусного коллиматора. Независимый контроль дозы выполнялся электрометром PTW Unidose Webline и ионизационной камерой типа Semiflex 0.3 PTW расположенной на SAD=81 см. В протоколе измерений регистрировалось время окончания облучения каждой пленки, температура и давление.

После облучения, чтобы уменьшить неопределенность, связанную с латеральным артефактом (LAR), пленки одной модели размещали вдоль центральной оси сканера Epson Perfection V750 Pro в один ряд в направлении сканирования, установленном при нарезке пленок [26]. Затем их накрывали музейным стеклом толщиной 2 мм, обеспечивающим высокую светопроницаемость (более 98 %) и низкое светоотражение (менее 1 %). Стекло равномерно прижимало пленку к сканеру, что соответствует рекомендациям Lewis et al и Palmer et al [27, 28].

Сканирование выполнялось с использованием программного обеспечения Epson в режиме на просвет (transparency mode) в RGB-кодировке с глубиной цвета 48 бит (по 16 бит на каждый канал). Это позволило раздельно оценивать отклик в красном (~600–700 нм), зеленом (~500–600 нм) и синем (~400–500 нм) цветовых каналах. Для обеспечения точности измерений цифровые фильтры не применялись, а разрешение каждого полученного TIFF-изображения составляло 72 DPI (точек на дюйм).

Период между сканированиями составлял 30 минут, а общая продолжительность измерений – 63,5 часа. Длительный период сканирования для калибровочных кривых был выбран для проверки стабильности зависимости оптической плотности на этапе насыщения и для обеспечения точных измерений при отложенном анализе планов гарантии качества, например, в случае выходных дней. Для обязательного выполнения процедуры предпрогрева лампы перед каждым сканированием, который существенно влияет на результаты измерения OD, период между сканированиями выбирался более 15 минут. Важно отметить, что алгоритм работы используемого сканера не позволяет выполнять процедуру сканирования чаще чем раз в 15 минут, так как запуск предпрогрева выполняется независимо от количества и частоты

сканирований с периодичностью в 15 минут перед каждым последующим сканированием.

Для автоматизации процесса сканирования была использована программа AutoHotKey (AutoHotkey Foundation LLC) и скрипт, позволяющий запускать процесс сканирования через заданные интервалы времени [25].

Для построения временных калибровочных зависимостей относительной оптической плотности от поглощенной дозы использовалось программное обеспечение ImageJ и разработанный для данной задачи скрипт, позволяющий выполнять пакетную обработку TIFF изображений в 3 отдельных цветовых каналах. Пример работы скрипта изображен на рис. 1. Скрипт выполняет автоматическое выделение круглого региона интереса (ROI) диаметром 30 пикселов по центру дозного профиля каждой калибровочной полоски, в котором определяется среднее значение серого I_{exp}, а затем и "чистая" оптическая плотность *netOD* по следующей формуле:

$$netOD = \log_{10}(I_{bkg}/I_{exp}), \quad (1)$$

где I_{bkg} – среднее значение серого необлученной (фоновой) пленки в ROI [29], определяемом по геометрическому центру пленки. Калибровоч-

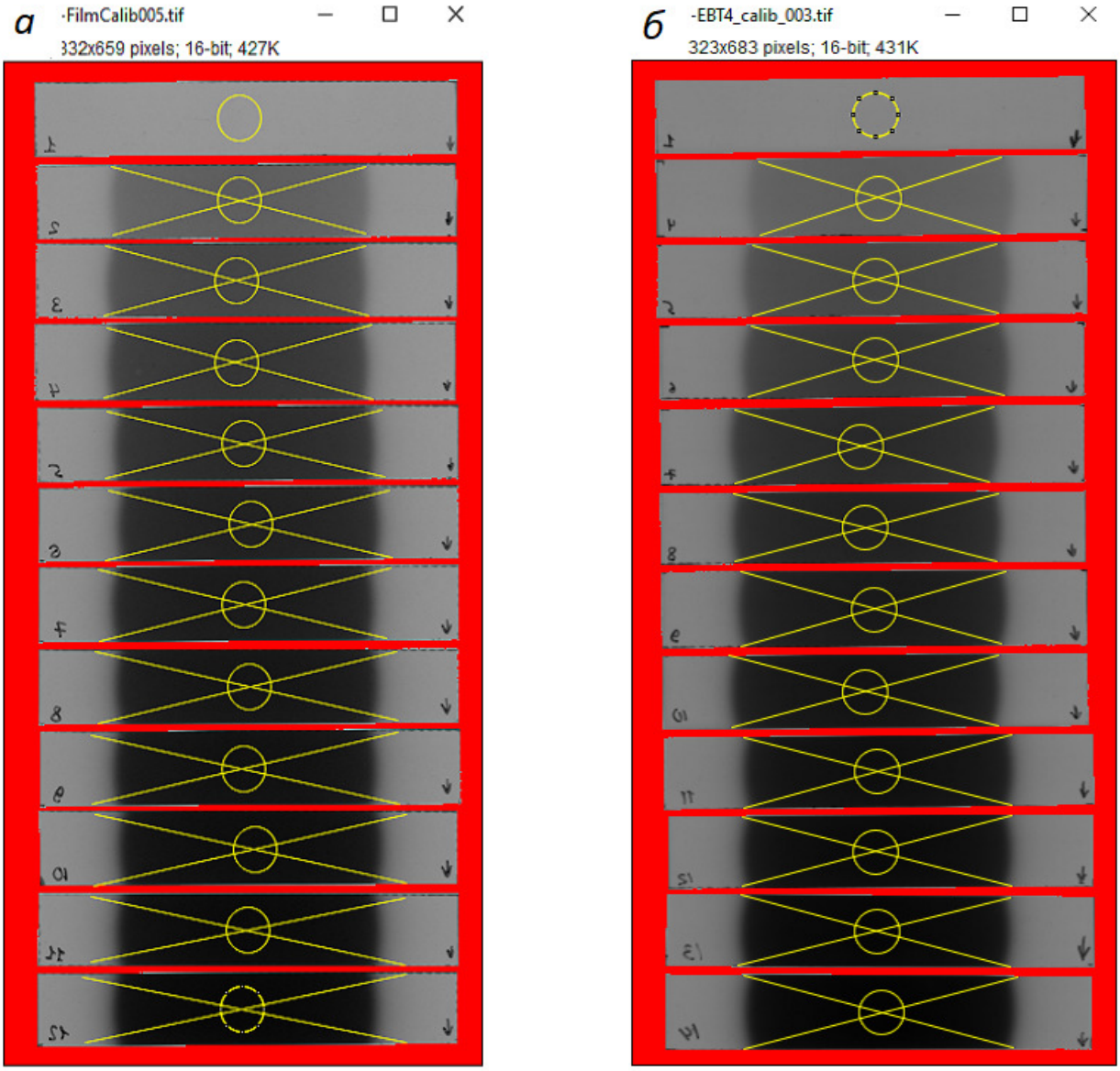

Рис. 1. *Пример обработки скана из 12 пленок, облученных дозами от 0 – 12,4 Гр, в программном обеспечении ImageJ. На каждой пленке скрипт выделяет круглое ROI диаметром 30 пикселов по центру дозного профиля: а – EBT3. б – EBT4*

Таблица 1

Результаты проверок тестовых пациент-специфичных SRT/SBRT планов различных локализаций, выполненных на пленках EBT3 и EBT4

№ плана	Локализация	Фантом	Время доставки плана ГК, мин	Макс. доза плана ГК, Гр	Изодоза предписания, %	Время после облучения, ч	% точек EBT3*	% точек EBT4*
1	Легкие	XsightLung Phantom	62	5,99	76	15	95,13	91,65
2	Малый таз	Stereotactic Dose Verification Phantom	17	6,59	81	1,5	99,68	98,89
3	Головной мозг	Фантом головы–шеи	21	6,11	75	12,5	100	99,77
4	Головной мозг	Фантом головы–шеи	20	5,36	79	16,5	99,43	100
5	Позвоночник	Фантом головы–шеи	40	6,92	73	14	99,59	99,44
6	Головной мозг	Фантом головы–шеи	25	6,91	78	15,5	92,84	97,67
7	Головной мозг	Фантом головы–шеи	24	5,90	79	1	98,98	97,54
7	Головной мозг	Фантом головы–шеи	24	5,90	79	14	99,89	95,5
8	Головной мозг	Фантом головы–шеи	24	7,82	77	1	93,48	95,45
8	Головной мозг	Фантом головы–шеи	24	7,82	77	2	93,67	95,44
9	Головной мозг	Фантом головы–шеи	37	5,86	77	62,5	97,86	95,9
10	Малый таз	Stereotactic Dose Verification Phantom	49	6,89	76	62	95,83	99,05
11	Малый таз	Stereotactic Dose Verification Phantom	27	5,89	76	61,5	99,97	91,57

* – критерии гамма анализа Г(2 %/2 mm)≤1

ные зависимости определялись с помощью функции Родбарда [30]:

$$D = c((netOD - a)/(d - netOD))^{1/b}, \quad (2)$$

где D – поглощенная доза, a, b, c, d – подстроечные параметры функции Родбарда.

Отношение сигнал/шум (SNR) рассчитывалось по следующей формуле:

$$SNR = I_{exp}/\sigma, \quad (3)$$

где I_{exp} – среднее значение серого и σ – стандартное отклонение значения серого, определенные в ROI с помощью программного обеспечения ImageJ.

Верификация пациент-специфичных планов SRT/SBRT

Верификация 11 планов пациентов по полученным калибровочным зависимостям выполнялась с помощью 2D гамма-анализа в оригинальном программном обеспечении, разработанном в среде Python с использованием библиотек PyMedPhys и MatPlotlib. Продолжительность доставки дозы каждого плана, максимальная расчетная поглощенная доза, изодоза предписания, используемый фантом и локализация каждого плана, представлены в табл. 1.

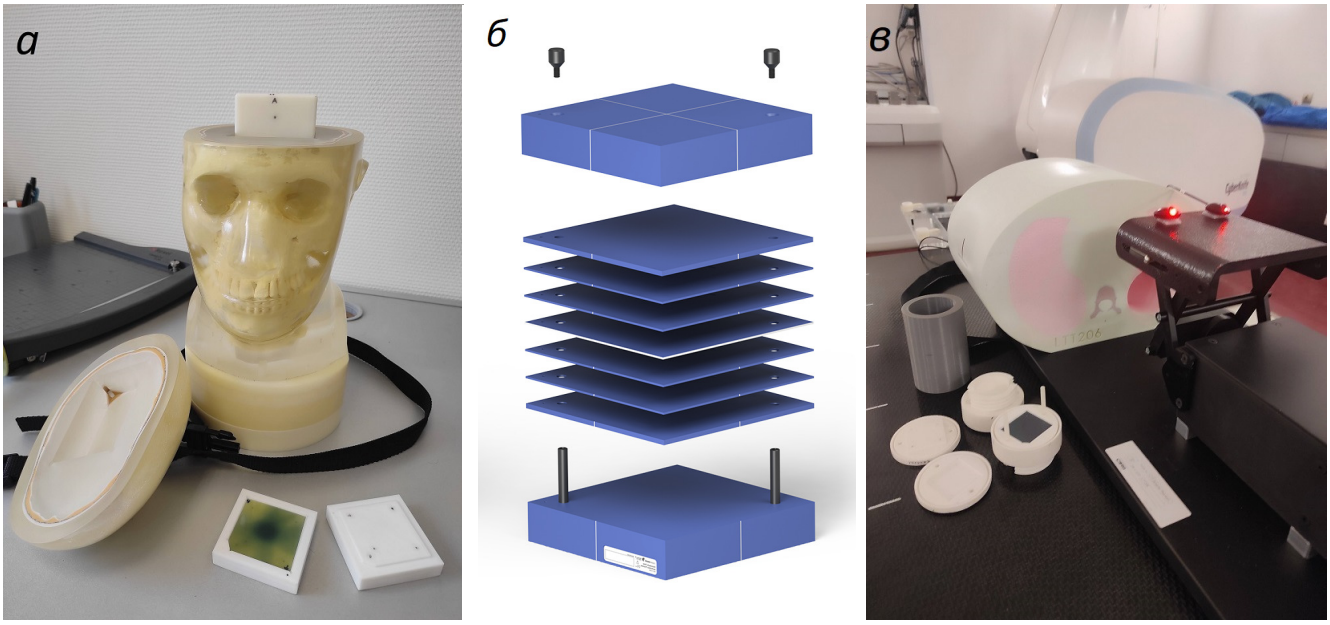

Рис. 2. *Фантомы, используемые для контроля качества планов пациентов: а – фантом головы–шеи производства Accuray с оригинальной напечатанной FDM-методом вставкой для пленок; б – Stereotactic Dose Verification Phantom (Standard Imaging); в – антропоморфный динамический фантом легких XsightLung Phantom (CIRS) со специальной вставкой для пленок*

Дозное распределение тестовых планов пациентов, рассчитанное в системе дозиметрического планирования Multiplan 4.6 (Accuray) в плоскости пленки, импортировалось в программу для гамма-анализа в формате DICOM RT Dose, где сравнивалось с результатами измерений, полученными на пленках. Расчет дозы для мишени в легком выполнялся методом Монте-Карло с неопределенностью 1 %, для остальных локализаций расчеты выполнялись с помощью алгоритма Raytracing. Сравнение выполнялось с помощью гамма-анализа с критерием приемлемости: не менее 90% точек должно удовлетворять условиям $\gamma(2\ \%/2\ \text{mm}) \leq 1$ с нижним порогом дозы 10 % [31].

Для проверки интракраниальных пациент-специфичных планов использовался фантом головы-шеи производства Accuray с оригинальной вставкой для пленок из полиликтида (PLA), напечатанной методом послойного наплавления (FDM) (рис. 2а) [32]. Для экстракраниальных локализаций с навигацией по имплантированным рентгеноконтрастным меткам был задействован Stereotactic Dose Verification Phantom (Standard Imaging) (рис. 2б). Для планов с мишенью в легком и использованием системы синхронизации дыхания Synchrony – антропоморфный динамический фантом легких XsightLung Phantom (CIRS), также со специально разработанной вставкой для планов гарантии качества, выполненной методом FDM-печати из PLA [32] (рис. 2в).

Нарезанные пленки EBT3 и EBT4 подписывались и укладывались в фантом совместно одна над другой для одновременного облучения. В силу суммарной толщины (0,35 + 0,35 мм), сравнимой с толщиной среза КТ (0,625 мм для интракардиальных локализаций и 1,25 мм для экстракраниальных), для обеих пленок использовалось общее дозное распределение одного среза, экспортированное из системы планирования. Сканирование пленок выполнялось одновременно с необлученными пленками, соответствующими фоновым значениям каждой модели (рис. 3).

Результаты

Временные калибровочные зависимости netOD и отношение сигнал/шум

Калибровочные кривые, полученные через 24 часа после облучения, построенные с использованием функции Родбарда, представлены на рис. 4. Как и ожидалось, наибольшую чувствительность демонстрирует красный ка-

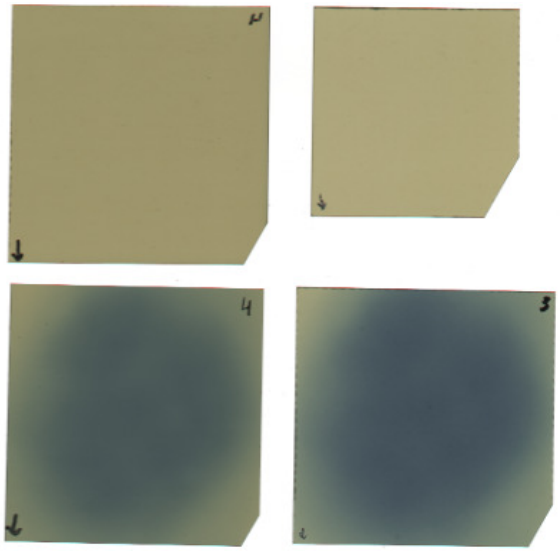

Рис. 3. *Пример отсканированного изображения пленок EBT3 и EBT4 одного из пациент-специфичных планов*

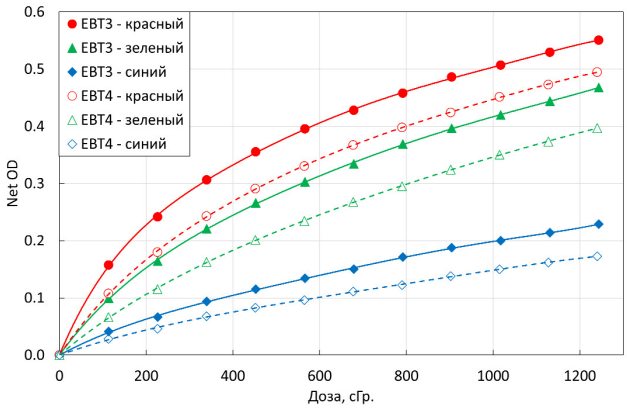

Рис. 4. *Примеры калибровочных кривых для пленок EBT3 и EBT4 для трех каналов, рассчитанные через 24 часа после облучения*

нал, при этом чувствительность пленки EBT3 в диапазоне доз от 0 до 200 сГр несколько выше чем EBT4.

Сравнение зависимостей нормализованной оптической плотности netOD для различных значений доз от времени в красном и зеленом каналах представлены на рис. 5.

Кривые имеют логарифмический вид с двумя уровнями насыщения: частичное – через 30 и полное – спустя 45 часов с момента облучения, при этом начиная с 20 часов изменение netOD укладывается в 1 % для всех представленных пленок в рассматриваемом диапазоне доз. Следует отметить, что зависимости имеют

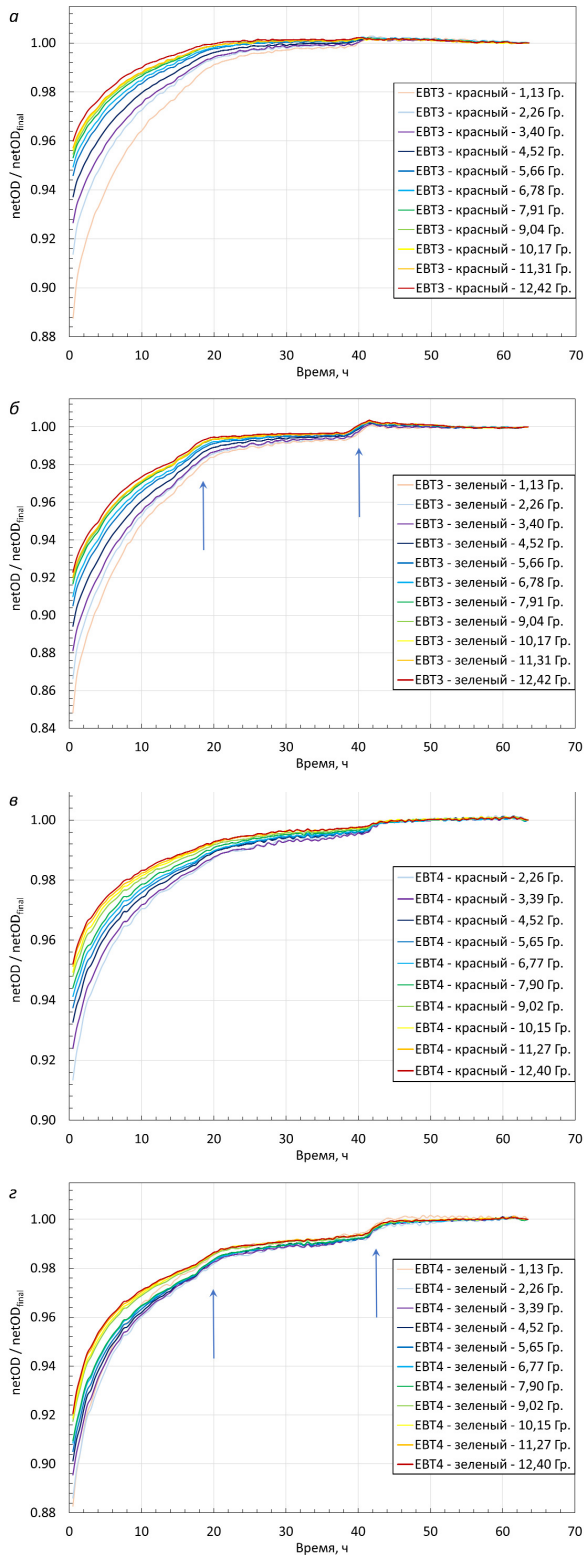

Рис. 5. *Графики зависимости оптической плотности netOD от времени после облучения. Каждая кривая нормализована на значение, полученное в последнем сканировании (63,5 часа). а – EBT3 в красном канале; б – EBT3 в зеленом канале; в – EBT4 в красном канале; г – EBT4 в зеленом канале*

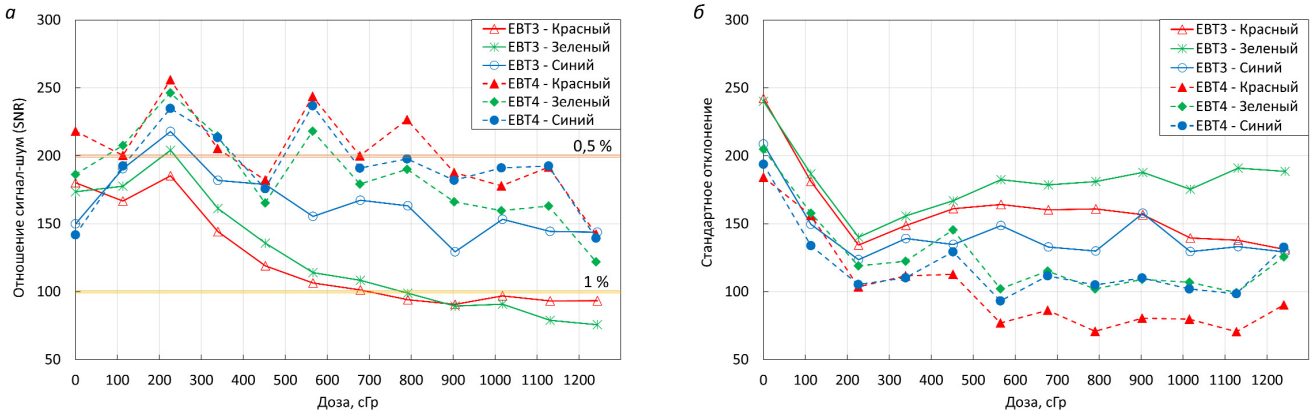

Рис. 6. *а – отношение сигнал/шум (оранжевой и желтой двойными линиями обозначены уровни SNR, обеспечивающие 0,5 % и 1 % уровни систематической погрешности определения поглощенной дозы соответственно); б – среднеквадратичное отклонение значения серого от поглощенной дозы для пленок ЕВТ3 и ЕВТ4 в 3 цветовых каналах*

несколько скачков, которые хорошо прослеживаются в зеленом канале. Так, первый скачок netOD для пленки ЕВТ3 наблюдался в 18 часов, а второй – в 39 часов, для пленки ЕВТ4 – в 19 и 43 часа соответственно (голубые стрелки на рис. 5).

На рис. 6 представлено сравнение зависимостей отношения сигнал/шум и стандартного отклонения значения серого, от дозы для пленок ЕВТ3 и ЕВТ4. Новая пленка демонстрирует бо́льшие значения SNR и меньший шум по сравнению с ЕВТ3 во всем диапазоне доз для красного и зеленого каналов.

Временны́е зависимости SNR для различных доз в красном канале представлены на рис. 7. Графики для обеих моделей пленки показывают отсутствие ярко выраженной зависимости отношения сигнал/шум от времени после облучения, однако SNR для фоновой пленки постепенно снижается, что связано с увеличением шума на фоновой пленке при многократном сканировании. SNR для пленок ЕВТ4 превосходит SNR пленок ЕВТ3.

Верификация пациент-специфичных планов стереотаксической лучевой терапии с использованием временных калибровочных кривых

Примеры распределений гамма-индекса для пленок ЕВТ3 и ЕВТ4, полученные через 1 ч после облучения, приведены на рис. 8. Необходимо отметить, что для одного и того же плана интракраниальной локализации с критерием гамма 2 %/2 мм полученные распределения не показывают значимых различий и лежат в пределах суммарной погрешности определения ка-

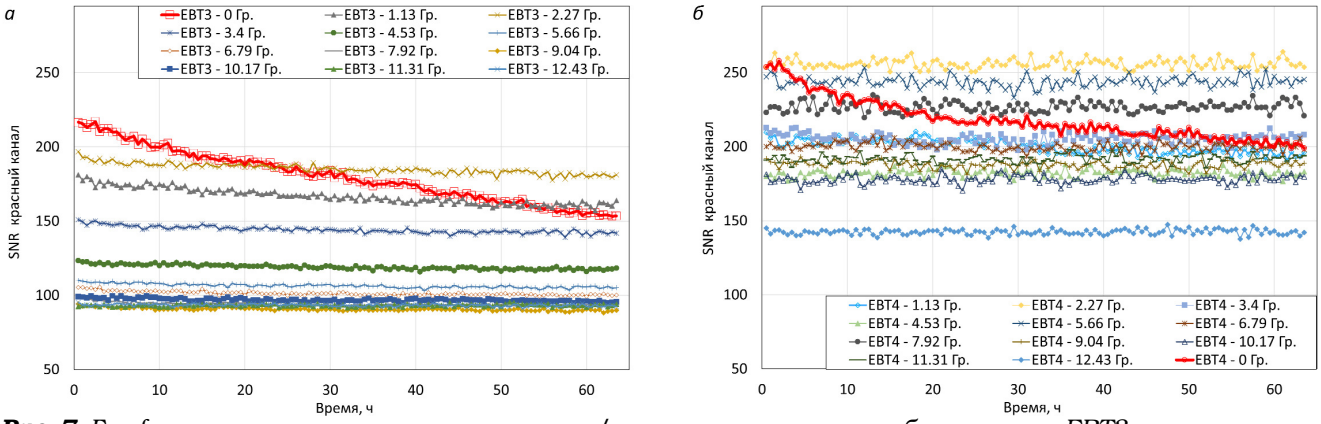

Рис. 7. *Графики зависимости отношения сигнал/шум от времени после облучения: а – ЕВТ3 в красном канале; б – ЕВТ4 в красном канале*

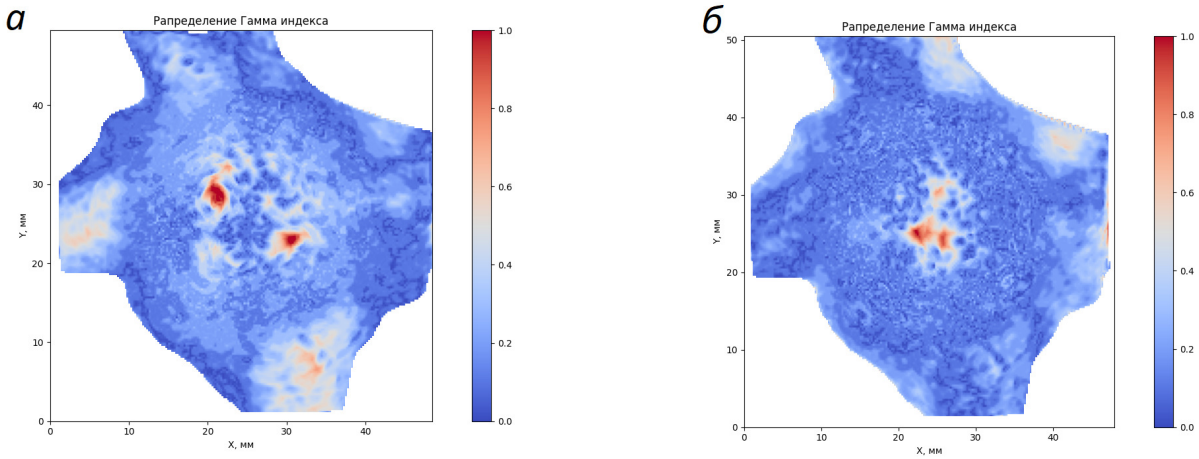

Рис. 8. *Распределения гамма-индекса для плана интракраниальной локализации с использованием фантома головы-шеи (тестовый план № 7), полученные с помощью временных калибровочных кривых для пленок: а – EBT3, более 98,98 % точек; и б – EBT4; более 97,54 % точек удовлетворяют условию γ(2 %/2 мм)≤1 с нижним порогом дозы 10 %. Измерения выполнены в красном канале через 1 час после облучения*

либровочной кривой, точности расчета и доставки дозы.

Пример оценки распределения гамма-индекса для плана интракраниальной локализации (тестовый план №4) с использованием пленки EBT4, выполненный с помощью разработанного программного обеспечения в среде Python и библиотеки PyMedPhys, продемонстрирован на рис. 9. Согласно распределению (рис. 9а) и гистограмме гамма-индекса (рис. 9б), все точки удовлетворяют условиям γ(2 %/2 мм)≤1. Сравнение центрального перекрестного профиля рассчитанной и измеренной дозы показывает качественное и количественное согласие (рис. 9в).

Гамма-анализ пациент-специфичных планов показал хорошее сходство рассчитанных и измеренных дозных распределений для пленок обеих моделей и во всех случаях удовлетворял требуемым критериям. Результаты сравнений для всех планов представлены в табл. 1. Для планов № 7 и № 8 сканирование выполнялось по 2 раза: первое через 1 час для обоих планов, второе – через 14 и 2 часа, для 7 и 8 плана соответственно.

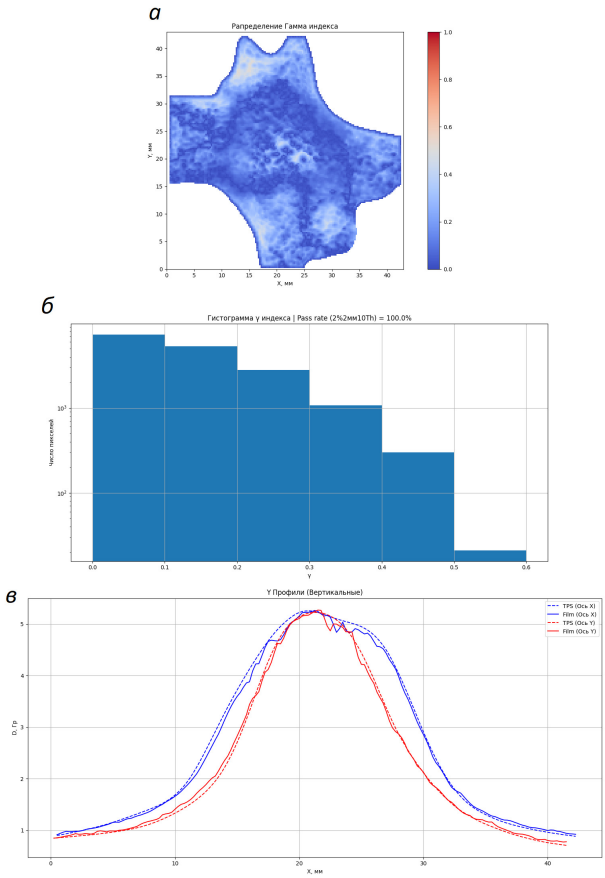

Рис. 9. *Оценка плана интракраниальной локализации с использованием фантома головы–шеи (тестовый план № 4) на пленке EBT4: а – распределение гамма-индекса; б – гистограмма гамма-индекса в логарифмическом представлении; в – перекрестный дозный профиль, проходящий через центр мишени. Сканирование выполнено в красном канале через 16,5 часов после облучения*

Обсуждение

Результаты настоящего исследования подтверждают высокую точность и воспроизводимость измерений с использованием радиохромных пленок EBT3 и EBT4 для проверки качества планов лучевой терапии. Временные за-

висимости нормализованной оптической плотности (netOD) обеих моделей пленок показали логарифмический характер, с двумя уровнями насыщения: частичным – через 30 часов и полным – через 45 часов после облучения. При этом начиная с 20 часов, изменение netOD укладывается в 1 % для всех доз, что согласуется с результатами предыдущих исследований. Однако на полученных в работе временных кривых были выявлены характерные скачки, которые требуют отдельного детального изучения.

Скачки netOD, лучше всего заметные в зеленом канале, для пленки EBT3 были зафиксированы через 18 и через 39 часов после облучения, в то время как для пленки EBT4 они наблюдались через 19 и 43 часа соответственно. Эти явления могут быть обусловлены несколькими факторами:

1. Влияние физико-химических процессов в активном слое.
   Пленки EBT3 и EBT4 содержат микрокристаллы мономеров, которые продолжают полимеризоваться под воздействием накопленной энергии после облучения. Скачки могут быть связаны с фазовыми переходами или перестройкой молекулярной структуры в активном слое.
2. Экспериментальные факторы.

2.1. Влияние предпрогрева лампы сканера. Как было указано ранее, алгоритм работы предпрогрева лампы мог способствовать небольшим колебаниям значений netOD.

2.2. Изменение влажности и температуры окружающей среды [15]. Данный фактор, маловероятен, т.к. влажность и температура воздуха на протяжении сканирования оставалась стабильной, а облучение происходило в водоэквивалентном твердом фантоме. Кроме того, качественное поведение скачков для пленок разных моделей схожее несмотря на то, что их облучение и сканирование происходило с разницей в 1 неделю.

2.3. Деградирование фоновой пленки под влиянием многократного сканирования. Для проверки данного предположения были построены временные зависимости значения серого (рис. 10), нормированные на финальное значение в полученное через 63,5 часа, которые указывают на стабильное поведение фоновой пленки во время скачков, наблюдаемых в облученных пленках. Кроме того, прослеживается пропорциональная зависимость от дозы величины скачка значения серого.

Несмотря на наблюдаемые скачки, их влияние на общую точность дозиметрии минимально, так как основная стабилизация OD завершается к 20 часам с момента облучения, после чего все изменения лежат в диапазоне до 1 %. Тем не менее, данные резкие изменения OD подчеркивают важность тщательного контроля экспериментальных условий и необходимости учета временных калибровочных кривых.

Анализ данных выявил также различия в чувствительности (рис. 4) и отношении сигнал/шум между пленками EBT3 и EBT4 (рис. 6а). Ключевым преимуществом пленки EBT4 является её улучшенное отношение сигнал/шум, что особенно важно для прецизионной дозиметрии и проверки качества планов

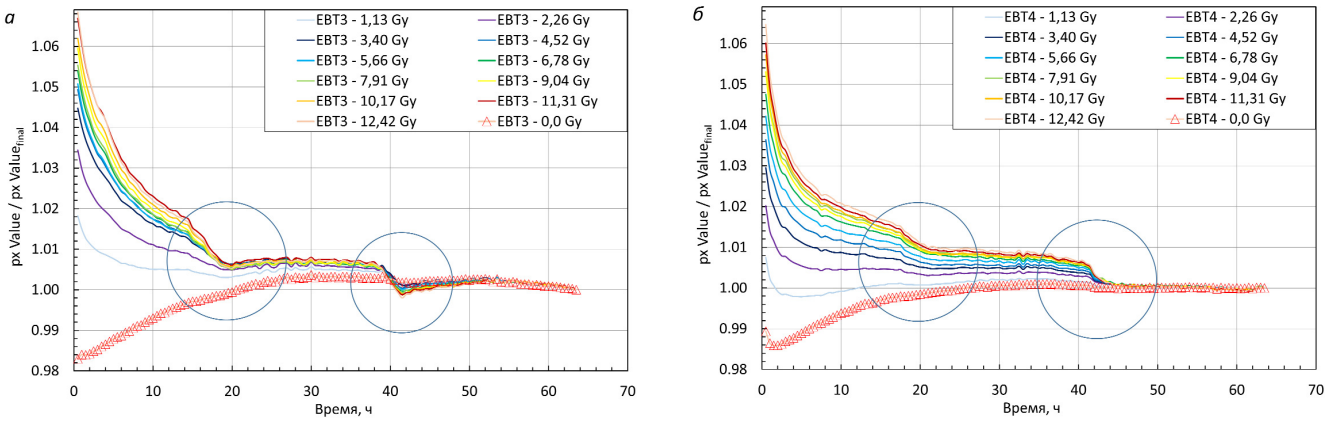

Рис. 10. *Графики зависимости значения серого (px Value) от времени после облучения в зеленом канале; а – пленка EBT3; б – пленка EBT4. На всех графиках значение серого нормализовано на значение, полученное в последнем сканировании (63,5 часа). Скачкообразное изменение серого обозначено синим кругом*

пациентов. Согласно полученным временным зависимостям SNR, можно констатировать отсутствие выраженного изменения отношения сигнал/шум от времени и количества произведенных сканирований, однако, как следует из графиков на рис. 7, фоновые пленки обеих моделей накапливают шум при многократном сканировании, что связано со световым и термическим воздействием лампы сканера на активный слой пленки.

Полученные результаты временны́х зависимостей netOD и SNR позволяют сделать вывод о том, что для обеих моделей пленок оптимальное время для анализа данных составляет не менее 20 часов после облучения, однако выполнение гамма-анализа с применением временных калибровочных кривых по методу, предложенному Leon Dunn et al [25], может существенно сократить время теста. Так в проведенных тестах контроля качества пациент-специфичных планов обе модели пленки показали приемлемый результат за относительно короткое время. При этом незначительные отличия в результатах гамма-распределения пленок EBT3 и EBT4, вероятно, связаны с различиями в отклике и некоторыми принятыми упрощениями. Стоит отметить, что основным ограничением метода ТСМ является рост неопределенности в измерении поглощенной дозы при увеличении продолжительности самого облучения. Так, например, подведение некоторых радиохирургических планов на аппарате CyberKnife может занимать более часа, что необходимо принимать во внимание при анализе результатов измерений данным методом.

Заключение

Проведенное исследование подтвердило высокую эффективность применения радиохромных пленок EBT3 и EBT4 для задач дозиметрии и контроля качества планов лучевой терапии. Полученные данные демонстрируют, что пленки обеих моделей обеспечивают воспроизводимые и точные результаты, соответствующие современным требованиям к верификации дозы, включая применение гамма-анализа при проверке сложных стереотаксических планов.

Временны́е зависимости нормализованной относительной оптической плотности (netOD) для обеих моделей пленок имеют логарифмический характер, достигая полной стабилизации через 45 часов после облучения. Для практических целей оптимальным временны́м интервалом для анализа является период, начинающийся спустя 20 часов после облучения, в течение которого изменения netOD укладываются в пределы 1 %.

Выявленные скачки значений netOD требуют дальнейшего изучения, поскольку их природа может быть связана с физико-химическими процессами в активном слое пленок. Тем не менее, их влияние на общую точность измерений минимально, и не препятствует применению пленок в рутинной дозиметрии.

Пленка EBT4 демонстрирует улучшенные характеристики по сравнению с EBT3, включая более высокое отношение сигнал/шум и меньший уровень шума в широком диапазоне доз. Эти свойства делают её особенно перспективной для применения в задачах прецизионной дозиметрии, несмотря на несколько меньшую чувствительность в диапазоне низких доз.

Результаты гамма-анализа на основе ТСМ подтвердили высокую степень соответствия между рассчитанными и измеренными дозными распределениями для пленок обеих моделей. Это подтверждает их применимость для контроля качества сложных планов SRT/SBRT, включая планы с синхронизацией дыхания и навигацией по имплантированным маркерам. Применение временны́х калибровочных кривых позволяет существенно сократить время получения результатов, сохраняя высокую точность измерений. Этот подход особенно актуален для проверки планов лучевой терапии, требующих оперативного выполнения в условиях клинической практики.

Таким образом, обе модели пленок EBT3 и EBT4 демонстрируют высокую эффективность в задачах дозиметрии и верификации планов лучевой терапии. Улучшенные характеристики пленки EBT4 делают её предпочтительным выбором для прецизионной дозиметрии в современных клинических условиях. Дальнейшее изучение выявленных особенностей, таких как скачки netOD, может внести вклад в оптимизацию её использования и в более глубокое понимание процессов, происходящих в активном слое радиохромных пленок.

Список литературы

1. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Ra-

diochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Med Phys. 1998; 25 (11): 2093-115.
2. Devic S. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. Phys Med. 2011; 27: 122-34.
3. Zhu Y, Kirov AS, Mishra V, Meigooni AS, Williamson JF. Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry. Med Phys. 1997; 24 (2): 223-31.
4. Todorovic M, Fischer M, Cremers F, Thom E, Schmidt R. Evaluation of GafChromic EBT prototype B for external beam dose verification. Med Phys. 2006; 33 (5): 1321-8.
5. Rink A, Vitkin IA, Jaffray DA. Energy dependence of radiochromic films assessed using a real-time optical dosimeter. Med Phys. 2007; 34 (2): 458-63.
6. Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Weak energy dependence of EBT Gafchromic film dose response in the 50 kVp-10 MVp X-ray range. Appl Radiat Isot. 2006; 64 (1): 60-2.
7. Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. Phys Med. 2016; 32: 541-56.
8. Sorriaux J, Kacperek A, Rossomme S, Lee JA, Bertrand D, Vynckier S, et al. Evaluation of Gafchromic EBT3 film characteristics in therapy photon, electron, and proton beams. Phys Med. 2013; 29 (6): 599-606.
9. Klimanov VA, Kirpichev YS, Serikbekova ZK, Belousov AV, Krusanov GA, Walwyn-Salas G, et al. Monte Carlo calculation of output correction factors for ionization chambers, solid-state detectors, and EBT3 film in small fields of high-energy photons. J Appl Clin Med Phys. 2023; 24 (1): e13753.
10. Mack A, Scheib SG, Major J, Gianolini S, Pazmandi G, Feist H, et al. Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery: Determination of Gamma Knife output factors. Med Phys. 2002; 29 (9): 2080-9.
11. McLaughlin WL, Soares CG, Sayeg JA, McCullough EC, Kline RW, Wu A, et al. The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics. Med Phys. 1994; 21 (3): 379-88.
12. Wilcox EE, Daskalov GM. Evaluation of GAFCHROMIC EBT film for CyberKnife dosimetry. Med Phys. 2007; 34 (6Part1): 1967-74.
13. Sturtewagen E, Fuss M, Paelinck L, De Wagter C, Georg D. Multidimensional dosimetric verification of stereotactic radiotherapy for uveal melanoma using radiochromic EBT film. Z Med Phys. 2008; 18 (1): 27-36.
14. Jaccard M, Petersson K, Buchillier T, Germond J, Durбn MT, Vozenin M, et al. High dose-per-pulse electron beam dosimetry: Usability and dose-rate independence of EBT3 Gafchromic films. Med Phys. 2017; 44 (2): 725-35.
15. Niroomand-Rad A, Chiu-Tsao S, Grams MP, Lewis DF, Soares CG, Van Battum LJ, et al. Report of AAPM Task Group 235: Radiochromic film dosimetry - An update to TG-55. Med Phys. 2020; 47 (12): 5986-6025.
16. Fiandra C, Fusella M, Giglioli FR, Filippi AR, Mantovani C, Ricardi U, et al. Comparison of Gafchromic EBT2 and EBT3 for patient-specific quality assurance: Cranial stereotactic radiosurgery using volumetric modulated arc therapy with multiple noncoplanar arcs. Med Phys. 2013; 40 (8): 082105.
17. Santos T, Ventura T, Capela M, Mateus J, Lopes M do C. A protocol for absolute dose verification of SBRT/SRS treatment plans using Gafchromic EBT-XD films. Phys Med. 2021; 82: 150-7.
18. Miura H, Ozawa S, Hosono F, Sumida N, Okazue T, Yamada K, et al. Gafchromic EBT-XD film: Dosimetry characterization in high-dose, volumetric-modulated arc therapy. J Appl Clin Med Phys. 2016; 17 (6): 312-22.
19. Akdeniz Y. Comparative analysis of dosimetric uncertainty using Gafchromic EBT4 and EBT3 films in radiochromic film dosimetry. Radiat Phys Chem. 2024; 220.
20. Guan F, Chen H, Draeger E, Li Y, Aydin R, Tien CJ, et al. Characterization of Gafchromic EBT4 film with clinical kV/MV photons and MeV electrons. Precis Radiat Oncol. 2023; 7 (2): 84-91.
21. Das IJ. Radiochromic Film. Boca Raton, FL: CRC Press; 2017.
22. Сухих ЕС, Филатов ПВ, Маликов ЕЛ. Калибровка полимерной плёнки Gafchromic EBT3 на электронном и фотонном пучках. Медицинская физика. 2013; 2: 50-60.
Sukhikh ES, Filatov PV, Malikov EL. Calibration of Gafchromic EBT3 polymer film on electron and photon beams. Medical Physics. 2013; 2: 50-60 (In Russ).
23. Lewis D, Micke A, Yu X, Chan MF. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. Med Phys. 2012; 39 (10): 6339-50.
24. Ruiz-Morales C, Vera-Sбnchez JA, González-López A. On the recalibration process in radio-

chromic film dosimetry. Phys Med. 2017; 42: 67-75.
25. Dunn L, Godwin G, Hellyer J, Xu X. A method for time-independent film dosimetry: Can we obtain accurate patient-specific QA results at any time postirradiation? J Appl Clin Med Phys. 2022; 23 (3).
26. Lewis D, Chan MF. Correcting lateral response artifacts from flatbed scanners for radiochromic film dosimetry. Med Phys. 2015; 42 (1): 416-29.
27. Palmer AL, Bradley DA, Nisbet A. Evaluation and mitigation of potential errors in radiochromic film dosimetry due to film curvature at scanning. J Appl Clin Med Phys. 2015; 16 (2): 425-31.
28. Lewis D, Devic S. Correcting scan-to-scan response variability for a radiochromic film-based reference dosimetry system. Med Phys. 2015; 42 (10): 5692-701.
29. Marroquin EYL, Herrera Gonzбlez JA, Camacho Lypez MA, Barajas JEV, Garcнa-Garduco OA. Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density. J Appl Clin Med Phys. 2016; 17 (5): 466-81.
30. Howard ME, Herman MG, Grams MP. Methodology for radiochromic film analysis using FilmQA Pro and ImageJ. PLoS One. 2020; 15 (5): e0233562.
31. Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, Cohen AB, Garrett JA, Lee CL, et al. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. Med Phys. 2011; 38 (6): 2914-36.
32. Файзуллин РР. Физико-технические особенности роботизированной радиохирургической системы “КиберНож” и основные процедуры гарантии качества. In: Рекомендации по проведению стереотаксической лучевой терапии на аппарате “КиберНож”. Москва: Альпина ПРО; 2022: 12-26.
Faizullin RR. Physico-technical features of the CyberKnife robotic radiosurgery system and key quality assurance procedures. In: Recommendations for Conducting Stereotactic Radiotherapy on the CyberKnife System. Moscow: Alpina PRO; 2022: 12-26 (In Russ).