

ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ И ЧАСТОТНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПРИ МОДУЛЯЦИИ ДОЗЫ НА УСКОРИТЕЛЕ TrueBeam

В.Н. Васильев, А.Ю. Смыслов

Российский научный центр рентгенорадиологии МЗ РФ, Москва

Цель: Исследование пространственного разрешения, достижимого при модуляции распределения дозы в водном фантоме с использованием многолепесткового коллиматора, шторок диафрагмы и их комбинации. Оценка спектра мощности полезного сигнала (распределения дозы) и статистического шума, определение частотного интервала, содержащего полезный сигнал.

Материал и методы: С помощью радиохромной пленки Gafchromic EBT2 измерены паттерны дозы в виде вложенных квадратов, сформированные шторками диафрагмы, многолепестковым коллиматором и комбинацией этих устройств в водно-эквивалентном фантоме фотонными пучками 6 и 15 МВ ускорителя TrueBeam. Из области полутени извлечены данные об отклике дозы к ступенчатой функции (ESF) и рассчитан отклик дозы к линейному источнику фотонов (LSF). Для перехода к частотному пространству над полученными наборами данных, а также над отдельными пиками LSF было выполнено быстрое преобразование Фурье и рассчитаны их спектры мощности. Частота Найквиста, связанная с дискретизацией данных, составляла $1,42 \text{ мм}^{-1}$, для минимизации эффекта дискретного представления данных использовалось окно Ханна.

Результаты: Форма полученных пиков LSF аппроксимировалась суммой двух распределений Гаусса с одинаковым положением их центров, но разной шириной. Ширина пика LSF на полувысоте (FWHM) составляла 1,7–3,9 мм в зависимости от устройства модуляции. Не наблюдалось существенной разницы в ширине пиков при энергиях 6 и 15 МВ. В большинстве случаев ширина пика по оси X была больше, чем по оси Y. Спектр мощности полезного сигнала имел максимум вблизи нулевой частоты, уровень 50 % на частоте около $0,09 \text{ мм}^{-1}$ и был ограничен сверху частотой приблизительно $0,4 \text{ мм}^{-1}$. Выше этого значения регистрировался только спектр статистического шума, равномерно распределенный по частоте.

Заключение: Полученные значения ширины пиков LSF в интервале 1,7–3,9 мм характеризуют возможности модуляции дозы каждым из рассмотренных устройств или их комбинацией, что может быть существенно при облучении мишеней малого размера (менее 3–4 см) модулированными пучками, где эти предельные значения пространственного разрешения могут достигаться. Полученные соотношения в частотном пространстве могут быть использованы для оптимального удаления статистического шума с помощью фильтров Винера из профилей или двумерных распределений дозы.

Ключевые слова: *модуляция интенсивности пучка, Фурье-анализ, поглощенная доза, спектр мощности*

DOI: 10.52775/1810-200X-2021-91-3-17-26

Введение

Лучевая терапия с модуляцией интенсивности пучка является основой современных методов радиационной онкологии и позволяет обеспечить высокую конформность дозы в опухоли при минимальных дозах в здоровых органах и тканях. Основным инструментом реализации такой технологии лечения является многолепестковый коллиматор (МЛК), используемый в динамическом режиме, в комбинации с вращением гантри и модуляцией радиационного выхода ускорителя. Методы оптимизации такого облучения эффективно реализуются в системах планирования лучевой терапии.

Однако с уменьшением размера мишени проявляются ограничения системы формирования пучка, искажающие рассчитанный оптимальный флюенс: влияние неточности источника, толщины лепестка МЛК, эффекта “язычка и канавки” (англ. tongue-and-groove), утечки излучения через край лепестка и между лепестками и др. Влияние этих факторов приводит к ограниченному пространственному разрешению устройств формирования флюенса и преодолевается различными методами [1, 2].

В работе [3] к формированию распределения дозы с помощью МЛК применена теория линейных систем, и этот процесс описан в виде последовательности этапов, на каждом из которых вносятся определенные искажения. Авторы анализируют этот процесс в частотном пространстве и описывают искажения в виде введенного ими параметра – функции передачи дозы (DTF, Dose Transfer Function), дозиметрического аналога функции передачи модуляции (MTF, Modulation Transfer Function). Авторы учитывают в расчетах перенос частиц при формировании дозы и конечный размер источника, описывают функцию распределения дозы в виде гауссиана и дают оценку частотных характеристик типичных планов облучения простаты, головы–шеи и ЦНС.

Подход к использованию дозиметрических данных в частотном пространстве на основе Фурье-анализа имеет целый ряд преимуществ и широко используется для характеристики как источников, так и детекторов в рентгенодиагностике и оптике. Для аналоговых систем такие подходы были обобщены в докладе 41 Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям [4]. В настоящее время в мире и РФ действует стандарт Между-

народной электротехнической комиссии [5], описывающий методики измерения характеристик рентгенодиагностических детекторов в частотном пространстве. Особенности дискретного представления данных при их оцифровке и, соответственно, использование дискретного преобразования Фурье, а также связанные с этим проблемы подробно обсуждаются в работе [6].

В целом ряде работ используются возможности Фурье-анализа для ускорения расчетов при проведении свертки двух функций, либо для решения уравнения свертки (деконволюции). Эти подходы применяются для введения поправки на пространственное разрешение дозиметрических детекторов при сканировании профилей дозы в водном фантоме [7–11], улучшения пространственного разрешения 2D детекторов, используемых при верификации планов облучения по технологии IMRT/VMAT [12], для оценки качества 3D изображений различных систем визуализации [13–15], а также для интегрирования рассеяния при расчете распределения дозы [16, 17].

В настоящей работе из распределения дозы в области полутени пучка в водно-эквивалентном фантоме, измеренного детектором с высоким пространственным разрешением, извлечены данные об элементарных пучках, доступных для модуляции дозы. Определена ширина пиков дозы элементарных пучков на полувисоте, проведена аппроксимация формы пиков. После преобразования Фурье рассчитан спектр мощности полезного сигнала (распределения дозы), оценена область частот, в которой он располагается, а также спектр мощности шума.

Материал и методы

Для оценки пространственного разрешения системы используется ее отклик к линейному источнику бесконечно узкой ширины. Функцию, описывающую этот отклик в направлении, перпендикулярном источнику, принято обозначать LSF (Line Spread Function) [4–6]. Однако для непосредственных экспериментальных измерений эта функция неудобна, поскольку щелевая коллимация пучка приводит к существенному уменьшению потока фотонов и увеличению статистической погрешности. В связи с этим обстоятельством в ряде работ было предложено использовать функцию отклика

ступенчатого источника ESF (Edge Spread Function), а затем дифференцировать ее для получения LSF. Данный подход был реализован и в нашей работе: извлеченная из области полутени пучка ESF была затем преобразована к LSF путем численного дифференцирования.

Измерения распределений дозы проводились на медицинском ускорителе TrueBeam (Varian Medical Systems, США) с многолепестковым коллиматором Millenium-120, имеющем ширину лепестка 5 мм в центральной части поля облучения. Номинальная энергия фотонных пучков составляла 6 и 15 МВ. В качестве детектора использовалась радиохромная пленка Gafchromic EBT2, размещенная в пластинчатом водно-эквивалентном фантоме Virtual Water на глубине 10 см. Положение пленки соответствовало изоцентру, а расстояние источник–поверхность фантома было равно 90 см. Таким образом, в формирование LSF были включены компоненты, связанные как с неточностью источника и утечкой фотонов через устройства формирования пучка, так и с их рассеянием в фантоме и переносом в нем вторичных электронов.

Для моделирования ступенчатой функции отклика был сформирован паттерн дозы, показанный на рис. 1 и состоящий из трех вложенных квадратных областей размером 5×5, 10×10 и 16×16 см, облученных различными значениями дозы 6, 4 и 2 Гр соответственно, что позволяло из области полутени каждого квадрата извлечь LSF на разных расстояниях от оси пучка и оценить влияние этого фактора.

Паттерны дозы были сформированы тремя различными вариантами: с помощью шторок диафрагмы при полностью выведенных лепестках МЛК, с помощью МЛК при открытых шторках диафрагмы и с помощью комбинации МЛК и шторок. В последнем случае шторки обеспечивали защиту от излучения утечки между лепестками МЛК, а их координаты были на 2 мм больше, чем у МЛК с каждой стороны квадрата.

Обработка пленки проводилась в соответствии со стандартной процедурой, принятой в РНЦРР при верификации планов облучения пациентов с модуляцией интенсивности пучка [19]. Каждый лист пленки сканировался до и после облучения на сканере Epson Perfection V700 Photo в режиме “на просвет” и ориентации “портрет” строго в том же положении на стекле сканера. Разрешение при сканировании составляло 72 точки на дюйм, все коррек-

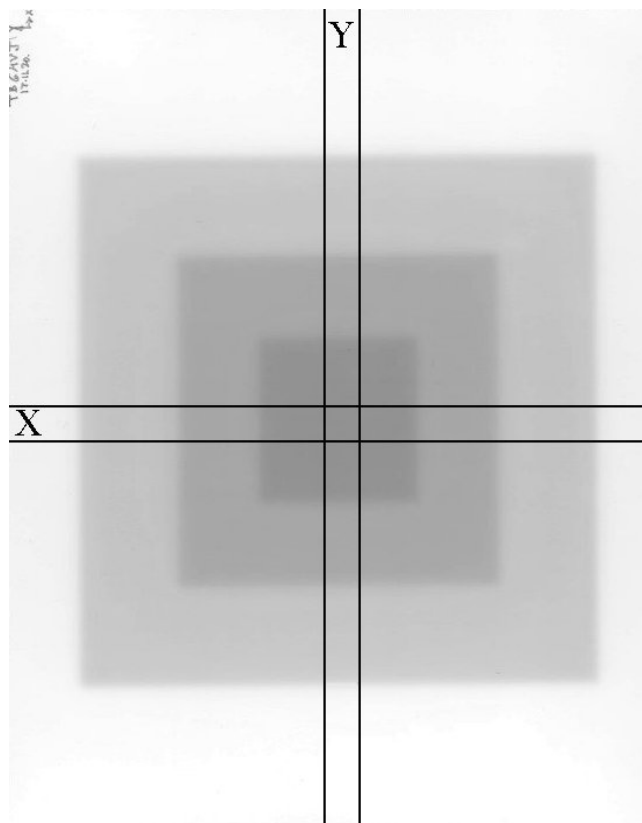


Рис. 1. Паттерн дозы и области сканирования профилей

рующие настройки были отключены, а результат сохранялся в формате TIFF 48 бит/пиксел. Для последующей обработки использовался красный цветовой канал. После облучения, выдержки в течение трех суток для стабилизации изображения и повторного сканирования были рассчитаны распределения оптической плотности в виде $OD(x, y) = \lg(I_0(x, y)/I(x, y))$, где $I_0(x, y)$, $I(x, y)$ – пиксельное значение до и после облучения. Далее к распределению оптической плотности применялась полученная ранее калибровочная кривая и выполнялся переход к распределению дозы.

В полученных распределениях дозы присутствовал существенный статистический шум. Для его минимизации профили дозы были усреднены группами по 30 профилей (области шириной около 1 см) вдоль осей X и Y, соответствующих трансверсальному и продольному направлению (рис. 1). Затем для перехода от ESF к LSF профили были численно продифференцированы и взяты по модулю:

$$LSF_i = |(ESF_i - ESF_{i-1}) / \Delta x|, \quad (1)$$

где LSF_i и ESF_i – значения соответствующих функций в i -й точке; Δx – шаг дискретизации.

Для извлечения и усреднения профилей использовались программы ImageJ [https://imagej.nih.gov/ij/] и Varian DoseLab 6.50. Форма пиков LSF была аппроксимирована распределением Гаусса и суммой двух гауссианов с разными параметрами. Для аппроксимации пиков были использованы подпрограммы *amoeba* и *amotry* из справочника [20].

Для работы в частотном пространстве над данными выполнялось быстрое преобразование Фурье с помощью подпрограммы *four1* [20], а затем рассчитывались спектры мощности, содержащие как полезный сигнал (распределение дозы), так и статистический шум. Известные эффекты, связанные с ограниченностью частотного диапазона при дискретизации сигнала, были минимизированы использованием окон Ханна, Бартлета и Уэлча, как это описано в работе [20].

Результаты и обсуждение

Зоны усреднения профилей дозы показаны на рис. 1 в виде полос шириной 10 мм в трансверсальном (по оси X) и продольном (по оси Y) направлении. Полученные профили дозы далее подвергались численному дифференцированию, после которого были получены собственно пики LSF из каждой области полутени на фоне статистического шума, уровень которого увеличился в процессе дифференцирования (рис. 2). Таким образом, каждый из усредненных профилей включал 6 пиков LSF , расположенных на расстоянии 2,5, 5 и 8 см от оси пучка симметрично этой оси.

Как видно из рисунка, соответствующие пики в каждом из профилей близки друг к другу по форме и параметрам. Для точной оценки их формы и ширины на полувысоте (FWHM – full width at half maximum) все пики были аппроксимированы аналитическими функциями нескольких видов. Аппроксимация распределением Гаусса, предложенная в работе [3], не обеспечивала хорошего совпадения с экспериментальными данными: на “хвостах” пиков результаты измерений существенно превосходили результаты аналитической модели. Сумма гауссиана и двух экспонент, симметричных относительно центра пика, – модель, используемая для описания LSF рентгенодиагностических систем – также не давала хорошего совпа-

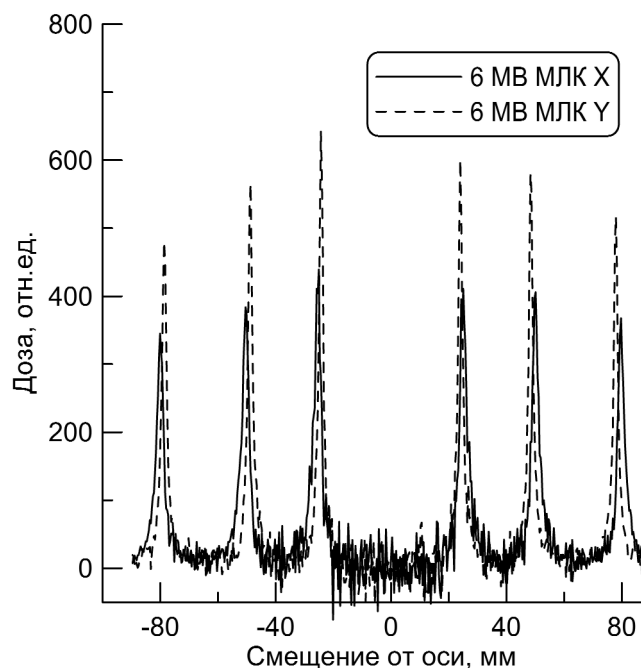


Рис. 2. Пики LSF и статистический шум

дения результатов. Наилучшее приближение были получено с использованием суммы двух гауссианов различной ширины, соответствующие первичному и вторичному (обусловленному рассеянием в выравнивающем фильтре) источникам излучения. Вклады каждой из компонент нормировались по значению в центре пика, а положение пика считалось совпадающим для обеих компонент. Таким образом, функция имела вид:

$$g(x) = N_{\max} \left\{ w_1 \exp\left(-\frac{(x-x_c)^2}{2\sigma_1^2}\right) + w_2 \exp\left(-\frac{(x-x_c)^2}{2\sigma_2^2}\right) \right\}, \quad (2)$$

где w_1, w_2 – веса каждой из компонент в центре пика; σ_1, σ_2 – параметры гауссианов; x_c – положение центра пика; N_{\max} – значение в максимуме пика. Пример аппроксимации показан на рис. 3.

Результаты аппроксимации для всех трех способов формирования пучка представлены в табл. 1. На основе параметров гауссианов рассчитана ширина каждого пика на его полувысоте FWHM, характеризующая пространственное разрешение системы модуляции дозы.

Анализ данных табл. 1 позволяет сделать следующие выводы.

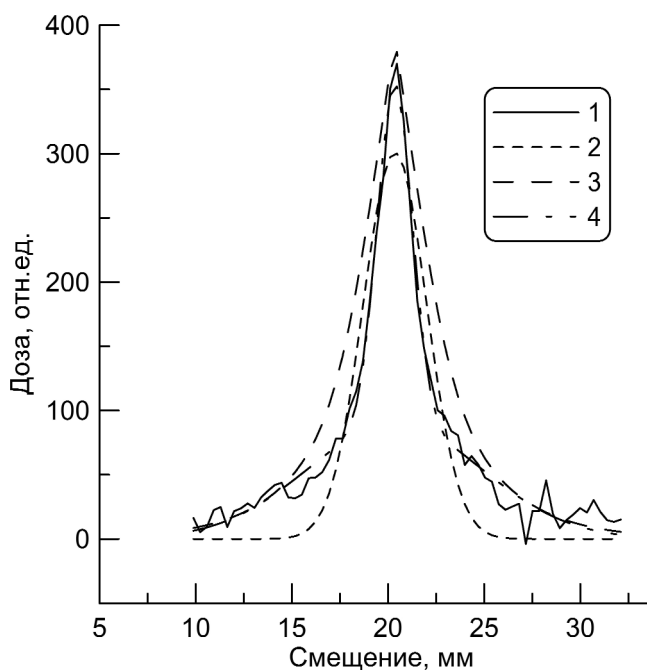


Рис. 3. Аппроксимация пика LSF: 1 – результаты измерений; 2 – распределение Гаусса; 3 – сумма распределения Гаусса и двух симметричных экспонент; 4 – взвешенная сумма двух распределений Гаусса с разной шириной

Для обеих энергий пучка ускорителя минимальная ширина пика LSF достигается при использовании для модуляции МЛК или МЛК в

комбинации со шторками вдоль оси Y и составляет 1,7–2,6 мм. Ширина вдоль оси X при тех же средствах формирования пучка несколько больше – от 2,8 до 3,9 мм, что вероятно, обусловлено утечкой фотонов через полукруглый край лепестков МЛК вдоль оси X.

Нет существенной разницы в ширине пиков при энергиях 6 и 15 МВ, что свидетельствует о незначительном вкладе в ширину пика боковой утечки вторичных электронов в фантоме.

Во всех случаях, за исключением энергии 15 МВ и формировании пучка с помощью шторок, ширина пика по оси X больше, чем по оси Y.

В выполненных ранее предварительных исследованиях с другим видом дозового паттерна (диагональные квадраты) [18] было обнаружено небольшое, около 0,3 мм, увеличение ширины пика при смещении от периферии поля к оси пучка. Однако, как было отмечено в работе [18], это возрастание может являться артефактом измерения и быть обусловлено обнаруженным взаимным влиянием рассеянного излучения между двумя квадратами паттерна. В настоящей работе это предположение было подтверждено: выраженная зависимость ширины пика LSF от расстояния до оси пучка отсутствовала (рис. 4).

Полученные значения ширины пиков LSF в интервале 1,7–3,9 мм характеризуют возмож-

Таблица 1

Параметры пиков LSF, полученные в результате аппроксимации

Энергия, МВ	Устройство формирования пучка	Ось	Ширина пика LSF на полувысоте, мм	Интервал ширины, мм	σ_1 , мм	σ_2 , мм	Доля вторичного источника на оси пучка
6	Шторки диафрагмы	X	3,2±0,09	3,0–3,3	1,2±0,06	4,2±2,0	0,16±0,04
		Y	2,9±0,09	2,9–3,0	1,06±0,05	3,6±0,8	0,20±0,04
	МЛК	X	3,0±0,12	2,8–3,2	1,08±0,09	4,4±2,2	0,21±0,06
		Y	1,9±0,16	1,8–2,2	0,68±0,08	2,9±0,8	0,22±0,04
	МЛК+шторки	X	3,3±0,36	2,8–3,9	1,11±0,17	4,2±1,7	0,27±0,05
		Y	2,3±0,12	2,2–2,5	0,79±0,06	3,5±0,9	0,26±0,03
15	Шторки диафрагмы	X	2,6±0,10	2,5–2,7	0,93±0,05	4,3±1,6	0,23±0,03
		Y	3,2±0,17	2,9–3,4	1,09±0,06	4,0±1,1	0,26±0,01
	МЛК	X	3,3±0,22	2,9–3,5	1,10±0,11	4,8±2,1	0,28±0,04
		Y	2,4±0,16	2,2–2,6	0,82±0,06	3,9±1,0	0,25±0,03
	МЛК+шторки	X	3,1±0,16	3,0–3,4	1,20±0,08	5,0±1,9	0,14±0,03
		Y	1,9±0,14	1,7–2,1	0,65±0,08	2,7±0,5	0,24±0,06

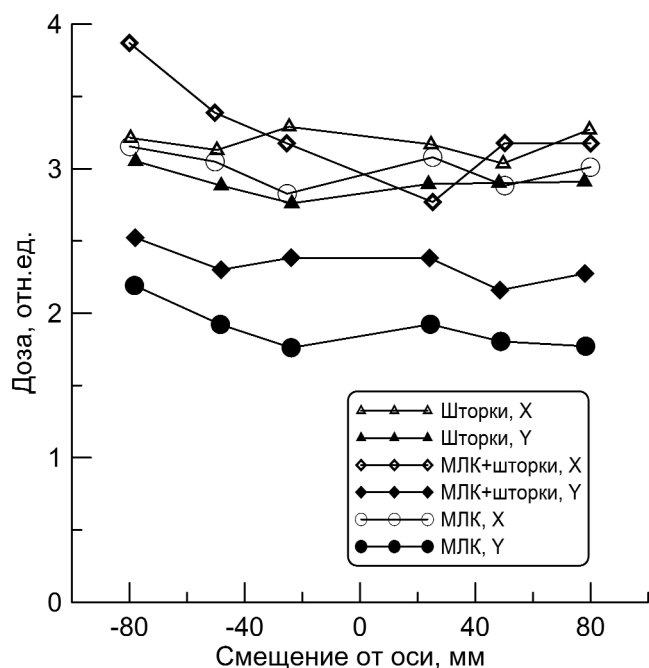
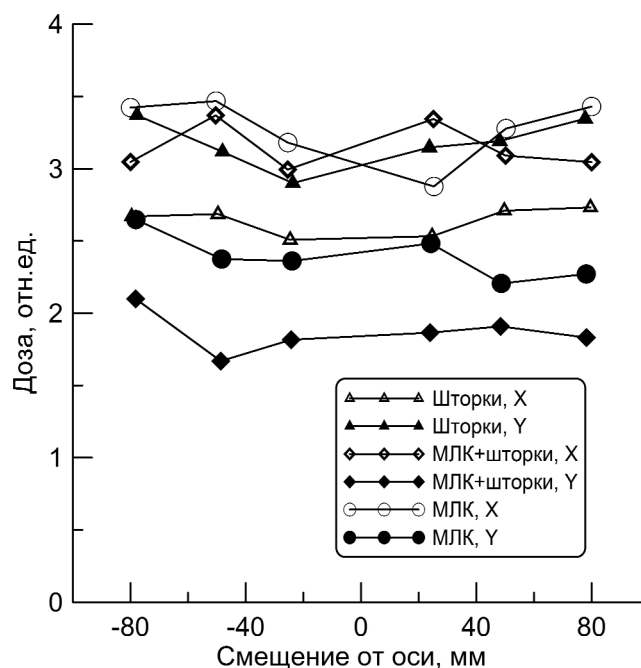


Рис. 4. Пики LSF и статистический шум



ности модуляции дозы каждым из рассмотренных устройств или их комбинаций.

Анализ пиков LSF в частотном пространстве требует выполнения преобразования Фурье. Данные, содержащие как сами пики, так и статистический шум разной интенсивности, и приведенные на рис. 2, были подготовлены в виде массивов длиной 512 элементов (значений дозы в равномерно расположенном ряде точек). Дополнительно из каждого набора данных были выделены по шесть областей, содержащих собственно пики LSF (рис. 3) без участков, где превалирует шум. При этом часть данных на “хвостах” пиков оказывается потерянной.

Далее над всеми данными было выполнено быстрое преобразование Фурье. Типичный результат представлен на рис. 5. В соответствии со свойствами преобразования, реальная часть Фурье-образа является симметричной относительно нулевой частоты, а мнимая – антисимметричной. Частота Найквиста, обусловленная дискретизацией данных, составила $1,42 \text{ мм}^{-1}$.

Поскольку наличие сигнала в частотах выше частоты Найквиста приводит к негативным последствиям (эффект aliasing), расчет спектра мощности был выполнен с использованием окон Ханна, Бартлета и Уэлча, как это

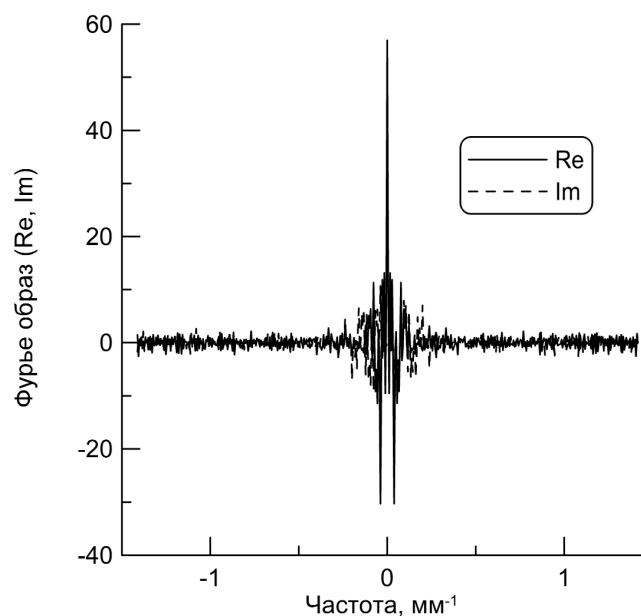


Рис. 5. Фурье-образ полного набора данных, включающих шесть пиков LSF и шум. 6 МВ, МЛК, ось X

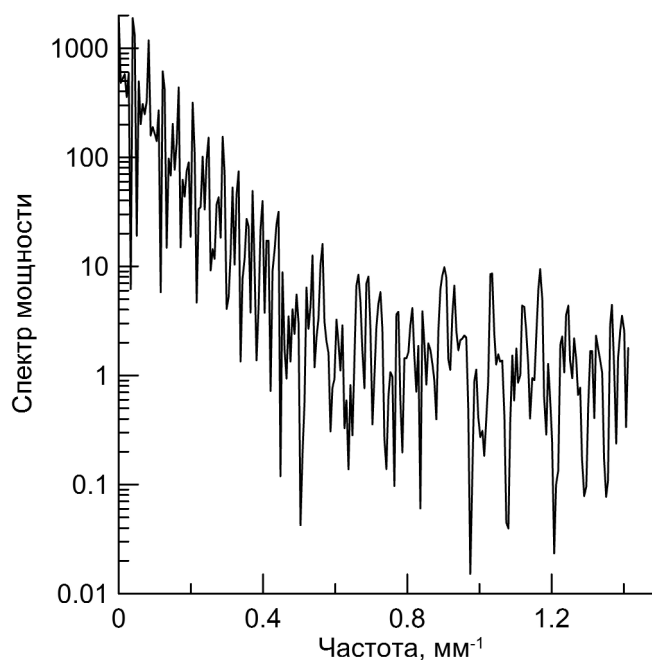


Рис. 6. Спектр мощности полного набора данных, включающих шесть пиков LSF и шум. 6 МВ, МЛК, ось X

Результаты оценки спектра мощности для полных наборов данных, включающих как пики LSF, так и участки только статистического шума, показаны на рис. 6. Данные сильно за-

шумлены во всем частотном диапазоне. Максимум спектра мощности достигается вблизи нулевой частоты, с увеличением частоты его интенсивность уменьшается и от 0,4–0,5 мм⁻¹ до частоты Найквиста остается постоянным с уровнем приблизительно 10⁻³ значения при нулевой частоте.

Оценки спектра мощности участков, содержащих пики LSF, показаны на рис. 7. Разрешение по частоте вчетверо меньше, чем в предыдущем случае, а участки с наиболее интенсивным шумом были исключены из обработки. Спектры в каждой из групп по шесть пиков были нормированы к единому интегральному значению и усреднены между собой. На рисунках показаны средние значения по каждой группе пиков. Как и в представленных выше результатах, максимум спектра находится вблизи нулевой частоты, с ее увеличением до ~0,4 мм⁻¹ он уменьшается и при более высоких частотах остается постоянным по интенсивности.

Уровень 50 % спектра мощности лежит около частоты 0,09 мм⁻¹ и слабо зависит от использованного устройства формирования пучка и направления сканирования профиля. Исходя из свойств Фурье-образа распределения Гаусса (которые сохраняются и для суммы двух гауссианов с одинаковым положением центра) спектр мощности должен иметь максимум при

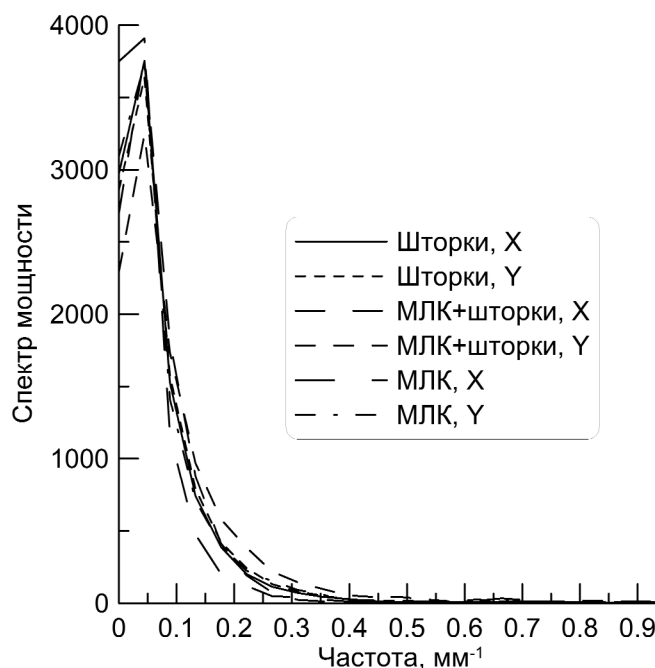
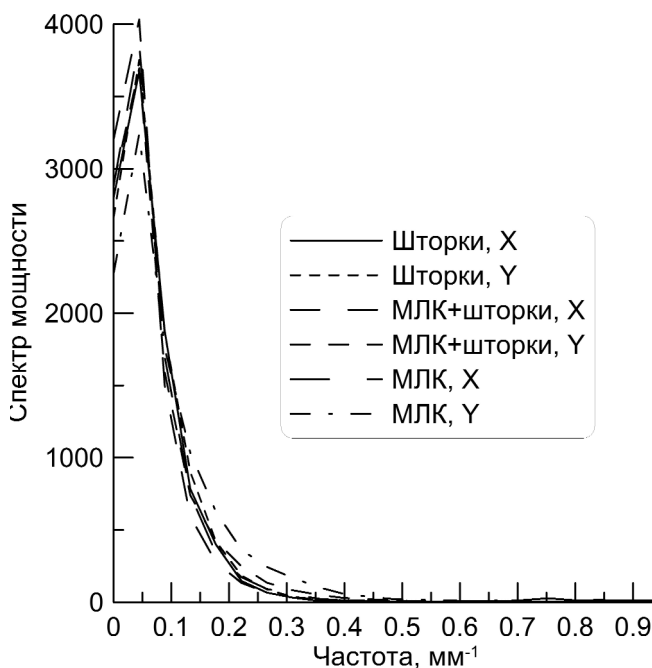


Рис. 7. Спектры мощности пиков LSF (усреднено по шести пикам): а – 6 МВ, б – 15 МВ

нулевой частоте. В то же время, в результатах на рис. 7 максимум распределения несколько смещен от нулевого значения частоты. Причиной такого эффекта является, вероятно, недостаток мощности сигнала при низких частотах, обусловленный исключением из обработки “хвостов” пиков LSF вместе с участками шума.

Спектр мощности полезного сигнала (распределения дозы) ограничен частотой $0,4 \text{ мм}^{-1}$. Выше этой частоты лежит лишь спектр мощности статистического шума, что подтверждается резким уменьшением его амплитуды, если исключить из анализа области данных, содержащие только статистический шум. Спектр мощности шума близок к “белому”, т.е. равномерно распределенному по частотам.

Ограниченность частоты полезного сигнала значением $0,4 \text{ мм}^{-1}$ есть важное свойство его спектра мощности: ускоритель с помощью шторок или МЛК не может создать более высокочастотной модуляции пучка. Таким образом, данные выше этой частоты могут рассматриваться как шум и удаляться с помощью цифровых фильтров без риска исказить полезный сигнал.

Выводы

1. С помощью радиохромной пленки Gafchromic EBT2 измерены паттерны дозы в виде вложенных квадратов, сформированные шторками диафрагмы, многолепестковым коллиматором и комбинацией этих устройств в водно-эквивалентном фантоме фотонными пучками 6 и 15 МВ медицинского ускорителя TrueBeam. Из области полутени извлечены данные об отклике дозы к ступенчатой функции (ESF) и рассчитан отклик дозы к линейному источнику фотонов (LSF), с учетом неточности первичного источника фотонов, наличия вторичных источников, утечки фотонов через устройства формирования пучка, их рассеяния в фантоме и боковой утечки вторичных электронов в фантоме.
2. Полученные пики LSF аппроксимировались несколькими симметричными функциями, из которых наиболее точное приближение было достигнуто при использовании суммы двух распределений Гаусса с одинаковым положением их центров, но разной шириной. По-видимому, это отражает наличие первичного источника фотонов и вторичного, связанного с рассеянием в коллиматоре ускорителя и выравнивающим фильтре.
3. Ширина пика LSF на полувысоте (FWHM) минимальна при использовании для модуляции МЛК или МЛК в комбинации со шторками вдоль оси Y и составляет $1,7\text{--}2,6 \text{ мм}$. Ширина вдоль оси X при тех же средствах формирования пучка несколько больше – от $2,8$ до $3,9 \text{ мм}$, что, вероятно, обусловлено утечкой фотонов через полукруглый край лепестков МЛК вдоль оси X . Нет существенной разницы в ширине пиков при энергиях 6 и 15 МВ.
4. Полученные значения ширины пиков LSF в интервале $1,7\text{--}3,9 \text{ мм}$ характеризуют возможности модуляции дозы каждым из рассмотренных устройств или их комбинацией, что может быть существенно при облучении модулированным пучком мишеней малого размера (менее $3\text{--}4 \text{ см}$), где эти предельные значения пространственного разрешения могут достигаться.
5. Для перехода к частотному пространству над полученными наборами данных, а также над отдельными пиками LSF было выполнено быстрое преобразование Фурье и рассчитаны спектры мощности. Частота Найквиста, связанная с дискретизацией данных, составляла $1,42 \text{ мм}^{-1}$, а для минимизации эффекта дискретного представления данных использовалось окно Ханна.
6. Спектр мощности полезного сигнала (распределения дозы) достигает максимума вблизи нулевой частоты, имеет уровень 50% на частоте около $0,09 \text{ мм}^{-1}$ и ограничен сверху частотой приблизительно $0,4 \text{ мм}^{-1}$. Выше этого значения и до частоты Найквиста лежит спектр только статистического шума, равномерно распределенный по частоте.
7. Полученные соотношения в частотном пространстве могут быть использованы для оптимального удаления статистического шума с помощью фильтров Винера из профилей или двумерных распределений дозы, измеренных с помощью матриц разного типа при верификации планов облучения пациентов по технологиям IMRT/VMAT.

Конфликт интересов

Конфликт интересов отсутствует.

Список литературы

1. Otto K, Clark B. Enhancement of IMRT delivery through MLC rotation. *Phys Med Biol.* 2002;47(22):3997-4017. DOI: 10.1088/0031-9155/47/22/307. PMID: 12476979.
2. Galić S, Kovačević M, Lasić I, Brkić H, Faj D. A method of high-resolution radiotherapy delivery fluences with a pair of fields with orthogonal collimator settings: A study on ten head-and-neck cancer patients. *J Med Phys.* 2020;45(1):36. DOI: 10.4103/jmp.JMP_51_19. PMID: 32355433.
3. Otto K, Clark B, Huntzinger C. Exploring the limits of spatial resolution in radiation dose delivery. *Med Phys.* 2002;29(8):1823-31. DOI: 10.1118/1.1495865. PMID: 12201429.
4. Modulation Transfer Function of screen-film systems. ICRU Report 41. Bethesda, 1986.
5. ГОСТ ИЕС 62220-2011. Изделия медицинские электрические. Характеристики цифровых приемников рентгеновского изображения. Часть 1. Определение квантовой эффективности регистрации. Международный стандарт. М.: Стандартинформ. 2013.
6. Dobbins J. Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems. *Med Phys.* 1995;22(2):171-81. DOI: 10.1118/1.597600. PMID: 7565348.
7. Fox C, Simon T, Simon B, Dempsey JF, Kahler D, Palta JR et al. Assessment of the setup dependence of detector response functions for mega-voltage linear accelerators. *Med Phys.* 2010;37(2):477-84. DOI: 10.1118/1.3284529. PMID: 20229856.
8. Looe H, Stelljes T, Foschepoth S, Harder D, Willborn K, Poppe B. The dose response functions of ionization chambers in photon dosimetry – Gaussian or non-Gaussian?. *Zeitschrift fuer Medizinische Physik.* 2013;23(2):129-43. DOI: 10.1016/j.zemedi.2012.12.010. PMID: 23357230.
9. Poppinga D, Meyners J, Delfs B, Muru A, Harder D, Poppe B. et al. Experimental determination of the lateral dose response functions of detectors to be applied in the measurement of narrow photon-beam dose profiles. *Phys Med Biol.* 2015;60(24):9421-36. DOI: 10.1088/0031-9155/60/24/9421. PMID: 26583596.
10. Barraclough B, Li J, Lebron S, Fan Q, Liu C, Yan G. A novel convolution-based approach to address ionization chamber volume averaging effect in model-based treatment planning systems. *Phys Med Biol.* 2015;60(16):6213-26. DOI: 10.1088/0031-9155/60/16/6213. PMID: 26226323.
11. Barraclough B, Li J, Lebron S, Fan Q, Liu C, Yan G. Technical Note: Impact of the geometry dependence of the ion chamber detector response function on a convolution-based method to address the volume averaging effect. *Med Phys.* 2016;43(5):2081-6. DOI: 10.1118/1.4944783. PMID: 27147320.
12. Azcona J, Burguete J. A system for intensity modulated dose plan verification based on an experimental pencil beam kernel obtained by deconvolution. *Med Phys.* 2007;35(1):248-59. DOI: 10.1118/1.2815359. PMID: 18293580.
13. Boone J. Determination of the presampled MTF in computed tomography. *Med Phys.* 2001;28(3):356-60. DOI: 10.1118/1.1350438. PMID: 11318317.
14. Kumakhov MA, Gamaliy AF, Vasiliev VN, Zaytsev MYu, Zaytseva KV, Markelov AA et al. Scattered X-rays in medical diagnostics. In: Proc. SPIE 5943, X-ray and Neutron Capillary Optics II, 59430S (6 December 2006); P. 210-8. DOI: 10.1117/12.637984.
15. Vasiliev VN, Zaytsev MYu. Frequency characteristics of images measured on the VolumeScope scanning. In: Proc. SPIE 5943, X-ray and Neutron Capillary Optics II, 59430V (6 December 2006); P. 228-31. DOI: 10.1117/12.637992.
16. Boyer A, Mok E. A photon dose distribution model employing convolution calculations. *Med Phys.* 1985;12(2):169-77. DOI: 10.1118/1.595772. PMID: 4000072.
17. Васильев ВН. Расчет дозы от источника ^{60}Co с помощью трехмерного преобразования Фурье. *Медицинская техника.* 1999. № 5. С. 13-17. [Vasil'ev VN. Three-dimensional Fourier transformation calculation of the radiation dose received from a ^{60}Co source. *Biomed Eng.* 1999;33:230-234. DOI: 10.1007/BF02388338].
18. Васильев ВН, Смыслов АЮ. Частотные характеристики распределения дозы ускорителя TrueBeam. В кн.: *Медицинская физика (ТКМФ-7). Сборник тезисов VII Троицкой конференции с международным участием.* Москва, 2020. 242-243. [Vasiliev VN, Smyslov AYu. Frequency characteristics of the True-Beam dose distribution. In: VII Troitsk Confer-

- ence on Medical Physics. 19-21 October 2020. P. 242-243. [In Russ.]].
19. Коконцев АА, Русецкий СС, Смыслов АЮ, Васильев ВН. Сравнение методик верификации индивидуальных планов пациентов для технологии лучевой терапии с модуляцией интенсивности пучка. Медицинская физика. 2016;(4):13-23 [Kokontsev АА, Rusetskiy SS, Smyslov АYu, Vasiliev VN. A comparison of IMRT patient-specific verification methods. Medical Physics. 2016;(4):13-23 [In Russ.]].
20. Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. Numerical recipes in C. The art of scientific computing. Cambridge: Cambridge University Press, 1992.

SPATIAL RESOLUTION AND FREQUENCY CHARACTERISTICS FOR DOSE MODULATION ON THE TrueBeam MEDICAL ACCELERATOR

V.N. Vasiliev, A.Yu. Smyslov

Russian Scientific Center of Roentgenoradiology, Moscow, Russia

Purpose: To study the spatial resolution achievable by dose modulation in a water phantom using a multi-leaf collimator, jaws and their combination. To estimate the power spectrum density of the useful signal (dose distribution) and statistical noise, evaluate the frequency interval containing the useful signal.

Material and methods: Using the Gafchromic EBT2 radiochromic film, nested squares dose patterns formed in a water-equivalent phantom by 6 and 15 MV photon beams of the TrueBeam medical accelerator, jaws, a multi-leaf collimator, and a combination of these devices were measured. Dose response to step function (ESF) data was extracted from the penumbra and the linear photon source dose response function (LSF) was calculated. To move to frequency domain, fast Fourier transform was performed over the obtained datasets, as well as over individual LSF peaks, and then power spectra densities were calculated. The Nyquist frequency associated with data sampling was 1.42 mm^{-1} , the Hann window was used to minimize leakage effect.

Results: The shape of the obtained LSF peaks was approximated by a sum of two Gaussian distributions with the same center positions but different widths. The LSF peak width at half maximum (FWHM) was 1.7-3.9 mm depending on the modulation device. No significant difference was observed in the peak widths at energies of 6 and 15 MV. In most cases, the width of the peak along the X-axis was wider than along the Y-axis. The power spectrum of the useful signal had a maximum near zero frequency, a 50 % level was near 0.09 mm^{-1} and its high frequency limit was about 0.4 mm^{-1} . Above this value, only the spectrum of statistical noise was recorded, uniformly distributed over frequency.

Conclusion: The obtained values of the LSF peak width in the range 1.7-3.9 mm characterize the ability of dose modulation by the considered devices or their combination, which can be significant for treatment of small targets (less than 3-4 cm), where these limits of spatial resolution can be reached. The obtained relationships in frequency domain can be used for optimal removal of statistical noise using Wiener filters from profiles or two-dimensional dose distributions.

Key words: *beam intensity modulation, Fourier analysis, absorbed dose, power spectrum density*

E-mail: vnvasil57@gmail.com