

ИЗУЧЕНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ РАДИОХРОМНЫХ ПЛЕНОК ДЛЯ ВЕРИФИКАЦИИ ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ И ОЦЕНКИ ПОВЕРХНОСТНЫХ ДОЗ В КЛИНИЧЕСКОЙ ДОЗИМЕТРИИ

А.С. Уваров^{1,2}, Е.В. Шиндякин²

¹ Областной онкологический диспансер, Иркутск

² Институт геохимии им. А.П. Виноградова СО РАН, Иркутск

EXPLORING THE POTENTIAL OF RADIOCHROMIC FILMS FOR VERIFYING RADIATION TREATMENT PLANS AND ASSESSING SURFACE DOSES IN CLINICAL DOSIMETRY

A.S. Uvarov^{1,2}, E.V. Shindiakin²

¹ Irkutsk Regional Cancer Center, Irkutsk, Russia

² A.P. Vinogradov Institute of Geochemistry, Irkutsk, Russia

Реферат

Цель: Изучить возможности применения радиохромных пленок для верификации планов облучения и оценки поверхностных доз при дозиметрии на медицинских линейных ускорителях с различным типом генерирования и формирования пучка.

Материал и методы: Измерения проведены на линейных ускорителях – туннельного типа Varian Halcyon и ускорителе типа C-arm (C-дуга) Varian TrueBeam с помощью радиохромных пленок типа Gafchromic EBT3. Расчет дозы для сравнения с измеренными значениями производился в системе планирования Eclipse, алгоритм расчета дозы Acuros XB.

Результаты: Изучены возможности и разработаны стандарты подготовки и применения радиохромных пленок для верификации планов облучения и оценки поверхностных доз. Описана методика калибровки для фотонных пучков различного качества. С помощью гетерогенного фантома проведены измерения поверхностной дозы при тангенциальном облучении мишени.

Заключение: Радиохромные пленки Gafchromic EBT3 доказали свою эффективность как инструмент для относительной дозиметрии в клинических условиях. При соблюдении протоколов их погрешность не превышает 4,3 %, что делает их применимыми для решения широкого спектра задач – от верификации сложных планов до оценки доз в поверхностных слоях ткани. Дальнейшие исследования должны быть направлены на стандартизацию метода и его адаптацию к новым технологиям лучевой терапии.

Ключевые слова: лучевая терапия, дозиметрия, радиохромные пленки, планы облучения, поверхностная доза

Abstract

Purpose: To investigate the feasibility of using radiochromic films for radiation treatment plan verification and surface dose assessment in dosimetry on medical linear accelerators with different beam generation and shaping technologies.

Materials and methods: The capabilities of radiochromic films were explored, and standards for their preparation and application in treatment plan verification and surface dose evaluation were developed. A calibration methodology for photon beams of varying quality was described. Surface dose measurements during tangential target irradiation were performed using a heterogeneous phantom.

Results: The capabilities of radiochromic films were explored, and standards for their preparation and application in treatment plan verification and surface dose evaluation were developed. A calibration methodology for photon beams of varying quality was described. Surface dose measurements during tangential target irradiation were performed using a heterogeneous phantom.

Conclusion: Gafchromic EBT3 films demonstrated efficacy as a tool for relative dosimetry in clinical settings. When protocols are followed, their measurement uncertainty does not exceed 4.3 %, making them suitable for a wide range of tasks from verifying complex treatment plans to assessing doses in superficial tissue layers. Further research should focus on standardizing the method and adapting it to emerging radiation therapy technologies.

Key words: radiotherapy, dosimetry, radiochromic films, treatment plans, surface dose

E-mail: tilo2k@gmail.com

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2025-107-3-11-24>

Введение

Современная лучевая терапия невозможна без обеспечения выполнения программы гарантии качества. Введение в эксплуатацию оборудования и средств измерения требует определенного опыта, разработки протоколов и методик калибровки, проверки и интерпретации полученных данных.

Для достижения этой цели в практике клинической дозиметрии применяется различное дозиметрическое оборудование, в том числе полимерные радиоохромные плёнки. Благодаря своей тканеэквивалентности, водонепроницаемости и высокому пространственному разрешению, радиоохромные пленки наряду с термолюминесцентными дозиметрами и полупроводниковыми детекторами представляют собой перспективный инструмент для измерения поверхностного распределения дозы (ПРД) [1]. Поверхностное дозовое распределение – это доза по входу пучка в непосредственной близости от поверхности (или на поверхности) пациента или фантома. Актуальность работы обусловлена необходимостью расширения арсенала средств измерения и получения инструмента для верификаций и определения дозы в поверхностных слоях ткани.

Цель работы. Изучение возможностей и внедрение радиоохромных пленок Gafchromic EBT в клиническую практику проведения верификаций и измерения ПРД. Исходя из поставленной цели были сформулированы следующие задачи: разработать методику калибровки и

снятия показаний с пленок; оценить погрешности результатов измерения; определить факторы, влияющие на результаты измерений; провести верификационные измерения; оценить возможности измерения поверхностной дозы для различных качеств пучков медицинских линейных ускорителей.

Материал и методы

Измерения проведены на линейных ускорителях Varian Truebeam и Varian Halcyon для фотонных пучков с номинальной энергией фотонного излучения 6 МэВ. На Truebeam измерения проведены в режиме с применением выравнивающего фильтра (FF), а для Halcyon – в режиме без выравнивающего фильтра (FFF). Перед измерениями произведена калибровка пучка медицинского линейного ускорителя с определением поглощенной дозы в воде в максимуме ионизации в соответствии с протоколом МАГАТЭ TRS 398 [1].

Калибровка радиоохромных пленок

Калибровка проведена в твердотельном фантоме на глубине 5 см. Размер поля 10×10 см. Для равномерного облучения пленки на ускорителе Halcyon применена технология выравнивания поля с помощью технологии Flattening Sequence (FS), которая применяется для формирования однородного дозового распределения при пучке без физического выравнивающего фильтра. В отличие от традицион-

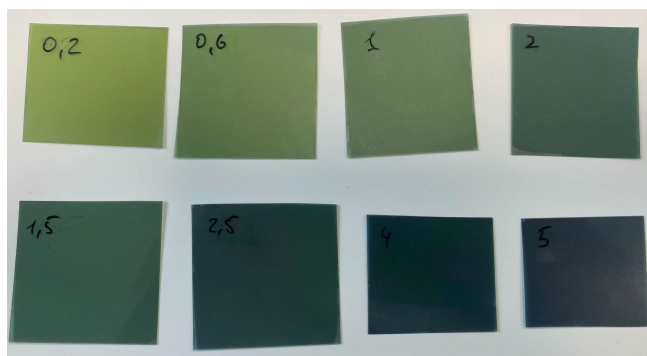


Рис. 1. Фрагменты облученной разными дозами пленки Gafchromic EBT. Дозы составляют сверху и слева направо 0,25; 0,6; 1,0; 2,0; 1,5; 2,5; 4,0; 5,0 Гр (на фото отсутствует пленка, облученная дозой 3 Гр)

ных систем, здесь плоский профиль пучка достигается за счет динамической модуляции скорости движения многолепесткового коллиматора (MLC) и изменения мощности дозы [2]. Пленки разрезались на части размером 4 на 4 см с помощью строительных ножниц. Расчет количества мониторных единиц (MU) производился в дозиметрической системе планирования Varian Eclipse. Применен алгоритм расчета Acuros XB. Пленки облучались дозой от 0,25 до 5,0 сГр (рис. 1). Сканирование пленок осуществлялось на сканере Epson V850 Pro (Seiko Epson, Япония), в режиме RGB (цветовая модель изображения, в которой изображение разделяется на три основных канала – красный, зеленый и синий), в разрешении 75 DPI (Количество отдельных пикселей (точек) на линейный дюйм (25,4 мм)). Экспорт в систему обработки данных исходных данных проводился в формате TIFF. Для обработки данных использовалось программное обеспечение SNC Patient производства компании Sunnuclear (США), согласно требованиям которого и обусловлен выбор параметров сканирования.

Стоит отметить, что сканер Epson V850 Pro имеет область сканирования 216×297 мм. При размещении пленок в условиях открытой области сканирования наблюдалось изменение отклика, связанное с “засветом” от естественного освещения. Для компенсации “засвета” использовалась рамка для сканирования пленок, являющаяся частью поставки сканера. Для удобства применения из рамки было удалено штатное полимерное прозрачное окно (рис. 2).



Рис. 2. Рамка для сканирования пленок с компенсацией “засвета”, являющаяся частью поставки сканера

На основании полученных данных была получена кривая соответствия оптической плотности и поглощенной дозы (рис. 3).

Проведенные работы показали определенные недостатки данного метода калибровки, а именно: высокую продолжительность проведения работ, которая составила более 25 мин; необходимость предварительной подготовки и маркировки набора пленок. При условиях высокой клинической загрузки ускорителей указанные недостатки становятся критичными для применения в рутинной практике.

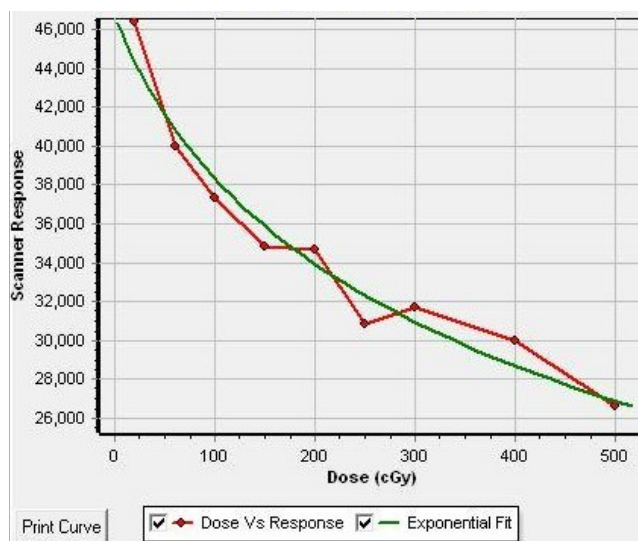


Рис. 3. Кривая соответствия оптической плотности и полученной дозы (Dose Vs Response (линия с точками) – экспериментально полученные данные, Exponential Fit (гладкая линия) – экспоненциальная линия тренда)

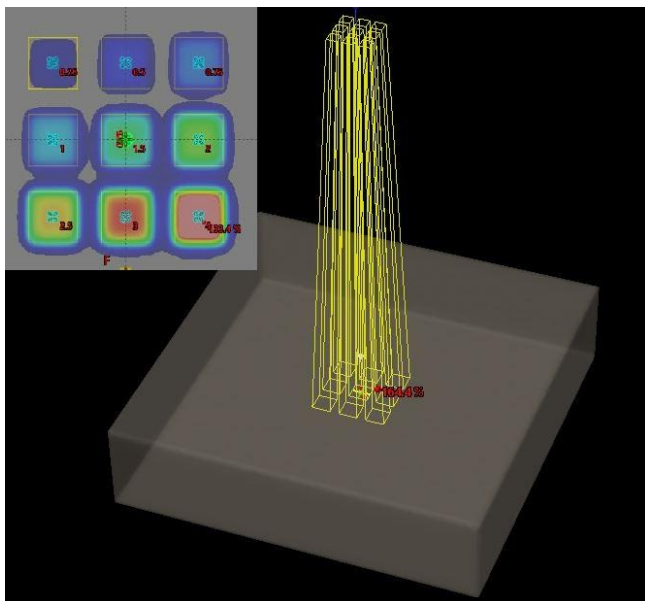


Рис. 4. План одновременного облучения пленки дозами разных уровней. Основное изображение – трехмерный вид, вверху слева – вид из пучка с отображением уровней изодоз

В качестве альтернативного варианта была разработана методика одновременного облучения пленки дозами разных уровней. Был

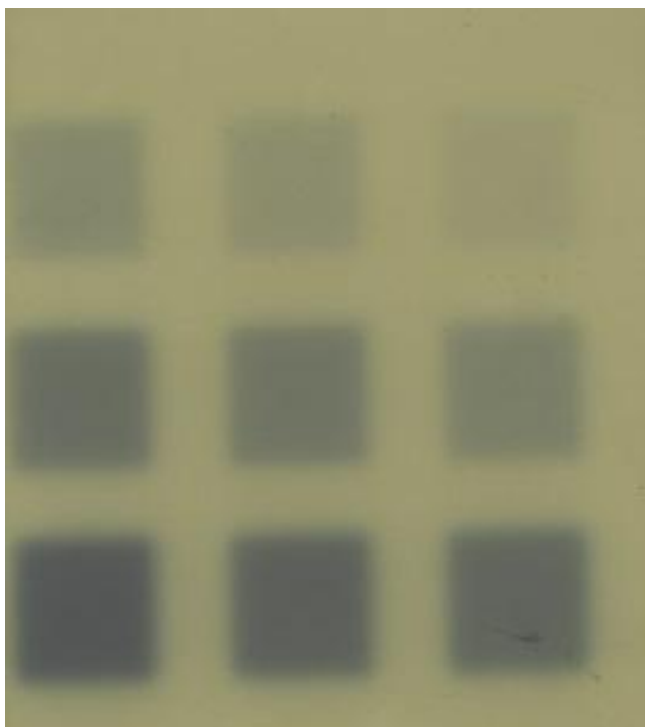


Рис. 6. Отсканированная пленка после облучения по калибровочному плану

Fields	MU	0.25 [Gy]	0.5 [Gy]	0.75 [Gy]	1 [Gy]	1.5 [Gy]	2 [Gy]	2.5 [Gy]	3 [Gy]	4 [Gy]
0.25	28.9	0.229	0.001	0.000	0.001	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000
0.5	59.7	0.003	0.469	0.003	0.001	0.003	0.001	0.000	0.000	0.000
0.75	91.3	0.001	0.005	0.723	0.001	0.003	0.005	0.000	0.001	0.001
1	122.5	0.005	0.002	0.001	0.962	0.005	0.001	0.005	0.003	0.001
1.5	185.9	0.004	0.008	0.004	0.008	1.443	0.008	0.004	0.008	0.004
2	248.6	0.002	0.006	0.011	0.002	0.012	1.952	0.002	0.006	0.011
2.5	311.7	0.003	0.002	0.001	0.014	0.006	0.002	2.467	0.014	0.003
3	374.9	0.003	0.003	0.003	0.008	0.016	0.007	0.017	2.944	0.017
4	500.5	0.002	0.004	0.004	0.003	0.011	0.022	0.004	0.024	3.962
Planned Dose per Fraction	1924.0	0.250	0.500	0.750	1.000	1.500	2.000	2.500	3.000	4.000
Planned Total Dose of 1 Fractions		0.250	0.500	0.750	1.000	1.500	2.000	2.500	3.000	4.000

Рис. 5. Референсные точки плана одновременного облучения пленок

создан дозиметрический план с формированием отверстий размером 2×2 см с помощью вторичного коллиматора для Truebeam и многолепесткового коллиматора на Halcyon (рис. 4).

При этом расчет количества мониторинжных единиц происходил с учетом дополнительного облучения находящимися рядом полями облучения. Для нормирования использовались референсные точки в изоцентре каждого поля (рис. 5).

При этом происходило одномоментное облучение отдельных фрагментов одной пленки общим размером 12×12 см (рис. 6). С учетом позиционирования фантома, применения инструмента автоматической смены полей и самой процедуры отпуска дозы облучение составило менее 5 минут.

В сравнении с предыдущим методом калибровки наблюдалось улучшение плавности

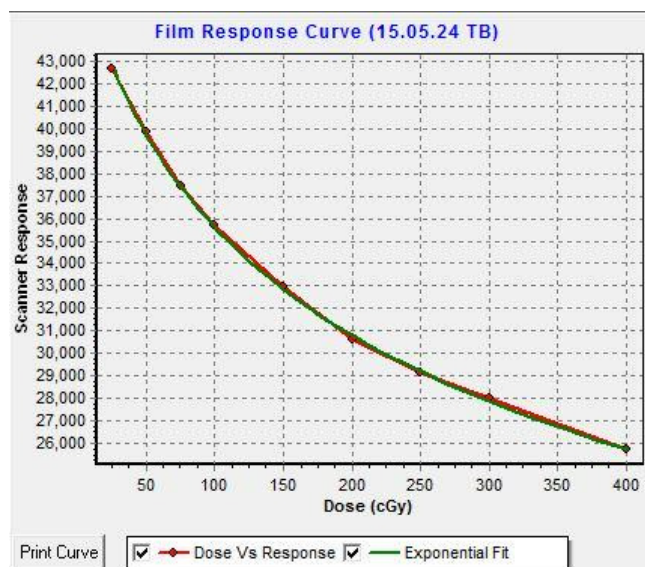


Рис. 7. Кривая соответствия оптической плотности и полученной дозы при одновременном облучении разными уровнями доз. (Dose Vs Response – экспериментально полученные данные, Exponential Fit – экспоненциальная линия тренда)

кривой и лучшего соответствия оптической плотности к отпущенной дозе (рис. 7).

Данная методика хорошо показала себя в клинической практике. За счет высокой скорости проведения измерений стало возможно выполнение работ в рамках лечебного процесса. Методика также позволила оперативно корректировать калибровочную кривую при выявлении в проблем в настройке режима сканирования пленок или других исследовательских действиях.

Определение погрешностей измерения

Неоднородность активного слоя пленки

Изготовитель указывает вариацию толщины активного слоя в пределах $\pm 3\%$ для пленок из одной партии [4], однако экспериментальные исследования демонстрируют локальные изменения оптической плотности до 1,5–2 % даже в необлученных образцах [5, 6]. Например, Mücke et al. (2016) [7] методом лазерной микроскопии выявили микроструктурные неоднородности в слое лития-пентацианонитрозила, приводящие к погрешности 1,2 % ($k=1$) при дозах 2–5 Гр.

Погрешности калибровочной зависимости

Калибровочная кривая (доза–OD) строится для каждой партии пленок отдельно из-за вариаций химического состава. По данным [8], неопределенность калибровки составляет 0,8–1,2 % при условии корректировки для каждой энергии и сканировании в и обработки в режиме RGB.

Артефакты сканирования

Оптическое сканирование вносит погрешности, связанные с:

- ✓ Чувствительностью к ориентации: изменение OD на 0,4 % при повороте пленки на 90° относительно направления сканирования [3];
- ✓ Нестабильностью источника света: дрейф интенсивности лампы сканера Epson V850 Pro приводит к флуктуациям OD $\pm 0,3\%$ за 1 час работы [5].
Рекомендуемая погрешность сканирования: $0,58\% \pm 0,1$ [18].

Изменение оптической плотности после облучения

Согласно литературным данным полимеризация активного слоя после облучения вызывает рост оптической плотности на 3–5 % в первые 24 часа после облучения [11]. При строгом соблюдении временного протокола (сканирова-

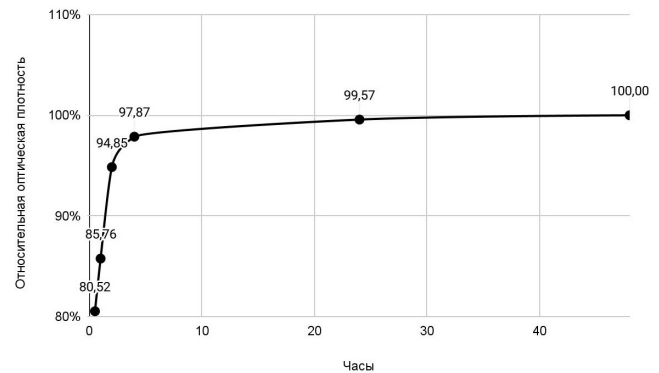


Рис. 8. Результаты изменения оптической плотности пленки от времени

ние через $24 \pm 0,5$ ч) вклад этого фактора снижается до 0,8 % [12].

Для проверки данного эффекта было проведено сканирование в определенные временные интервалы: сразу после облучения; через 30 минут; через 1 час; через 2 часа; через 4 часа; через 6 часов и через 24 часа. Результаты изменения оптической плотности от времени представлены на рис. 8.

Полученные результаты для данного набора пленок подтверждают литературные данные. Как вывод из полученных результатов было принято решение проводить сканирование пленок не ранее 24 часов после облучения.

Обработка изображений

Анализ ROI (области интереса) в программах обработки изображений вносит погрешность за счет:

- ✓ Шума сканера: 0,3–0,5 % ($\text{SNR} > 1000$ при 48-битном сканировании) [16];
- ✓ Вариаций размера ROI: $\text{SD} = 0,6\%$ для ROI 1×1 см против 1,8 % для $0,5 \times 0,5$ см [17].

Расчет суммарной стандартной неопределенности

Суммарная погрешность вычисляется по формуле (1) комбинированной стандартной неопределенности [2]):

$$u_c = \sqrt{\sum_{i=1}^n u_i^2}, \quad (1)$$

где u_i – стандартные неопределенности ($k=1$) для каждого источника.

$$u_c = (1,2^2 + 1,2^2 + 0,4^2 + 0,58^2 + 0,8^2 + 0,5^2 + 0,6^2)^{0,5} = 2,15\%. \quad (2)$$

Расширенная неопределенность ($k=2$, 95 % доверительный интервал):

$$U = 2,15 \times 2 = 4,3\%. \quad (3)$$

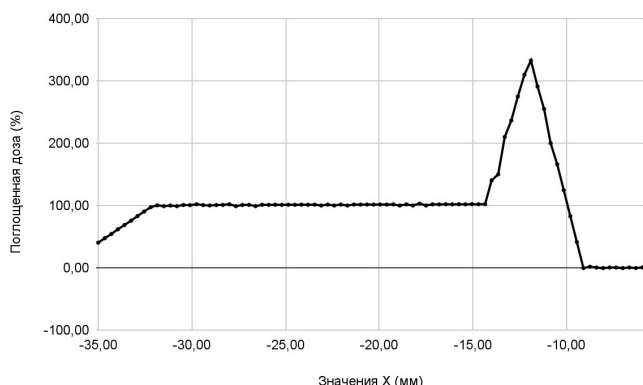


Рис. 9. Поперечный профиль пленки облученной дозой 1 Гр. Пики по краям – артефакты от разреза

Для сравнения с другими методами измерения в заданных условиях был проведен эксперимент по измерению дозы с помощью радиохромных пленок и ионизационной камеры PTW 30013 (PTW, Германия). Измерения проводились в пластинчатом тканеэквивалентном фантоме на глубине 5 см. Измерения проводились на линейном ускорителе TrueBeam, пучок 6 МэВ с выравнивающим фильтром. Размеры полей 10×10 см и 20×20 см. Расстояние источник поверхность (РИП) 80, 100 и 120 см. За 100 % принята доза 2 Гр. Для ионизационной камеры измерения проводились согласно [2]. Для пленок использовалось усреднение полученных данных на участке $2,3 \times 0,6$ см, что примерно равно размеру ионизационной камеры PTW 30013, при этом из оценки исключались области артефактов от разрезания пленок. Пример получаемых данных с артефактами представлен на рис. 9. Результаты измерений приведены в табл. 1.

Как видно из полученных данных, радио-хромные пленки показывают достаточно высокую сходимость результатов с ионизационной камерой PTW 30013. Максимальное расхождение составило не более 2 %.

Верификация дозиметрических планов

Для проверки применимости радио-хромных пленок к процедуре верификации был создан ряд тестовых планов. Применение радио-хромных пленок, в том числе для процедуры верификации планов облучения, позволяет расширить панель инструментов и подбирать метод для дозиметрического верификационного контроля в зависимости от ситуации и поставленных задач. Для примера приведены результаты некоторых измерений.

План 1 состоял из двух статических полей с модуляцией по интенсивности, сформированных в твердотельном пластинчатом фантоме (рис. 10).

Анализ полученных данных происходил в программном комплексе SNC Patient. Сравнение происходило методом гамма-анализа. Критерии прохождения составили 2 % и 2 мм. При этом из оценки исключались данные ниже 20 % от заданной дозы. По результатам анализа 99,2 % точек соответствовали применяемым критериям (рис. 11).

План 2 состоял из трех полей с модуляцией по интенсивности и объему в режиме стереотаксического облучения (рис. 12). Проверка производилась в специализированном стереотаксическом фантоме StereoPHAN производства компании Sunnuclear с комплектным адаптером для радиохромных пленок.

Критерии прохождения составили 3 % и 1 мм. При этом из оценки исключались данные

Таблица 1

Сравнение показаний радиохромных пленок и ионизационной камеры в зависимости от геометрических параметров облучения

РИП, см	Размер поля, см,	Детектор	Показание, %	Погрешность, %
80	10×10	PTW 30013	100,1	0,48
		EVT3	100,58	1,24%
	20×20	PTW 30013	101	0,79
		EVT3	101,8	
100	10×10	PTW 30013	100,33	-0,16
		EVT3	100,17	
	20×20	PTW 30013	100,93	-0,09
		EVT3	100,84	
120	10×10	PTW 30013	99,83	-0,32
		EVT3	99,51	
	20×20	PTW 30013	101,49	-1,89
		EVT3	99,57	

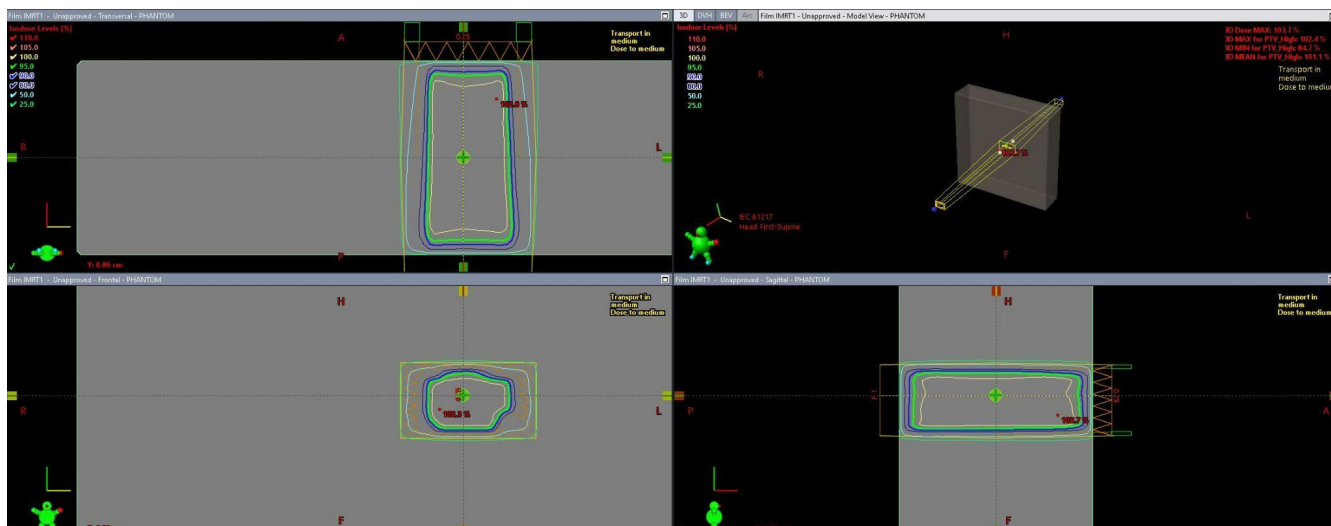


Рис. 10. План 1. Два статических поля с модуляцией по интенсивности, сформированных в твердотельном пластинчатом фантоме. Изображение интерфейса планирующей системы в различных плоскостях и трехмерном виде

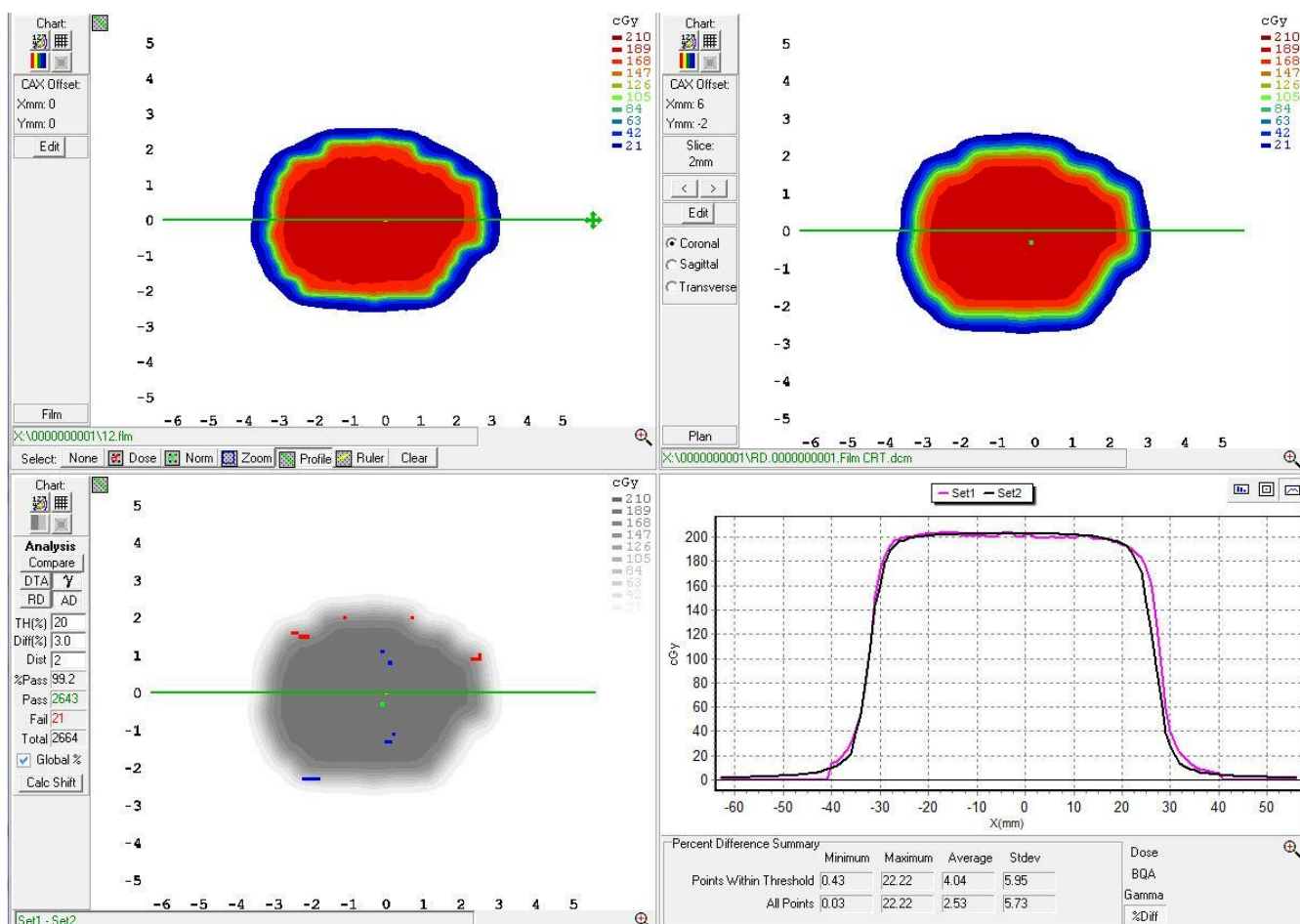


Рис. 11. План 1. Два статических поля с модуляцией по интенсивности, сформированных в твердотельном пластинчатом фантоме. Результаты анализа в программном комплексе SNC Patient. Вверху – планы. Слева внизу – отображение совмещения. Справа внизу – наложенные расчетные и полученные на пленке профили дозового распределения

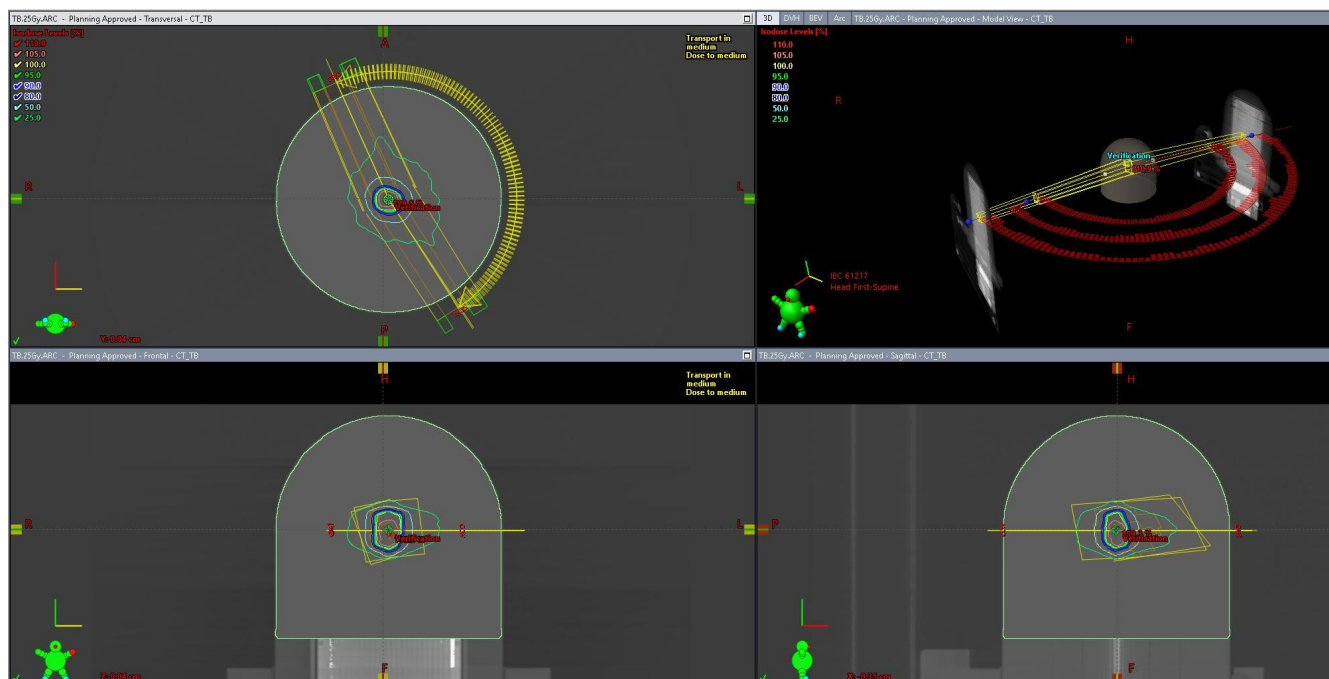


Рис. 12. План 2. Три поля с модуляцией по интенсивности и объему в режиме стереотаксического излучения

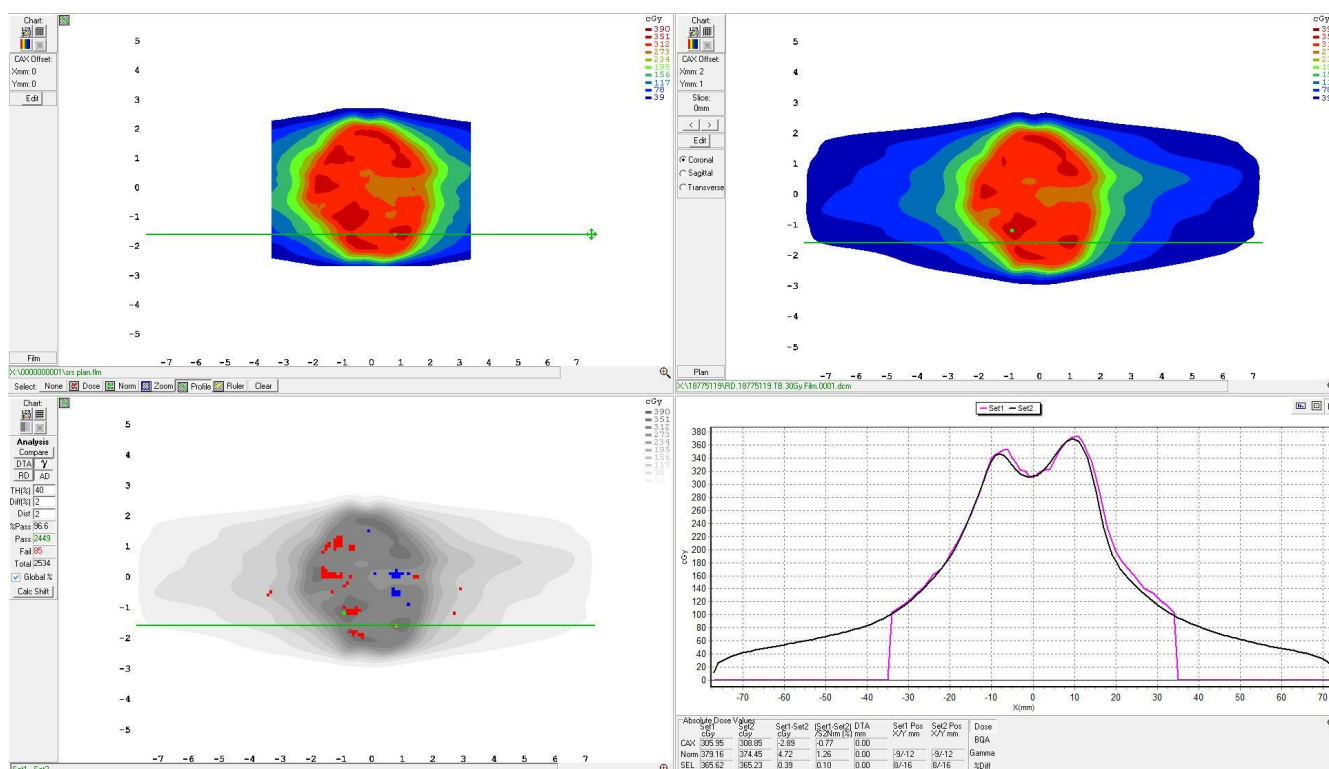


Рис. 13. План 2. Три поля с модуляцией по интенсивности и объему в режиме стереотаксического облучения. Вверху – планы. Слева внизу – отображение совмещения. Справа внизу – наложенные расчетные и полученные на пленке профили дозового распределения

ниже 20 % от заданной дозы. По результатам анализа 98,2 % точек соответствовали применяемым критериям.

Измерения показали применимость используемого метода для верификации различных клинических планов.

Применение пленок для измерения поверхностной дозы

Известные методы измерения доз в зоне раздела двух сред (воздух–тело), то есть на поверхности тела пациента, с помощью ионизационных камер и полупроводниковых детекторов имеют существенные погрешности в зоне отсутствия электронного равновесия (зона раздела двух сред), а также малоэффективны в сложной геометрии измерения при тангенциальном облучении. Исходя из этого, был проведен эксперимент по применению радиохромных пленок для получения информации о поверхностной дозе.

На начальном этапе планировались измерения с размещением пленок в трансверсальной плоскости с использованием гетерогенного пластинчатого фантома Cirs Thorax, имитирующего область грудной клетки. Но в процессе работ главной проблемой стало появление артефактов в измерениях из-за отслоения слоев ламинации при разрезании пленок. По этой причине был изменен принцип размещения. Пленки были разделены на небольшие части размером 10×10 мм и размещены на поверхности фантома в заданных точках. При этом для

имитации облучения области молочной железы был разработан собственный фантом на основании набора топометрических данных реального пациента. Фантом был изготовлен методом 3D печати из пластика PETG, как наиболее близкого по физическим свойствам к соединительной ткани из имеющихся в использовании (рис. 14).

На основании топометрических данных фантома создан набор планов (рис. 15), а именно: план трехмерной конформной лучевой терапии (CRT); план из двух полей с модуляцией по интенсивности (2F-IMRT); план из четырех полей с модуляцией по интенсивности (4F-IMRT); план с модуляцией по интенсивности и по объему (VMAT) и план с модуляцией по интенсивности и объему с использованием техники ограничения секторов облучения (tVMAT).

Для измерения были определены 8 точек размещения пленок на поверхности фантома (рис. 16). Результаты измерений приведены в табл. 2 и 3. Для минимизации влияния неоднородности пленки применялась оценка уровня дозы по среднему значению на площади 5×5 мм. При этом из измерения исключались области артефактов от разрезания пленки.

Полученные данные позволили оценить дозу по входу пучка при различных условиях проведения облучения. Для наглядности представлено графическое сравнение показаний пленки для планов каждого типа с данными планирующей системы (рис. 17). Доза по входу пучка по пленкам по большинству точек выше

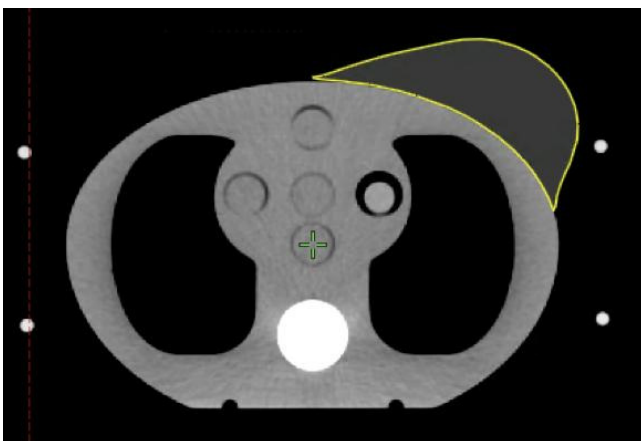


Рис. 14. Фантом для имитации облучения области молочной железы. Изготовлен методом 3D печати из пластика PETG, как наиболее близкого по физическим свойствам к соединительной ткани

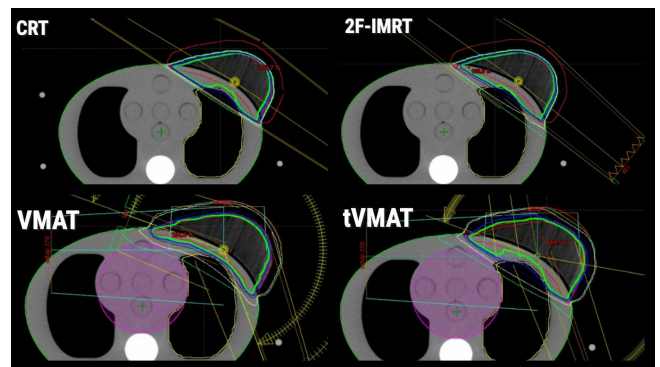


Рис. 15. Набор планов для имитации облучения молочной железы. Вверху слева – план трехмерной конформной лучевой терапии (CRT); вверху справа – план из двух полей с модуляцией по интенсивности 2F-IMRT); внизу слева – план с модуляцией по интенсивности и по объему (VMAT) и внизу справа – план с модуляцией по интенсивности и объему с использованием техники ограничения секторов облучения (tVMAT)

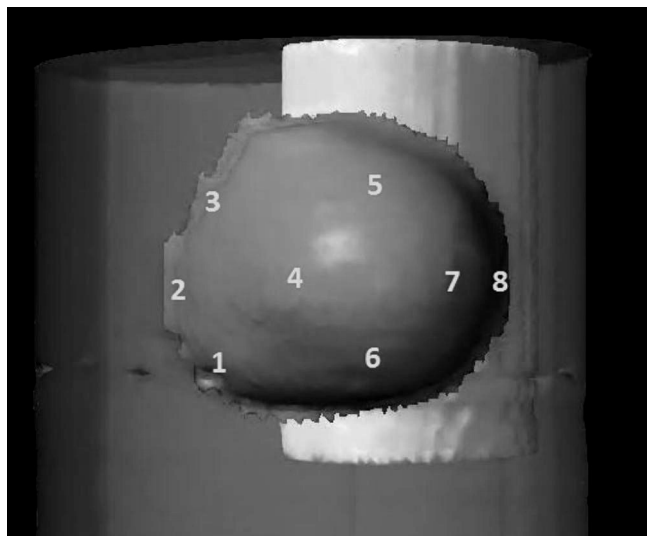


Рис. 16. Схема 8 точек размещения пленок на поверхности фантома молочной железы

для плана без выравнивающего фильтра (6X FFF). При этом присутствует явный недоучет дозы планирующей системой.

В случае плана 2F-IMRT (рис. 18) точки 1, 3, 6 и 8 показывают более высокий уровень дозы для FF пучка. При этом в точках 2, 4 и 7 выше доза для FFF пучка. По всей видимости, большее влияние в данном случае оказывают сами планы и неоднородности уровней доз в них.

При облучении планами 4F-IMRT (рис. 19) дозы FFF-пучка заметно выше. И общая тенденция недоучета дозы планирующей системой сохраняется.

Сравнение уровней доз пленок и системы планирования для плана VMAT приведены на рис. 20. По всем точкам, кроме 2 и 3, доза выше в случае пучка без выравнивающего фильтра.

Сравнение уровней доз пленок и системы планирования для плана tVMAT приведено на рис. 21. Сравнение уровней доз пленок и системы планирования для разных планов пучка с выравнивающим фильтром приведено на рис. 22. Сравнение уровней доз для разных планов пучка без выравнивающего фильтра приведено на рис. 23.

Наиболее высокий уровень доз показали планы 2F-IMRT и 4F-IMRT. Это может быть свя-

Таблица 2

Результаты измерений в точках 1–8 для пучка TrueBeam 6X FF

Позиция	TrueBeam 6X FF				
	CRT TB (EBT3)	2F-IMRT TB (EBT3)	4F-IMRT TB (EBT3)	VMAT TB (EBT3)	tVMAT TB (EBT3)
	Доза, Гр	Доза, Гр	Доза, Гр	Доза, Гр	Доза, Гр
1	52,32 %	73,13 %	71,00 %	62,00 %	80,50 %
2	57,87 %	75,34 %	80,50 %	54,00 %	47,50 %
3	46,89 %	62,56 %	90,00 %	61,00 %	60,00 %
4	56,62 %	77,13 %	90,50 %	59,00 %	78,50 %
5	72,25 %	80,94 %	101,00 %	46,00 %	67,50 %
6	53,50 %	95,41 %	58,50 %	68,00 %	90,50 %
7	49,30 %	54,67 %	82,00 %	62,50 %	65,50 %
8	42,81 %	109,00 %	46,00 %	51,00 %	57,00 %

Таблица 3

Результаты измерений в точках 1–8 для пучка Halcyon 6X FFF

Позиция	Halcyon 6X FFF				
	CRT HC (EBT3)	2F-IMRT HC (EBT3)	4F-IMRT HC (EBT3)	VMAT HC (EBT3)	tVMAT HC (EBT3)
	Доза, Гр	Доза, Гр	Доза, Гр	Доза, Гр	Доза, Гр
1	77,50 %	58,50 %	70,50 %	67,00 %	90,50 %
2	61,50 %	83,00 %	83,00 %	37,50 %	49,50 %
3	102,00 %	101,00 %	69,00 %	46,50 %	67,50 %
4	65,50 %	87,50 %	81,00 %	68,00 %	81,50 %
5	81,00 %	80,50 %	74,00 %	80,00 %	77,00 %
6	75,00 %	59,50 %	65,00 %	72,50 %	93,00 %
7	64,00 %	70,50 %	71,50 %	73,50 %	68,50 %
8	56,50 %	62,00 %	72,00 %	61,00 %	59,00 %

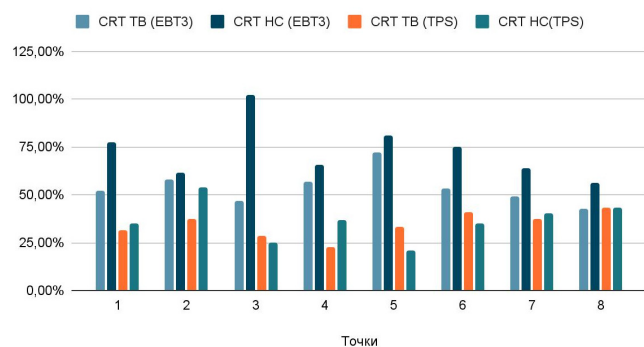


Рис. 17. Сравнение уровней доз пленок и системы планирования для плана CRT

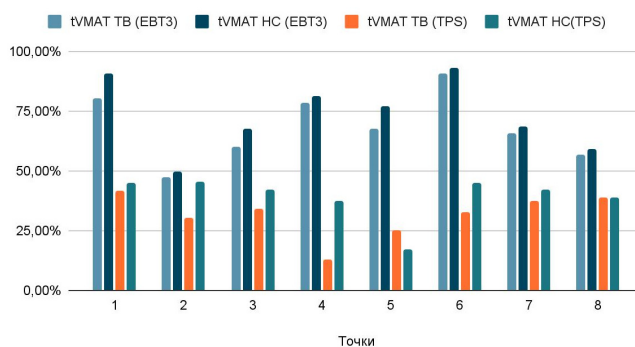


Рис. 21. Сравнение уровней доз пленок и системы планирования для плана tVMAT

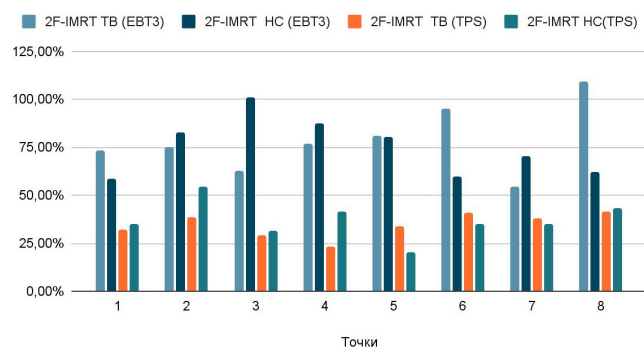


Рис. 18. Сравнение уровней доз пленок и системы планирования для плана 2F-IMRT

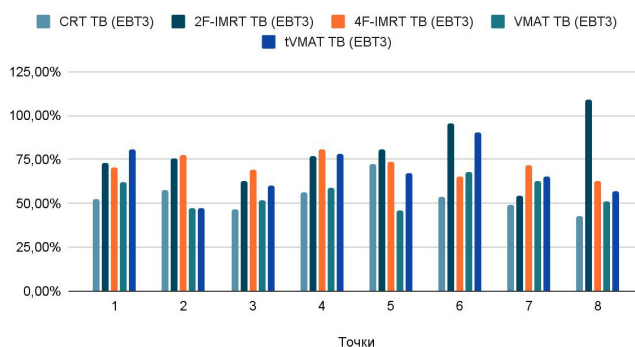


Рис. 22. Сравнение уровней доз для разных планов пучка с выравнивающим фильтром

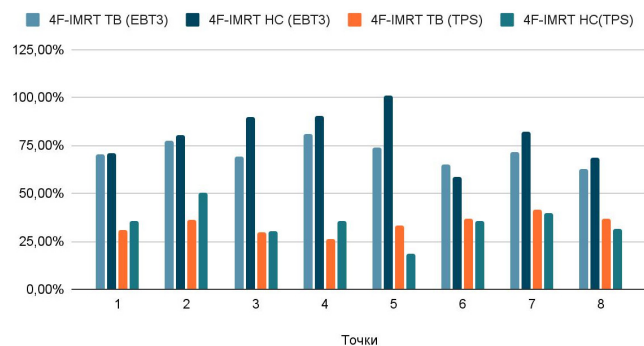


Рис. 19. Сравнение уровней доз пленок и системы планирования для плана 4F-IMRT

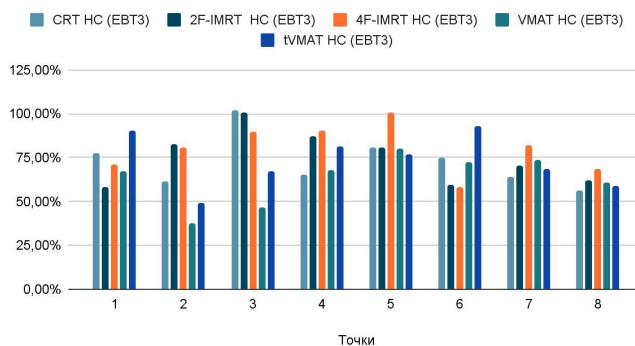


Рис. 23. Сравнение уровней доз для разных планов пучка без выравнивающего фильтра

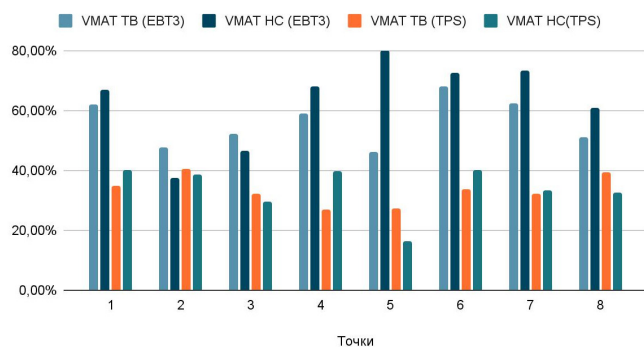


Рис. 20. Сравнение уровней доз пленок и системы планирования для плана VMAT

зано с особенностями формирования распределения.

При пучке без выравнивающего фильтра зависимость дозы по входу пучка от методики облучения менее выражена, но все же сохраняется тенденция увеличения дозы при статических режимах.

Обсуждение

Радиохромные пленки являются одним из инструментов проведения относительной

дозиметрии. Опыт использования показал их эффективность при проведении различных измерений. Но при этом ввод и клиническое применение требует определенных навыков и усилий. Основными факторами, влияющими на показания пленок, являются выбор направления сканирования, калибровка сканера и соблюдение условий сканирования и сроков считывания результатов. При этом важным моментом является разделение пленок на отдельные части. Отслоение внешнего защитного слоя при разрезании создает артефакты и влияет на значения доз. Важно учитывать эти моменты при проведении измерений.

По результатам анализа полученных данных о распределении дозы в поверхностных слоях ткани, полученных с помощью радиоохромных пленок, выявлены определенные тенденции. Дозовые нагрузки по входу пучка в планах без выравнивающего фильтра выше, чем дозовые нагрузки на те же точки в планах с выравнивающим фильтром. Общая тенденция наблюдается для планов всех типов. При этом в статических методиках доза на поверхности выше, чем при ротационных режимах.

Результаты

По результатам проведенных работ разработан алгоритм подготовки и проведения измерений с помощью пленок, разработаны протоколы и реализовано внедрение технологии оценки относительной поглощенной дозы с помощью радиоохромных пленок. Проведено исследование относительного распределения дозы в поверхностных слоях ткани при тангенциальном облучении мишени.

Пленки могут быть использованы различных дозиметрических работах. при верификации планов облучения и измерениях дозы по входу пучка. Погрешность измерения оценена, составляет до 4,5 % и зависит от условий подготовки пленки, размещения при сканировании и работы системы обработки изображений.

Использование пленки с усреднением получаемых данных по заданной площади позволяет минимизировать влияние флуктуаций оптической плотности и использовать отдельный участок как единый детектор определенного размера.

Выводы

1. Разработана методика и протокол по подготовке радиоохромных пленок для проведения верификации планов облучения.
2. Разработана методика подготовки радиоохромных пленок для проведения дозиметрии поверхностных доз при сложных планах облучения.
3. Радиоохромные пленки могут быть использованы для относительных измерений при соответствующей специальной подготовке.
4. Пучок без выравнивающего фильтра имеет более высокую дозу по входу пучка. Эта особенность может быть использована в случае необходимости подведения дозы к поверхностным слоям ткани.

Заключение

Проведенное исследование подтвердило высокую эффективность радиоохромных пленок Gafchromic EBT3 в клинической дозиметрии, включая верификацию планов лучевой терапии и оценку поверхностных доз. Разработанные методики калибровки, такие как одновременное облучение фрагментов пленки разными дозами, позволили существенно сократить время процедуры (с 25 до 5 минут), что делает их применимыми в условиях ограниченного времени на дозиметрические работы и в связи с высокой клинической нагрузкой. Сравнение показаний пленок с показаниями ионизационной камеры PTW 30013 продемонстрировало высокую сходимость результатов: максимальное расхождение составило 2 %, что соответствует требованиям международных стандартов.

Особое внимание было уделено измерению поверхностных доз, где радиоохромные пленки показали преимущества перед традиционными методами. Например, при тангенциальном облучении молочной железы использование пленок позволило избежать артефактов, связанных с отсутствием электронного равновесия, характерных для ионизационных камер. Показания пленок в экспериментах на фантоме, имитирующем анатомию пациента, подтвердили, что планы без выравнивающего фильтра (Halcyon FFF) обеспечивают на 10–15 % более высокие поверхностные дозы по сравнению с фильтрованными пучками (TrueBeam FF). Также стоит отметить достаточно высокий недоучет дозы по входу пучка при

расчете дозиметрической системой планирования.

Список литературы

1. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry. Technical Reports Series No. 398. IAEA; 2000. https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS398_scr.pdf.
2. Varian Medical Systems. Halcyon system technical reference guide. Document No. HAL-TRG-01. Varian, A Siemens Healthineers Company; 2023. <https://www.varian.com/support/radiation-oncology/halcyon-system>.
3. Сухих ЕС, Татур ВЮ, Смирнова НА. Калибровка полимерной плёнки Gafchromic EBT3 на электронном и фотонном пучках. Медицинская физика. 2013; (2): 45-52. Sukhikh ES, Tatur VY, Smirnova NA. Calibration of Gafchromic EBT3 polymer film for electron and photon beams. Medical Physics. 2013; (2): 45-52.
4. Casanova Borca V, Pasquino M, Russo G, Grosso P, Cante D, Sciacero P, Tofani S. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. J Appl Clin Med Phys. 2013; 14 (2): 158-71. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v14i2.4111>.
5. Micke A, Lewis D, Yu X. High-resolution dose-response of Gafchromic EBT3 films in the 0–5 Gy dose range. Phys Med Biol. 2016; 61 (9): 3569-81. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/9/3569>.
6. Lewis D, Chan MF. Correcting lateral response artifacts from flatbed scanners for radiochromic film dosimetry. Med Phys. 2015; 42 (1): 416-29. <https://doi.org/10.1118/1.4903757>.
7. Saur S, 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. <https://doi.org/10.1118/1.2938522>.
8. Andrés 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): 6271-8. <https://doi.org/10.1118/1.3512792>.
9. Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, Anglesio S, Giglioli FR, Calamia E, Lucio F. Clinical use of EBT model Gafchromic film in radiotherapy. Med Phys. 2006; 33 (11): 4314-9. <https://doi.org/10.1118/1.2362876>.
10. Paelinck L, De Wagter C, Van Esch A, Duthoy W, De Gersem W, De Neve W. Experimental verification of lung dose with radiochromic film: Comparison with Monte Carlo simulations and commercially available treatment planning systems. Phys Med Biol. 2005; 50 (9): 2055-69. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/9/011>.
11. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, Meigooni AS, Nath R, Rodgers JE, Soares CG. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Med Phys. 1998; 25 (11): 2093-115. <https://doi.org/10.1118/1.598407>.
12. Sorriaux J, Kacperek A, Rossomme S, Lee JA, Bertrand D, Vynckier S, Sterpin E. Evaluation of Gafchromic EBT3 films characteristics in therapy proton, helium and carbon ion beams. Phys Med Biol. 2013; 58 (20): 7083-99. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/20/7083>.
13. Arjomandy B, Tailor R, Anand A, Sahoo N, Gillin M, Prado K, Vicic M. 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): 1942-7. <https://doi.org/10.1118/1.3373523>.
14. Butson MJ, Yu PKN, Cheung T, Metcalfe P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. Mater Sci Eng R Rep. 2003; 41 (3-5): 61-120. [https://doi.org/10.1016/S0927-796X\(03\)00034-2](https://doi.org/10.1016/S0927-796X(03)00034-2).
15. ISO/IEC Guide 98-3:2008. Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM: 1995). <https://www.iso.org/standard/50461.html>.
16. Van Hoof SJ, Granton PV, Verhaegen F. Development and validation of a treatment planning system for small animal radiotherapy: SmART-Plan. Radiother Oncol. 2013; 109 (3): 361-6. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2013.10.003>.
17. Bouchard H, Seuntjens J, Carrier JF, Kawrakow I. Sensitivity of Gafchromic EBT2 film to changes in LET and dose distribution in proton therapy. Med Phys. 2011; 38 (4): 2149-56. <https://doi.org/10.1118/1.3560429>.
18. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 55. Radiochromic film dosimetry. AAPM Report No. 63. Medical Physics Publishing; 1998.

19. Saylor MC, Tamargo TT, McLaughlin WL, Puhl JM, Miller A. A thin film recording medium for use in food irradiation. *Radiat Phys Chem.* 1988; 31 (4-6): 529-36. [https://doi.org/10.1016/1359-0197\(88\)90002-4](https://doi.org/10.1016/1359-0197(88)90002-4).
20. Kielar KN, Mok E, Hsu A, Wang L, Luxton G. Beam characteristics and dose validation of Halcyon™, a novel O-ring linear accelerator. *Med Phys.* 2020; 47 (3): 1274-82. <https://doi.org/10.1002/mp.14001>.
21. Сухих ЕС, Татур ВЮ, Смирнова НА. Калибровка полимерной плёнки Gafchromic EBT3 на электронном и фотонном пучках. *Медицинская физика.* 2013; 2: 45-52.
Sukhikh ES, Tatur VY, Smirnova NA. Calibration of Gafchromic EBT3 polymer film for electron and photon beams. *Medical Physics.* 2013; 2: 45-52.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.

Поступила: 26.05.2025. **Принята к публикации:** 10.09.2025.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Financing. The study had no sponsorship.

Contribution. Article was prepared with equal participation of the authors.

Article received: 26.05.2025. **Accepted for publication:** 10.09.2025.