
МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА

НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ
ЖУРНАЛ

Выходит 6 раз в год

№ 2 (266) 2011

МАРТ–АПРЕЛЬ

Издается с 1967 г., г. Москва

ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

А.С. Гуржиев, С.Н. Гуржиев, Е.М. Мирошников, В.П. Новиков

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ СРАВНЕНИЕ ТРЕХ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ РАЗРЕШАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТИ ЦИФРОВЫХ РАДИОГРАФИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Аннотация

В статье проанализированы особенности измерения разрешающей способности цифровых радиографических систем различными методами. Подробно описан алгоритм субпиксельной угловой проекции. На основе этого алгоритма проведены измерения разрешающей способности рентгеновской камеры методами узкой щели, острого края и тест-объекта разрешения. Проведено сравнение результатов измерений, полученных различными методами.

Цель данной работы состоит в сравнительном анализе различных методов измерения разрешающей способности цифровых радиографических систем.

Разрешающую способность цифровых радиографических систем обычно описывают частотно-контрастной характеристикой (Modulation Transfer Function – MTF). В радиографических системах MTF определяют по отклику детектора на специальные тест-объекты. Существует метод отклика на прямоугольные волны, который основан на измерении функции контраста тест-объекта разрешения (Contrast Transfer Function – CTF) и последующего вычисления MTF-функции. Но наиболее часто применяется метод, основанный на использовании узкой щели или пластины с острым краем, с помощью которых измеряют функцию отклика детектора (Line Spread Function – LSF) и далее, выполняя преобразование Фурье, получают MTF-функцию.

Применение узкой щели и острого края имеет свою специфику и неплохо изучено [1], [2]. Использование узкой щели требует точного изготовления и юстировки устройства в рентгеновском пучке, а также высокой дозы экспозиции, чтобы добиться сигнала, значительно превышающего шум, и в большинстве случаев корректировки разрешения

на ширину щели. Кроме того, обычно необходимо экстраполировать «хвосты» LSF, чтобы уточнить низкочастотную составляющую MTF. На основе математического моделирования в работе [2] показано, что в низкочастотной области метод острого края дает более точные результаты по сравнению с щелевым методом.

Одна из сложных проблем, возникающих при измерении MTF для цифровых систем, связана с искажением (aliasing) данных в частотной области [3]. Данное явление обусловлено конечной частотой дискретизации сигнала детектора. Существует несколько методов, позволяющих уменьшить этот нежелательный эффект. В работе [4] был предложен метод, позволяющий заменить функцию отклика аналитической функцией.

Дискретный характер детектора излучения приводит к зависимости измеряемой MTF от взаимного положения детектора и тест-объекта. Если граница тест-объекта проходит посередине пиксела детектора, то отклик LSF наиболее широкий и MTF на высоких частотах минимальна. Если граница тест-объекта проходит между пикселями детектора, то отклик LSF узкий и MTF на высоких частотах максимальна. Усредненное значение MTF по всем возможным положениям между детектором и тест-объектом дает наиболее достоверную харак-

теристику разрешения цифровой системы (рис. 1). Метод точной юстировки щели вдоль рядов пикселей и последующее смещение щели на доли пиксела позволяют точно вычислить MTF [5]. Недостатком данного метода является его сложность.

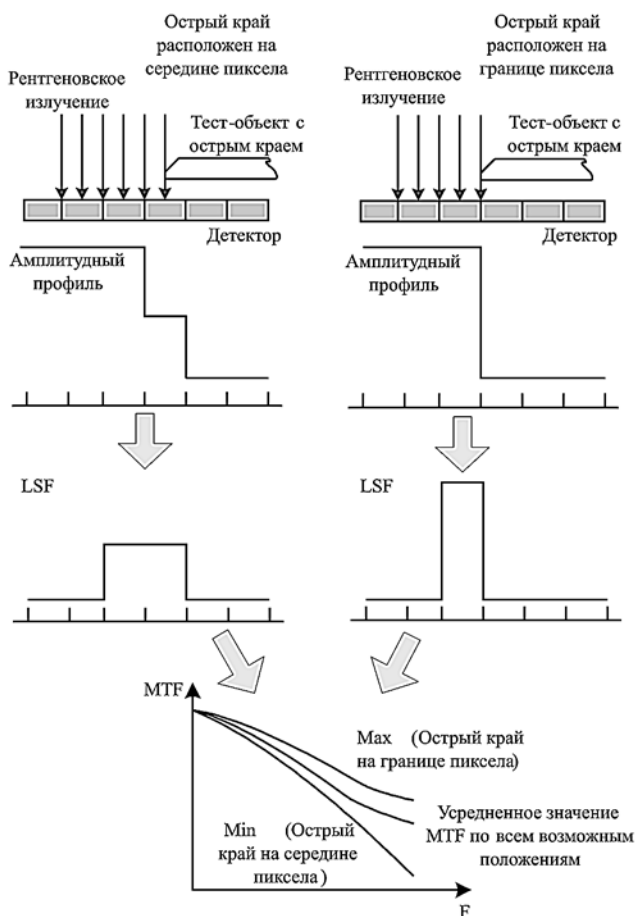


Рис. 1. Особенности измерения разрешающей способности цифровых радиографических систем

Наибольшее распространение получил метод, предложенный в 1992 г. в работе Фужита и соавт. [6]. Суть метода сводится к расположению щели под небольшим углом относительно матрицы пикселей детектора и последующего вычисления искусственной LSF, состоящей из ансамбля кривых профиля щели, расположенных в различных рядах детектора и собранных вместе посредством сдвига каждого профиля на доли пиксела. Полученный таким образом отклик детектора LSF имеет частоту дискретизации выше, чем оригинальный детектор. Это позволяет значительно уменьшить эффект искажений в MTF.

Ключевым моментом метода Фужита является определение величины суб-пиксельного сдвига профилей щели. Эта величина определяется посредством амплитудного анализа профилей и нахождения периода максимального совпадения апертуры щели и пиксела. Идея метода Фуджита может быть успешно распространена на измерения MTF с помощью пластины с острым краем и тест-объекта разрешения.

Алгоритм субпиксельной угловой проекции

Авторами данной статьи было проведено экспериментальное измерение функции MTF методами узкой щели, острого края, методом отклика на прямоугольные волны и выполнено сравнение полученных результатов. Тест-объекты располагались под небольшим углом $3...5^\circ$ к рядам матрицы детектора (рис. 2). Для анализа выбиралась прямоугольная область с границей внутри. Методом наименьших квадратов с максимально возможной точностью вычислялся угол поворота границы относительно рядов матрицы. Далее выполнялась процедура суммирования амплитуд двумерной матрицы изображения вдоль линии границы в одномерный массив проекции [7]. В результате того, что поворот выполнен на небольшой угол, становится возможным разбить полученный одномерный массив проекции на более мелкие ячейки, составляющие доли пиксела детектора (субпиксели). Каждая ячейка проекции одномерного массива нормировалась на количество отсчетов двумерного массива, попавших в данную ячейку. В резуль-

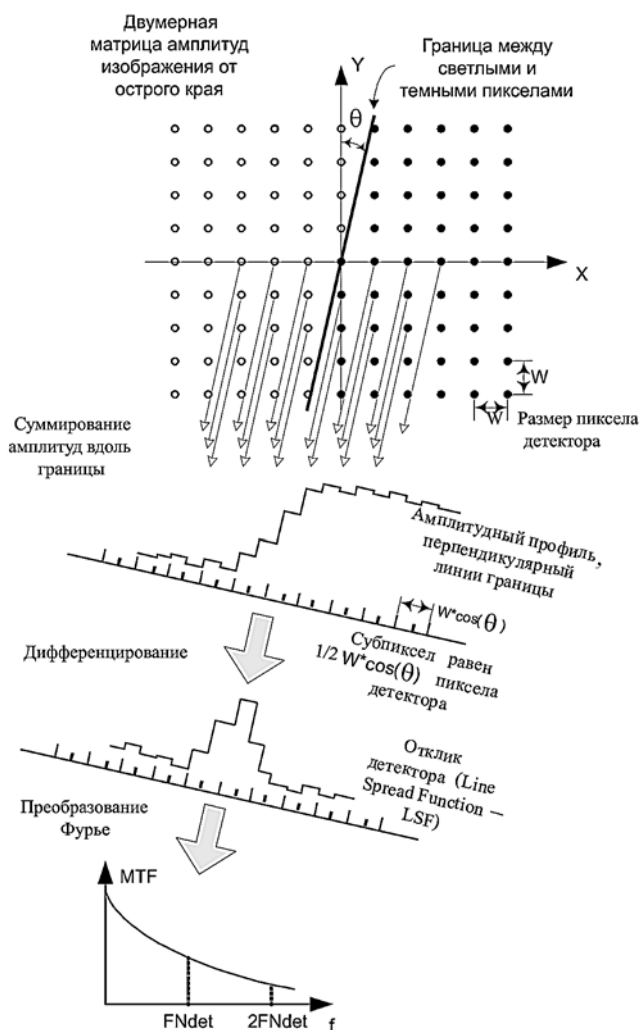


Рис. 2. Схема алгоритма субпиксельной угловой проекции

тате данной процедуры получался профиль, просуммированный по прямоугольной области изображения и перпендикулярный линии границы. Как правило, размер субпиксела должен быть на порядок меньше, чем пиксел детектора. Количество пикселей, просуммированных вдоль границы, должно быть не меньше, а, чтобы улучшить соотношение сигнал-шум, на порядок больше, чем величина $1/\tan\theta$, где θ – угол границы. Например, для угла поворота 3° минимум составит 19 пикселей. Затем полученный профиль обрабатывался различными способами в зависимости от используемого тест-объекта.

Для проверки и оценки используемого алгоритма было синтезировано компьютерное изображение от идеального острого края размером 256×256 пикселей. Граница между областью, где есть сигнал детектора (белое) и отсутствует сигнал (черное), проходила через центр изображения и была наклонена к рядам матрицы детектора на $1, 3$ и 5° . Амплитуда пиксела, пересеченного границей, выбиралась пропорционально площади белой части пиксела. Для выбранных углов ошибка вычисления MTF на частоте Найквиста составляла менее 1% . Точность восстановления угла была не хуже $0,01^\circ$. Алгоритм был протестирован при различных размерах субпиксела. Нами был выбран размер субпиксела, равный $1/8$ пиксела детектора (рис. 3), который на частоте Найквиста ухудшает MTF на 1% .

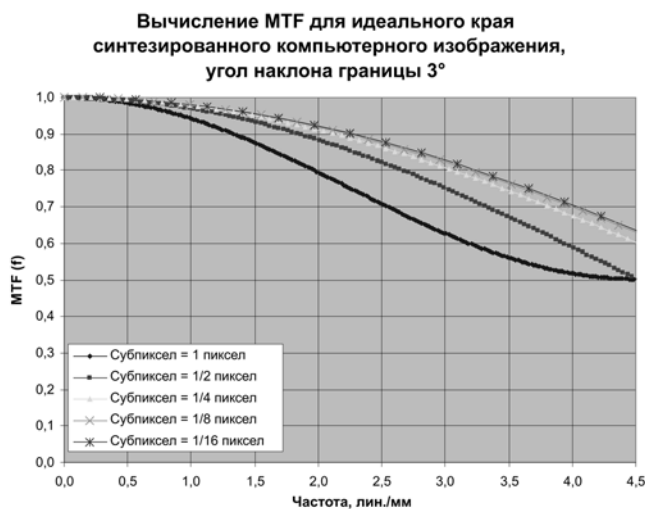


Рис. 3. Тестирование алгоритма субпиксельной угловой проекции

Измерения с помощью тест-объектов «острый край», «узкая щель» и тест-объекта разрешения «штриховая мира»

Для измерений методами острого края и узкой щели были изготовлены с высокой точностью две пластины размером $70 \times 15 \times 2$ мм из сплава вольфрама и меди. Длинные стороны пластины были обработаны под углом 45° , толщина острого края составляла $0,3$ мм. Тест-объект «щель» был изготовлен из двух пластин, между которыми по краям была зажата тонкая фольга толщиной $0,06$ мм.

Сборка из пластин с щелью закреплялась на тонкой пластине из полиметилметакрилата (ПММА). Ширина щели была выбрана около $0,5$ размера пиксела, чтобы уменьшить искажения, вносимые щелью.

Измерения проводились на рентгеновской камере с размером пиксела детектора $0,111$ мм. Расстояние между фокусом трубки и детектором равнялось 1000 мм, расстояние от поверхности детектора до плоскости тест-объекта было не более 10 мм. Использовался антирассеивающий растр 50 лин./см с отношением $6:1$. Снимки производились при напряжении 60 кВ и количестве электричества $8 \dots 16$ мА·с. Перед началом измерений детектор был откалиброван стандартным образом.

Техника применения и острого края, и узкой щели требует, чтобы тест-объекты располагались параллельно поверхности детектора и рентгеновские лучи падали на тест-объекты перпендикулярно их плоскости. Для целей юстировки использовался тест-объект в виде рентгенопрозрачного цилиндра, в центре торцов которого были закреплены маленькие стальные шарики. Для устранения влияния на MTF ширины щели была проведена SINC-коррекция [8]. Расхождение между MTF, измеренными методами острого края и узкой щели, составило не более 5% . Точность определения угла поворота тест-объектов составляла около $0,05^\circ$. Следует отметить, что LSF, полученная методом узкой щели, обладает значительно более низким шумом, чем при применении метода острого края (рис. 4), и соответственно функция MTF в области высоких частот для узкой щели выглядит более гладкой, чем для острого края.

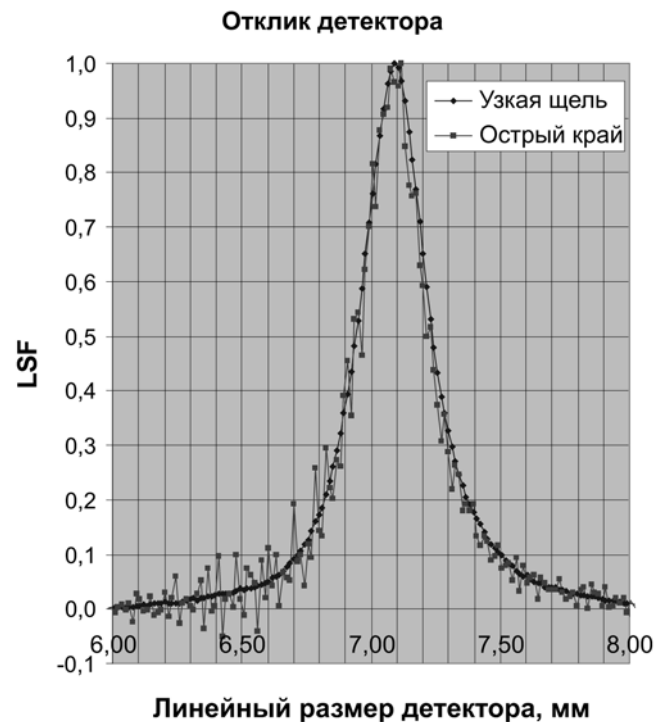


Рис. 4. Отклик детектора на тест-объекты «острый край» и «узкая щель»

Тест-объекты разрешения типа штриховой миры часто используются для визуальной оценки разрешения и измерения STF, но значительно реже для измерения MTF-способом, описанным ниже. Для измерений методом отклика на прямоугольные волны [9] использовался тест-объект разрешения Nuc. Assoc.- Carle Place – N.Y. (рис. 5) с толщиной свинцовой фольги 0,05 мм и частотой линий 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1,0; 1,2; 1,4; 1,6; 1,8; 2,0; 2,2; 2,5; 2,8; 3,1; 3,4; 3,7; 4,0; 4,3; 4,6; 5,0; 5,5; 6,0; 7,0; 8,0; 9,0; 10,0 лин./мм. Тест-объект разрешения располагался под углом 3° к матрице детектора. Функция STF измерялась нахождением локальных минимумов и максимумов для данной частоты [10]. Нормировка на нулевую частоту осуществлялась по светлым и темным областям тест-объекта, лежащим вне штрихов. Поскольку контраст STF измерялся для ограниченного количества частот, полученные данные фитировались комбинацией, состоящей из двух Лоренц-функций [9]. Далее, используя формулу Кольмана [11] и найденное аналитическое выражение STF, вычисляли MTF (рис. 6). Хотя формула Кольмана представляет собой бесконечный ряд, на практике нет необходимости использовать члены для высоких частот, поскольку они пренебрежимо малы. В наших вычислениях мы ограничились первыми девятью членами ряда. Отличие функций MTF, вычисленных данным методом и методом острого края, составило не более 10 % во всем диапазоне пространственных частот.



Рис. 5. Тест-объект разрешения «штриховая мира»

Дополнительно, для проверки методики численными методами, была вычислена функция STF. Вычисления проводились путем свертки измерен-

ной на остром крае функции MTF с периодической прямоугольной функцией. Сравнение показало отличие измеренной и вычисленной STF-функций не более чем на 10 %.

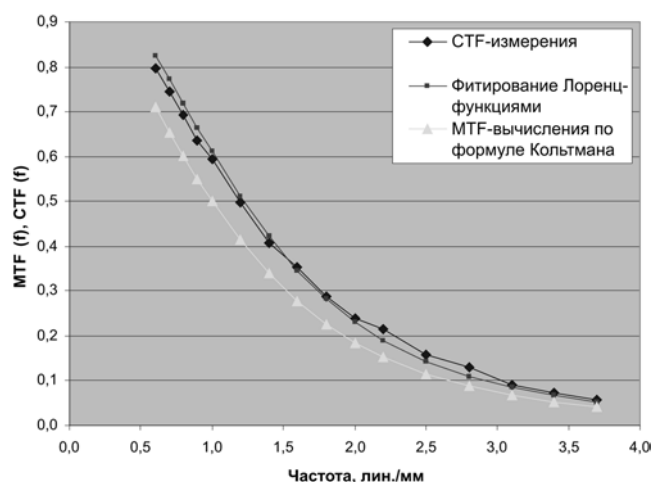


Рис. 6. Измерение MTF с помощью тест-объекта разрешения «штриховая мира»

Заключение

Разработаны и протестированы методы измерения MTF с помощью узкой щели, острого края и тест-объекта разрешения. Во всех трех методах использован один и тот же алгоритм суммирования двумерного изображения в одномерную проекцию с повышением дискретизации в субпиксельную область. Проведены измерения MTF различными методами, и выполнено их сравнение (рис. 7). Отличие составляет не более 10 %.

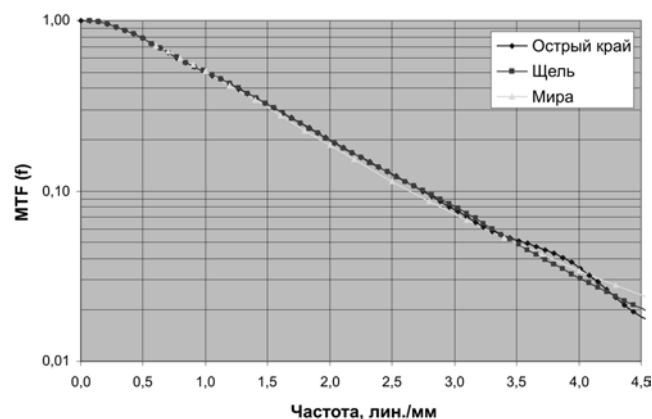


Рис. 7. Измерения MTF при помощи узкой щели, острого края и тест-объекта разрешения «штриховая мира»

Список литературы:

1. Dobbins III J.T. et al. DQE(f) of four generations of computer radiography acquisition devices // Med. Phys. 1995. № 22(10). PP. 1581-1593.
2. Cunningham I.A. et al. Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire, and edge techniques // Med. Phys. 1992. № 19(4). PP. 1037-1044.

3. *Dobbins III J.T. et al.* Effect of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function... // *Med. Phys.* 1995. № 22(2). PP. 171-181.
4. *Boone J.M. et al.* An analytical edge spread function model for computer fitting and subsequent calculation of the LSF and MTF // *Med. Phys.* 1994. № 21(10). PP. 1541-1545.
5. *Boone J.M. et al.* Sinusoidal modulation analysis for optical MTF measurements // *Med. Phys.* 1996. № 23(12). PP. 1955-1963.
6. *Fujita H. et al.* A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography // *IEEE Trans. Med. Imaging.* 1992. № 11. PP. 34-39.
7. *Samei E. et al.* A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic system using an edge test device // *Med. Phys.* 1998. № 25(1). PP. 102-113.
8. *Cunningham I.A. et al.* A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation // *Med. Phys.* 1987. № 14(4). PP. 533-537.
9. *Fisher M.G.* MTF noise-power and DQE of radiographic screens // *Photogr. Sci. Eng.* 1982. № 26. PP. 32-41.
10. *Morishita J. et al.* Comparison of two methods for accurate measurement of modulation transfer functions of screen-film systems // *Med. Phys.* 1995. № 22(2). PP. 193-200.
11. *Coltman J.W.* The specification of imaging properties by response to a sine wave input // *J. Opt. Soc. Am.* 1954. № 44. PP. 468-471.

Алексей Сергеевич Гуржиев,
студент,

*факультет теоретической и
экспериментальной физики,
МИФИ,*

Сергей Николаевич Гуржиев,
канд. физ.-мат. наук,

исполнительный директор,

Евгений Михайлович Мирошников,

ведущий инженер-конструктор,

Владимир Петрович Новиков,

нач. уч. ПЗС,

ЗАО «Рентгенпром»,

г. Москва,

e-mail: gurzhiiev@roentgenprom.ru

И.Н. Спиридонов, С.В. Резвых, Ю.Н. Орлов

ЭЛЕКТРОДНАЯ ТЕХНИКА ДЛЯ ЭЛЕКТРОРЕТИНОГРАФИИ

Аннотация

Рассмотрены особенности регистрации электроретинографических потенциалов. Показано, что относительная погрешность измерения сигналов ЭРГ при использовании роговичных электродов различных типов может достигать 54 %. Предложены методы и средства, позволяющие оценить эффективность некоторых серийно выпускаемых электродов в методиках электроретинографии. Представленные материалы могут служить научно-методической основой для создания нормативного документа по разработке, испытаниям и применению роговичных электродов.

Одним из наиболее информативных методов исследования функциональных нарушений сетчатки глаза является электроретинография. Основными достоинствами электроретинографии являются неинвазивность и возможность оценки функциональных нарушений сетчатки на самых ранних стадиях заболевания [1].

Электроретинография основана на регистрации биоэлектрических потенциалов нейронов и глиальных клеток Мюллера сетчатки глаза в ответ на световую стимуляцию с нормированными характеристиками. Для репрезентативности результатов электроретинографических исследований в стандарте Международного общества клинической электрофизиологии зрения (International Society for Clinical Electrophysiology of Vision) сформированы основные требования к параметрам светостимуляторов и усилителей сигналов электроретинограммы (ЭРГ) [2].

Для регистрации ЭРГ-сигналов используются роговичные электроды (электроды 1-го рода), различающиеся по конструкции, материалу и форме токосъемной поверхности [3], [4]. Наиболее известны два типа роговичных электродов, отличающиеся топографией токосъемной поверхности и конструкцией. Первый тип роговичных электродов представляет собой прозрачную контактную линзу с кольцевой токосъемной поверхностью. Диаметр кольцевого электрода D_{ring} выбирается из соотношения $D_{ring} > D_{iris}$, где D_{iris} – диаметр зрачка после применения фармакологических препаратов, вызывающих мидриаз.

Второй тип распространенных роговичных электродов выполнен в виде проволоочной петли или полоски фольги. Токосъемная поверхность электрода размещается на роговице или склере под нижним веком. В табл. 1 приведены основные характеристики роговичных электродов, которые активно используются в клинической практике в России.