

6. **Lagunas-Solar M.** Radionuclide production with >70 MeV proton accelerators current and future prospects. — Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res., 1992, v. B69, p. 452—462.
7. **Ido T., Hermanne A., Ditroi F. e.a.** Excitation functions of proton induced nuclear reactions on Rb-nat from 30 to 70 MeV. Implication for the production of Sr-82 and other medically important Rb and Sr radioisotopes. — Ibid., 2002, v. B194, p. 369—388.
8. **Sakamoto K., Dohniwa M., Okada K.** Excitation functions for (p, xn) and (p, pxn) reactions natural $^{79+81}\text{Br}$, $^{85+87}\text{Rb}$, ^{127}I and ^{133}Cs upto $E_p = 52$ MeV. — Appl. Radiat. Isot., 1985, v. 36, p. 481—488.
9. **Qaim S.M., Steyn G.F., Spahn I. e.a.** Yield and purity of ^{82}Sr produced via the $^{nat}\text{Rb}(p, xn)^{82}\text{Sr}$ process. — Ibid., 2007, v. 65, p. 247—252.
10. **Gilbert E., Lavielle B., Neumann S. e.a.** Cross sections for the proton-induced production of krypton isotopes from Rb, Sr, Y, and Zr for energies up to 1600 MeV. — Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res., 1998, v. B145, p. 293—319.
11. **Nuclear** Data for Charged-particle Monitor Reactions and Medical Isotope. IAEA-INDC(NDS)-0675. Vienna: IAEA, 2015.

Поступила в Редакцию 2.07.19

УДК 621.386.85:616-073.75

МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИИ РАССЕЯНИЯ ТОЧКИ ДЛЯ ЦИФРОВОЙ РАДИОГРАФИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

*Авакян А.К., Дергачева И.Л., Еланчик А.А., Коровкин Д.Ю., Крылова Т.А., Лобжанидзе Т.К.,
Полихов С.А., Смирнов В.П. (АО «НИИТФА», г. Москва)
e-mail: tklobganidze@niitfa.ru*

Система визуализации на основе рентгеновской трубки и цифрового плоскостового детектора является одним из основных инструментов реализации лучевой терапии с контролем по изображению [1]. Размер наименьших структур, различимых на проекционном рентгеновском изображении, определяется частотно-контрастными характеристиками изображения, которые, в свою очередь, зависят от технических и физических свойств системы визуализации [2, 3].

Согласно теории обработки сигналов зарегистрированное линейной системой искаженное изображение g является результатом воздействия на исходное изображение f искажающего оператора H . Воздействие описывается интегралом Фредгольма первого рода [4, 5]

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\alpha, \beta) h(x, \alpha, y, \beta) d\alpha d\beta, \quad (1)$$

где $h(x, \alpha, y, \beta)$ — ядро оператора, которое представляет собой отклик системы на входную импульсную функцию, локализованную в точке с координатами (x, y) ; α, β — пространственные переменные.

При условии пространственной инвариантности искажающего оператора уравнение (1) принимает вид интеграла пространственной свертки:

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\alpha, \beta) h(x - \alpha, y - \beta) d\alpha d\beta. \quad (2)$$

При описании систем визуализации ядро h обозначают функцией рассеяния точки. В соответствии с уравнениями (1), (2) при известной функции рассеяния точки системы исходное изображение может быть восстановлено по зарегистрированному изображению. Для рентгенографической системы входной импульсной функцией считается излучение, прошедшее через точечный объект. Примером точечного объекта является отверстие в непрозрачной для рентгеновского излучения диафрагме диаметром существенно меньше размера фокусного пятна.

Подавляющее влияние на функцию рассеяния точки оказывает конечный размер фокусного пятна рентгеновской трубки [6]. Данную связь можно выразить через частотно-контрастную характеристику, являющуюся модулем преобразования Фурье от функции рассеяния точки. Составляющая частотно-контрастной характеристики, зависящая от размера фокусного пятна, определяется по формуле [2]

$$C(q) = \sin(\pi F M q) / (\pi F M q), \quad (3)$$

где C — коэффициент контраста; q — пространственная частота, пар линий на 1 мм; F — размер проекции действительного фокусного пятна, мм; M — коэффициент геометрического увеличения, равный отношению расстояния объект—детектор к расстоянию фокус—объект.

Для рентгеновских трубок действительным фокусным пятном является область анода, непосредственно в которой происходит торможение электронов. Особенностью конусно-лучевой компьютерной томографии является использование конического пучка излучения, в котором размеры и форма проекции действительного фокусного пятна в конкретной точке поля определяются пространственным смещением данной точки относительно проекции центрального луча. В крайних точках поля излучения различие размеров проекции действительного фокусного пятна достигает 3—4 раз, что в соответствии с уравнением (3) приводит к существенным различиям частотно-контрастной характеристики и, следовательно, диагностических свойств системы визуализации в зависимости от пространственного положения и ориентации исследуемого объекта [7—10].

Частотно-контрастные характеристики изображения на основе уравнений (1), (2) можно повысить при наличии известной функции рассеяния точки в каждом пикселе изображения. Известны методики измерения функции рассеяния точки в фиксированной точке поля излучения с помощью цифрового плоскопанельного детектора [11, 12], однако открытой является задача быстрого и точного определения этой функции в произвольной точке поля излучения.

В настоящей статье рассматривается метод, позволяющий получить функцию рассеяния точки в произвольной точке поля излучения на основании однократного измерения проекции эффективного фокусного пятна, известных геометрических параметров системы визуализации и измеренного рассеяния во внутренней структуре детектора. Показаны восстановленные по уравнению (2) проекционные изображения тест-объекта пространственного разрешения с допущением о локальной пространственной инвариантности функции рассеяния точки.

Материалы и методы. Исследования проводили на экспериментальной установке конусно-лучевого компьютерного томографа, созданного в АО «НИИТФА» [13]. В состав установки входят рентгеновский аппарат КРД-СМ-150-1 (Россия) с трубкой RTC-700 (Италия) и плоскопанельный детектор PaxScan 4343 CB (США). Расстояние между фокусным пятном трубки и центром детектора фиксировано и составляет 1500 мм. Перед анализом проекционных изображений

выполняется первичная коррекция, учитывающая технологические особенности детектора [14].

Задачей моделирования является получение информации о функции рассеяния точки для произвольной точки поля излучения и на произвольном расстоянии от детектора. Входными данными являются:

- проекция эффективного фокусного пятна трубки в центральной области поля, снятая при высоком геометрическом увеличении;

- функция рассеяния точки во внутренней структуре детектора;

- геометрические параметры системы.

В работе приняты допущения о статичности объекта и пространственной инвариантности рассеяния во внутренней структуре детектора. Вклад рассеянного рентгеновского излучения принимается незначительным, так как в экспериментах используются диафрагмы из поглощающих рентгеновское излучение материалов.

Для получения проекции эффективного фокусного пятна использовалась свинцовая пластина длиной, шириной по 100 мм, толщиной 0,1 мм, в которой выполнено круглое отверстие диаметром 0,3 мм. Максимальная энергия тормозного излучения 40 кВ, таким образом обеспечивалось полное поглощение излучения в материале пластины. Пластина располагалась параллельно плоскости детектора на расстоянии 125 мм от фокусного пятна трубки. При этом обеспечивается 12-кратное геометрическое увеличение изображения фокусного пятна в плоскости детектора. Для минимизации шумовых эффектов было снято 100 кадров с последующим усреднением.

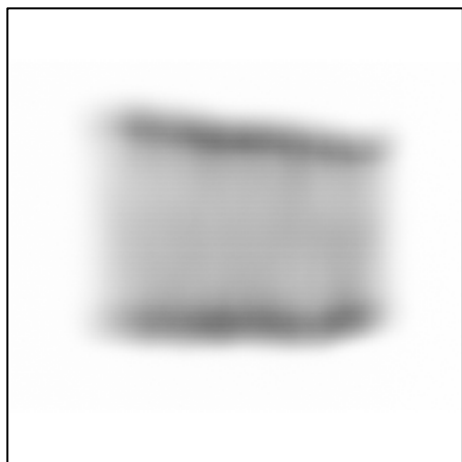
Согласно геометрии измерения рассчитывается трехмерная обратная проекция изображения эффективного фокусного пятна на поверхность конического анода с учетом интенсивности сигнала, т.е. определяются геометрические контуры и профиль интенсивности действительного фокусного пятна. Затем рассчитывается проекция действительного фокусного пятна в интересующую точку детектора при заданном расстоянии от источника до детектора и проводится пространственная свертка с функцией рассеяния точки во внутренней структуре детектора.

Функцию рассеяния точки во внутренней структуре детектора измеряли с помощью

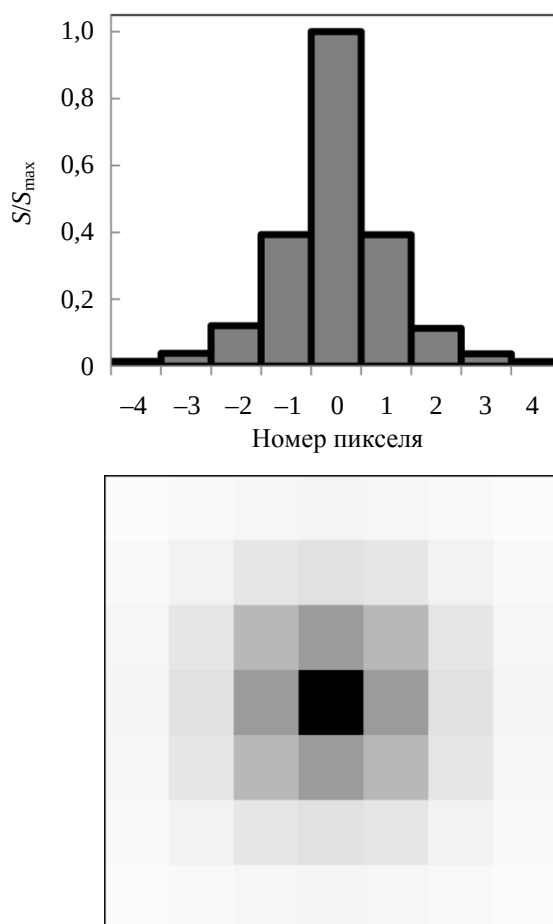
щелевой вольфрамовой диафрагмы, установленной вплотную к детектору. Толщина материала вольфрама 1 мм, ширина щели на просвет 50 мкм, длина щели 40 мм, максимальная энергия тормозного излучения 40 кВ. Соблюдалось позиционирование, при котором проекция щели укладывалась в одну строку детектора. Профилем функции рассеяния точки во внутренней структуре детектора считается профиль сигнала в перпендикулярном щели направлении. Для оценки модельного расчета измеряли функцию рассеяния точки в углу детектора — положении, при котором проекция действительного фокусного пятна существенно отличается от проекции в центральной точке детектора. Экспериментальные данные получены с использованием щелевой вольфрамовой диафрагмы (высота щели 50 мкм), расположенной на расстоянии 500 мм от детектора (геометрическое увеличение 0,5).

Восстановление экспериментальных изображений в соответствии с уравнением (2) выполнено операцией деконволюции с использованием двух различных функций рассеяния точки — центральной и угловой поля излучения. Использовались проекционные изображения тест-объекта пространственного разрешения SFS Set Type 18 (Великобритания), расположенного на расстоянии 500 мм от детектора. Позиционирование тест-объекта при просвечивании обеспечивало попадание проекции в угловую точку детектора.

Результаты. Проекция эффективного фокусного пятна, используемая в качестве входных данных при моделировании, показана на рис. 1.

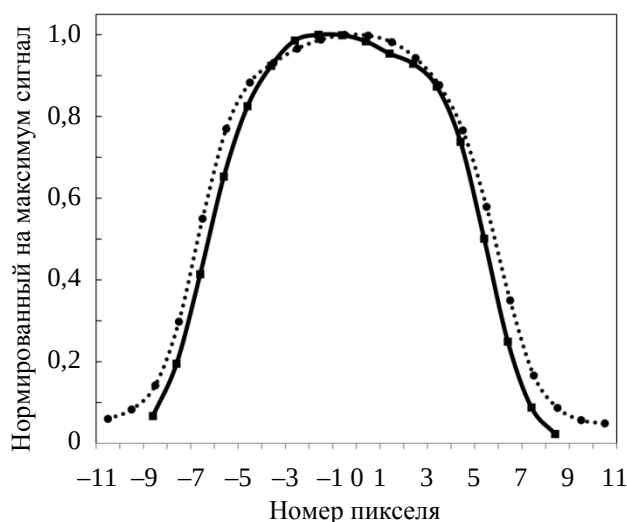


Р и с. 1. Проекция эффективного фокусного пятна в центральной области детектора при 12-кратном геометрическом увеличении (изображение в негативе)



Р и с. 2. Профиль сигнала вдоль столбца детектора при засветке одной строки и функция рассеяния точки в углу детектора на основе профиля рассеяния сигнала во внутренней структуре детектора из допущения о пространственной инвариантности рассеяния (изображение в негативе)

Уровень сигнала имеет сложное распределение по площади, не поддающееся описанию простой аналитической функцией с требуемой степенью точности. На рис. 2 показан полученный профиль интенсивности функции рассеяния точки во внутренней структуре детектора. Исходя из допущения о пространственной инвариантности рассеяния во внутренней структуре детектора, на основе профиля построена функция рассеяния точки во внутренней структуре детектора. На рис. 3 сравниваются профили смоделированной и экспериментальной функции рассеяния точки в горизонтальном направлении, соответствующем направлению строк детектора. В таблице приведена ширина на уровне половинной амплитуды сигнала смоделированной и экспериментальной функций рассеяния точки. Различие между результатами обусловлено погрешностями измерения расстояния фокус—



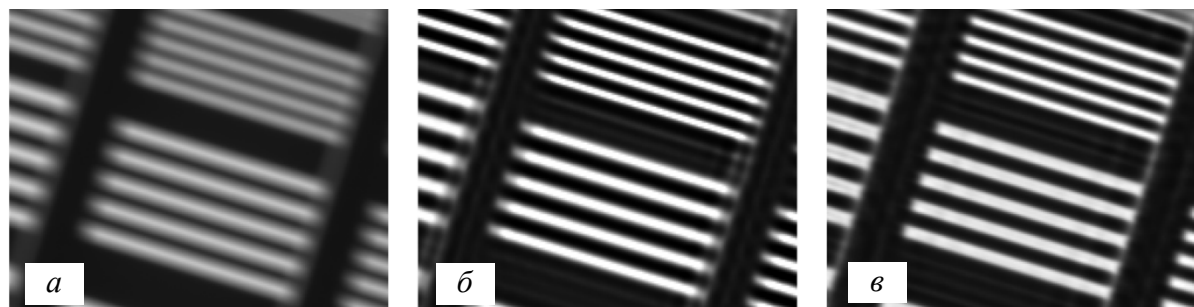
Р и с. 3. Профиль смоделированной (■) и экспериментальной функции рассеяния точки (●) для угловой точки детектора в горизонтальном направлении при геометрическом увеличении 0,5

детектор и диафрагма—детектор, конечным размером отверстия диафрагмы, ошибкой позиционирования диафрагмы.

Ширина на уровне половины амплитуды смоделированной и экспериментальной функции рассеяния точки в угловой точке детектора

Параметр	Эксперимент	Модель	Различие, %
Ширина профиля, пиксель:			
вертикального	7,3	6,9	5,5
горизонтального	12,5	11,6	7,2

На рис. 4 показана деконволюция в соответствии с уравнением (2) попадающих в угловую область детектора проекций тест-объекта пространственного разрешения в зависимости от используемой функции рассеяния точки для центральной и угловой точек поля излучения.



Р и с. 4. Результаты применения деконволюции с использованием различных смоделированных функций рассеяния точки: исходное изображение в угловой области поля излучения (а), функция рассеяния точки в центральной (б) и угловой точке поля излучения (в)

Восстановление изображения с использованием функции рассеяния точки приводит к значительному повышению контраста, разрешению объектов с более высокой пространственной частотой, проявлению четких прямоугольных границ объектов. Это подтверждает возможность повышения частотно-контрастных характеристик алгоритмом деконволюции с функцией рассеяния точки в пределах ограниченной области изображения. Для корректного учета пространственной зависимости функции рассеяния точки необходимо применять алгоритмы восстановления изображений, основанные на решении интегральных уравнений вида (1) [15].

Заклучение. Таким образом, разработанная методика позволяет на основании известных геометрических параметров, рассеяния во внутренней структуре детектора, а также однократного измерения проекции фокусного пятна в центральной области поля излучения получить функцию рассеяния точки для произвольной области поля излучения.

Правильность работы модели подтверждается, в первую очередь, рис. 3, на котором сравнивается экспериментальная и модельная ширина профиля функции рассеяния точки. Косвенным подтверждением является более качественное восстановление изображения с применением полученной в модели функции рассеяния точки.

Проекция эффективного фокусного пятна имеет сложную трехмерную конфигурацию, которую не удалось с достаточной точностью описать аналитической функцией. Для каждого пикселя матрицы требуется собственная функция рассеяния точки. При размере матрицы детектора по 3072 пикселя в длину и ширину и среднем размере функции рассеяния точки по ~10 пикселей в длину и ширину требуются зна-

чительный объем данных и длительное время обработки одного изображения. В этом заключается основной недостаток методики.

Дальнейшая работа направлена на решение следующих задач:

поиск аналитического описания сигнала проекции эффективного фокусного пятна, удовлетворяющего требованиям к точности;

восстановление изображений с учетом пространственной зависимости функции рассеяния точки на основании уравнений вида (1).

Работа выполнена в рамках Соглашения между Министерством науки и высшего образования Российской Федерации и АО «НИИТФА» о предоставлении субсидии от 03.10.17 г. № 14.582.21.0011 «Создание и передача на клинические испытания образца импортозамещающего комплекса лучевой терапии на базе инновационного оборудования (6 МэВ ускорителя и конусно-лучевого томографа)». Уникальный идентификатор соглашения RFMEFI58217X0011.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Yin F.** The Role of In-room kV X-ray Imaging for Patient Setup and Target Localization. Rep. of AAPM Task Group, 2009, № 104, p. 43—50.
2. **Buzug T.** Computed Tomography. Berlin: Springer, 2011.
3. **Shaw C.** Cone Beam Computed Tomography. New York: Taylor & Francis, 2014.
4. **Gonzalez R., Woods R.** Digital Image Processing. 3rd Ed. New Jersey: Prentice-Hall, 2007.
5. **Russo P.** Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology. Boca Raton: CRC Press, 2017.
6. **Lanca L., Silva A.** Digital Imaging Systems for Plain Radiography. New York: Springer Sci. Business Media, 2012.
7. **Medical Electrical Equipment — X-Ray Tube Assemblies for Medical Diagnosis — Characteristics of Focal Spots.** IEC 60336:2005.
8. **Curry T., Dowdey J., Murry R.** Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. Philadelphia: Lippincott Williams Wilkins, 1990.
9. **Katz M., Nickoloff E.** Radiographic detail and variation of the nominal focal spot size: the «focal effect». — Radiographics, 1992, v. 12, № 4, p. 753—761.
10. **Gorham S., Brennan P.** Impact of focal spot size on radiologic image quality: a visual grading analysis. — Radiography, 2010, v. 16, № 4, p. 304—313.
11. **Косарина Е.И., Степанов А.В., Демидов А.А., Крупнина О.А.** Измерение фокусного пятна рентгеновской трубки с помощью плоскопанельного детектора. — Западская лаборатория. Диагностика материалов, 2016, т. 82, № 10, с. 29—32.
12. **Jain A., Panse A., Bednarek D., Rudin S.** Focal spot measurements using a digital flat panel detector. — In: Proc. SPIE Medical Imaging, 2014, v. 9033, № 90335F.
13. **Родько И.И., Сарычев Г.А., Балакирев П.В. и др.** Разработка комплекса лучевой терапии на основе линейного ускорителя электронов энергией 6 МэВ и конусно-лучевого компьютерного томографа. — Атомная энергия, 2018, т. 125, № 5, с. 292—296. // **Rod'ko I.I., Sarychev G.A., Balakirev P.V. et al.** Development of a radiotherapy system based on 6 MeV linac and cone-beam computer tomograph. — Atomic Energy, 2019, v. 125, № 4, p. 1—5.
14. **Авакян А.К., Завестовская И.Н., Лобжанидзе Т.К. и др.** Цифровые плоскопанельные детекторы в медицинских системах визуализации. — Краткие сообщения по физике ФИАН, 2018, № 11, с. 43—49. // **Avakyan A.K., Zavestovskaya I.N., Lobzhanidze T.K. et al.** Digital flat panel detectors in medical imaging systems. — Bull. Lebedev Phys. Institute, 2018, v. 45, № 11, p. 356—359.
15. **Василенко Г.И.** Теория восстановления сигналов: о редукации к идеальному прибору в физике и технике. М.: Сов. радио, 1979.

Поступила в Редакцию 13.11.19

УДК 539.163:574:58.084:57.084.2:614.876:57.087

МИГРАЦИОННО-ДОЗИМЕТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ФОРМИРОВАНИЯ ОБЛУЧЕНИЯ ТРАВЯНИСТЫХ РАСТЕНИЙ ЛУГОВЫХ БИОГЕОЦЕНОЗОВ ПРИ ПОСТОЯННЫХ РАДИОАКТИВНЫХ ВЫПАДЕНИЯХ

Переволоцкий А.Н., Переволоцкая Т.В. (ВНИИРАЭ, г. Обнинск)

e-mail: forest_rad@mail.ru

Мощность дозы облучения представителей организмов природной среды для определения последствий воздействия аварийных или штатных радиоактивных выбросов предприятий ядерного топливного цикла остается одной из важных проблем радиационной биологии. Наиболее часто ее оценивают с помощью коэф-

фициентов дозового преобразования, применение которых характеризуется простотой и низкой трудоемкостью [1—3]. К недостаткам этого метода относят расчет самих коэффициентов, их привязку к геометрии источника и приемника излучения, а также условие квазиравновесного распределения радионуклидов в экосистеме [4].