

**Влияние пространственных шумов на функцию передачи модуляции
в цифровых рентгенологических системах***Д. Г. Паринов, Г. А. Коротеев, В. В. Матюхин, Е. А. Татарина*

Функция передачи модуляции (MTF) широко используется в медицинских рентгенологических исследованиях как один из эффективных критериев для сравнения детектирующих систем. В настоящей статье анализируется поведение функции MTF в зависимости от уровня и характера шума при больших пространственных частотах. Описан алгоритм вычисления MTF. Проведено моделирование различных типов пространственных шумов: белый шум, красный, синий, фиолетовый, сверточный шум и шум вида «соль перец». Отмечено, что в случае определенного распределения шумов возникает ситуация, что MTF становится чувствительной к спектру и уровню шума. Путем сравнения экспериментальных данных и данных, смоделированных для различных типов шумов, авторы пришли к выводу, что для практически важной части диапазона параметров существует возможность различения отдельных типов шумов, что впоследствии может быть использовано для идентификации источников шума.

Ключевые слова: функция передачи модуляции, медицинская рентгенология, моделирование пространственных шумов.

Введение

Для описания зависимости распределения освещенности в плоскости изображения традиционно вводится импульсная характеристика системы. Одной из реализаций является функция рассеяния точки (ФРТ) такая, что для единичной точки с координатами (x_0, y_0) с заданной интенсивностью строится двумерное распределение интенсивности по соседним пикселям $h(x - x_0, y - y_0)$. Для практических вычислений наиболее интересен случай, когда при смещении любой точки ее изображение смещается на пропорциональную величину.

Пусть $I(x, y)$ – функция рассеяния предмета, т. е. распределение интенсивности в плоскости

изображения, получаемого от объекта. Тогда функция изображения $I'(x, y)$ для линейных систем определяется следующим образом:

$$I'(x, y) = I(x, y) \otimes h(x - x_0, y - y_0). \quad (1)$$

Фурье-образ ФРТ называется оптической передаточной функцией $D(v_x, v_y)$, которая характеризует передачу структуры предмета оптической системой как функция пространственных частот.

$$D(v_x, v_y) = \int \int_{-\infty}^{\infty} h(x - x_0, y - y_0) e^{-2\pi i(xv_x + yv_y)} dx dy. \quad (2)$$

С оптической передаточной функцией $D(v_x, v_y)$ напрямую связаны другие важные функции: функция передачи модуляции (Modulation Transfer Function – MTF) и функция передачи фазы $\varphi(v_x, v_y)$. MTF определяется как модуль функции $D(v_x, v_y)$.

$$\text{MTF}(v_x, v_y) = |D(v_x, v_y)|, \quad (3)$$

а $\varphi(v_x, v_y)$ определяет фазу $D(v_x, v_y)$

$$\varphi(v_x, v_y) = \arg [D(v_x, v_y)]. \quad (4)$$

Паринов Даниил Геннадьевич, студент.
Коротеев Григорий Александрович, научный сотрудник.
Матюхин Владислав Вячеславович, студент.
Татарина Елена Александровна, научный сотрудник, к.т.н.
Московский физико-технический институт (государственный университет).
Россия, 141700, Московская обл., г. Долгопрудный, Институтский пер., 9.
E-mail: daniil.parinov@phystech.edu; greg.koroteev@gmail.com; tatarinova.ea@mipt.ru

Статья поступила в редакцию 20 сентября 2017 г.

© Паринов Д. Г., Коротеев Г. А., Матюхин В. В., Татарина Е. А., 2017

Функция МТФ нашла широкое применение в медицинских рентгенологических исследованиях как один из эффективных критериев для сравнения детектирующих систем [1, 2].

В настоящее время существуют различные методы определения МТФ [3]. Для их реализации требуется наличие существенного градиента интенсивности, который может обеспечиваться применением специальных тест-объектов, например, таких как гармонические периодические структуры, острый край, прокол, щель [4–6].

Метод, использующий в качестве тест-объекта острый край, стал самым распространенным в силу своей простоты. В частности, он стал основой для стандартов в области медицинской рентгенологии [7–9].

Методика, описанная в [7], дифференциальная, поэтому она чувствительна к уровню шума. Оценка влияния шумов на МТФ является одной из целей настоящей работы.

Традиционно для учета искажений, связанных с пространственными шумами (неоднородностями, битыми пикселями и т. д.), вводится функция квантовой эффективности детектора (Detective Quantum Efficiency – DQE), которая отображает способность детектирующей системы воспроизводить изображение в сравнении с идеальным детектором.

Один из вариантов определения DQE производится через нормировку MTF^2 на спектр мощности шумов (Noise Power Spectrum – NPS) [7]:

$$DQE(v_x, v_y) \approx \frac{MTF(v_x, v_y)^2}{NPS(v_x, v_y)}. \quad (5)$$

Однако определение спектра шума, с одной стороны, является вычислительно сложной задачей, с другой – NPS слишком детален, чтобы использоваться в широкой практике. Поэтому имеет смысл конструировать альтернативные способы учета шумов.

Целью данной работы являлся анализ поведения функции МТФ в зависимости от уровня и характера шума при больших пространственных частотах. Предполагалось, что это позволит путем сравнения экспериментальных данных и данных, смоделированных для различных типов шумов, идентифицировать реальные источники шума.

Описание работы алгоритма вычисления МТФ

В данном разделе описана реализация алгоритма, необходимого для вычисления МТФ, и представленного в [7].

На первом этапе работы алгоритма происходит определение текущей ориентации острого

края на изображении. Определение ориентации выполняется следующим образом: изображение разбивается на левую и правую, верхнюю и нижнюю половину. Затем для каждой из этих четырех половин вычисляется среднее значение интенсивности в пикселе, после чего (в результате сравнения этих средних интенсивностей в пикселях) делается вывод о текущей ориентации острого края и необходимых преобразованиях (поворот на 90 градусов, зеркальное отображение) для получения необходимой ориентации.

На следующем этапе вычисляется динамический диапазон изображения, и создается бинаризованная копия изображения. Бинаризация производится по уровню 60–80 процентов от динамического диапазона. После этого изображение фильтруется от черных пикселей на фоне белых. В силу того, что алгоритм выполняет ориентацию изображения, все дальнейшее его описание будет производиться именно для такой ориентации. Далее происходит вычисление конечных разностей первого порядка по столбцам, затем для ненулевых значений пикселей используется метод наименьших квадратов с целью определения угла между острым краем и горизонтальной линией пикселей.

После определения угла определяется число столбцов N , приводящих к боковому сдвигу края приблизительно на одну строку пикселей, т. е. на расстояние, наиболее близко соответствующее расстоянию между соседними пикселями p (см. рис. 1).

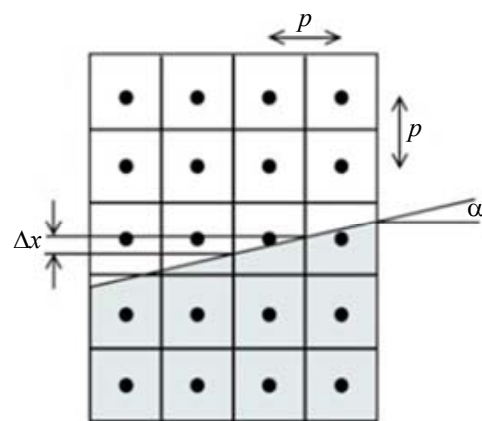


Рис. 1. Определение кратности субдискретизации в зависимости от угла между «острым краем» и линией пикселей.

Если известен угол α , то нахождение числа столбцов N не представляется сложным. Из рис. 1 видно, что справедливы соотношения:

$$\Delta x = p \tan(\alpha) \quad (6)$$

$$N \approx \frac{p}{\Delta x} \approx \frac{1}{\tan(\alpha)}. \quad (7)$$

Такая процедура позволяет определить субдискретизованную функцию края (ESF) и реализовать следующее преобразование: выбираются N последовательных столбцов, пересекающих край, значение первого пикселя первого столбца дает первую точку в данных субдискретизованной функции края, первый пиксель во втором столбце задает вторую точку данных, первый пиксель N -го столбца задает N -ю точку данных. Процедура повторяется для всех столбцов: значения второго пикселя в первом столбце дает $N + 1$ точку данных, второй пиксель во втором столбце – $N + 2$ точку данных и т. д.

Эта последовательность действий полностью повторяется $M - 1$ раз для следующих $N(M - 1)$ столбцов вдоль края. Подобным образом получается M субдискретизованных функций края. Затем эти функции складываются с соответствующими сдвигами на $N(n - 1)$ пикселей, где n номер функции, соответствующий порядку получения функций от 1 до M . На основе этой суммарной функции края происходит вычисление MTF. Расстояние в

функции края считается постоянным и равным расстоянию между пикселями p , деленному на число столбцов N . Функция распределения линий получается дифференцированием функции края. Нормирование производится по значению, соответствующему минимальной пространственной частоте.

Для проверки алгоритма использовался сгенерированный тестовый файл, в результате чего были получены результаты, согласующиеся со статьей [10].

Тестовое изображение острого края (рис. 2) генерировалось для задаваемого пользователем числа пикселей N , приводящих к боковому сдвигу края на одну строку пикселей. В N пикселях, лежащих на границе, содержится переход от полностью черного пикселя до полностью белого, причем рост интенсивности имеет квадратичный характер с максимумом роста на $N/2$ пикселе. Такой рост интенсивности обеспечивает симметричность производной ESF (производная ESF обозначена как LSF) и обеспечивает ее линейный характер.

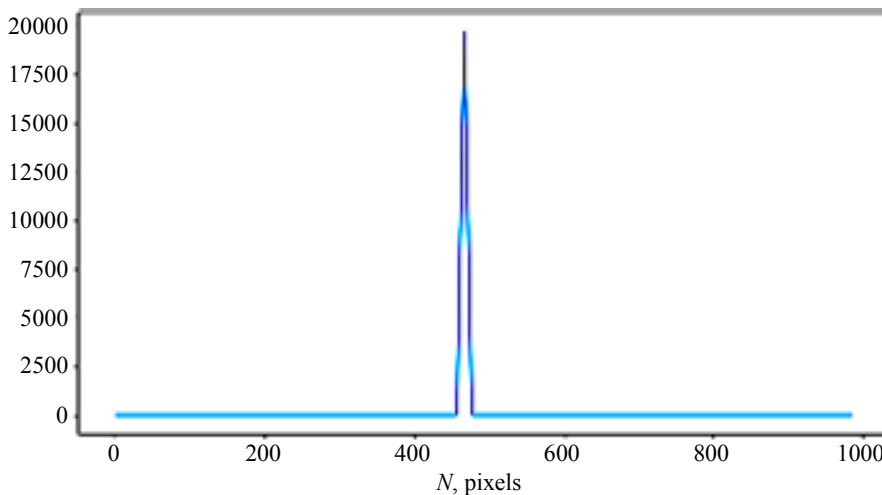


Рис. 2. LSF сгенерированного тестового изображения.

Моделирование пространственных шумов

После проверки алгоритма к тестовому файлу были добавлены различные типы шумов: белый гауссовский шум, красный, синий, фиолетовый, сверточный шум с габоровским ядром [11] и шум вида «соль перец». Для генерации белого шума использовалась стандартная функция языка программирования Python `numpy.random.normal`. Цветные шумы были сгенерированы из белого путем умножения Фурье-образа белого шума на соответствующую функцию и последующего обратного преобразования Фурье. Соответствующие выражения представлены ниже, где обозначены \mathfrak{F} – прямое преобразование Фурье, \mathfrak{F}^{-1} – обратное. Имеем соответствующие выражения

для красного шума:

$$N_{red}(\vec{r}) = \left| \mathfrak{F}^{-1} \left[\mathfrak{F} \left(N_{wgn}(\vec{r}) (r_x^2 + r_y^2) \right) \right] \right| \quad (8)$$

для синего шума:

$$N_{blue}(\vec{r}) = \left| \mathfrak{F}^{-1} \left[\frac{\mathfrak{F} \left(N_{wgn}(\vec{r}) \right)}{\left(r_x^2 + r_y^2 + 1 \right)^{\frac{1}{2}}} \right] \right| \quad (9)$$

для фиолетового шума:

$$N_{violet}(\vec{r}) = \left| \mathfrak{F}^{-1} \left[\frac{\mathfrak{F} \left(N_{wgn}(\vec{r}) \right)}{\left(r_x^2 + r_y^2 + 1 \right)} \right] \right| \quad (10)$$

Свертка габоровского ядра с пуассоновским шумовым процессом определяется как сверточный шум с габоровским ядром. Обозначим $\gamma(\vec{r})$ – пуассоновский процесс. Таким образом, выражения для сверточного шума имеют следующий вид:

$$N_{gab}(\vec{r}) = \eta(\vec{r}) \otimes \gamma(\vec{r}), \quad (11)$$

где ядро Габора $\eta(\vec{r})$ задается как в работе [7]:

$$\eta(\vec{r}) = \exp\left(-\frac{r_x^2 + \rho^2 r_y^2}{2\sigma^2}\right) \exp\left(i\left(2\pi\frac{r_x}{\lambda} + \psi\right)\right),$$

Результат применения реализации алгоритма к сгенерированному изображению представлен ниже на рис. 3.

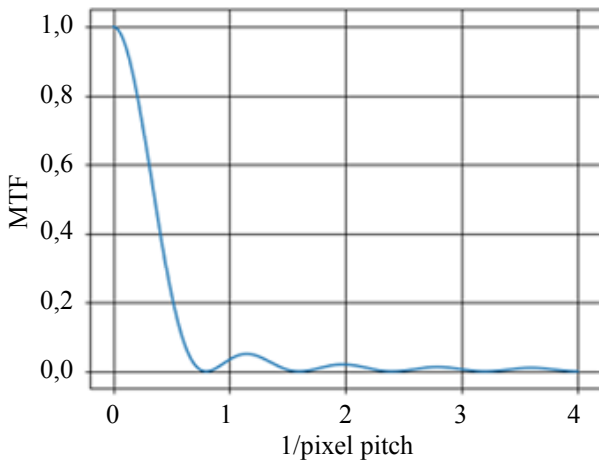
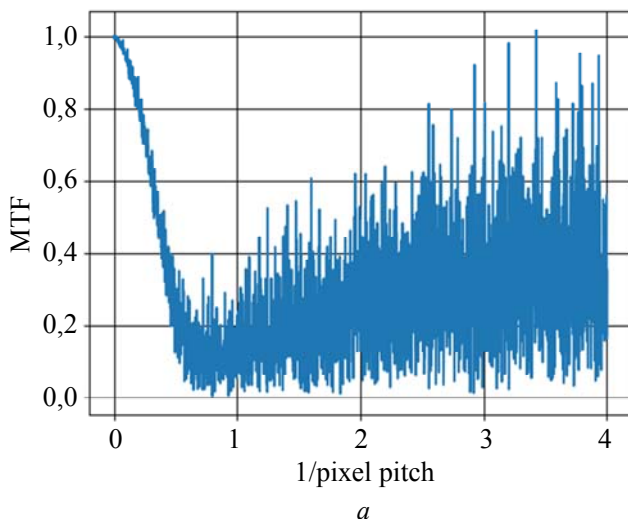


Рис. 3. МТФ сгенерированного тестового изображения.

На рис. 3 видны затухающие гармоники с частотой Найквиста, которые являются результатом фазовых ошибок, неизбежно возникающих при работе алгоритма [6].



На рис. 4 представлен тестовый файл с белым шумом для двух значений отношения «сигнал/шум» (ОСШ). После прохождения частоты дискретизации оба графика имеют шумовой характер с повышением пространственной частоты (рис. 4). Первый ноль в обоих случаях имеет одинаковую частоту равную 90 процентам от частоты дискретизации.

На рис. 5 показана МТФ, полученная для тестового сгенерированного изображения с наложенными на него красным и синим шумом. Положение первого нуля МТФ одинаково для всех типов цветных шумов. Наиболее существенные отличия появляются в области высоких гармоник. Низшие гармоники практически неразличимы.

Таким образом, проанализировав графики, можно утверждать, что для шумов с равномерной спектральной полосой, с преобладанием высоких или низких частот (падение или рост более 3 дБ на октаву), графики МТФ имеют характерные особенности. Для белого шума характерно отсутствие гармоник частоты дискретизации и общая зашумленность МТФ. Для шума с преобладанием высоких частот (синий цвет) характерна низкая зашумленность МТФ и значительное преобладание высших гармоник частоты дискретизации над низшими. Напротив, для шума с преобладанием низких частот (красный цвет) характерна зашумленность МТФ и равномерность уровней гармоник частоты дискретизации. Таким образом, существует реальная возможность определить цвет шума, используя график МТФ.

На рис. 6 представлена МТФ, полученная для тестового сгенерированного изображения с наложенными на него фиолетовым и габоровским (черный цвет) шумом. Гармоники шумов имеют приблизительно одинаковый уровень. Уровень зашумленности приблизительно соответствует аналогичным кривым с синим шумом.

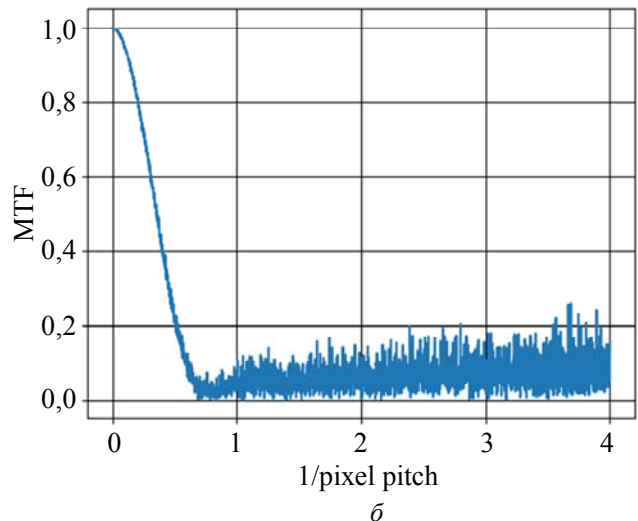


Рис. 4. Тестовый файл с белым шумом для двух значений отношения сигнал шум (ОСШ): а – 19 дБ; б – 25 дБ.

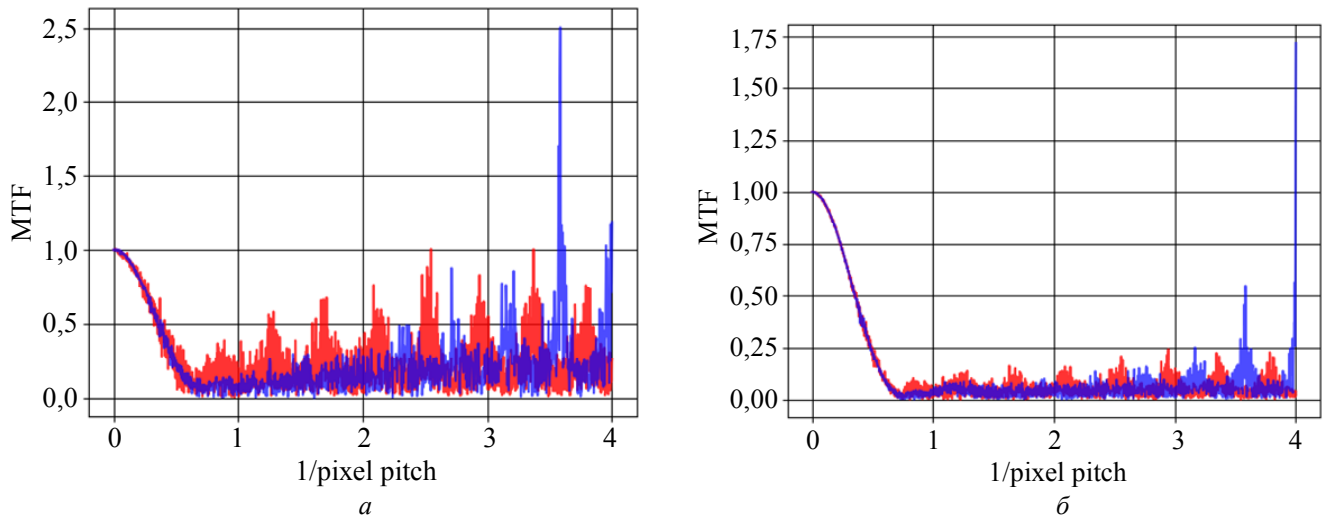


Рис. 5. MTF, полученная для тестового сгенерированного изображения с наложенными на него красным и синим шумом для двух значений отношения сигнал шум: *a* – 19 дБ; *б* – 25 дБ.

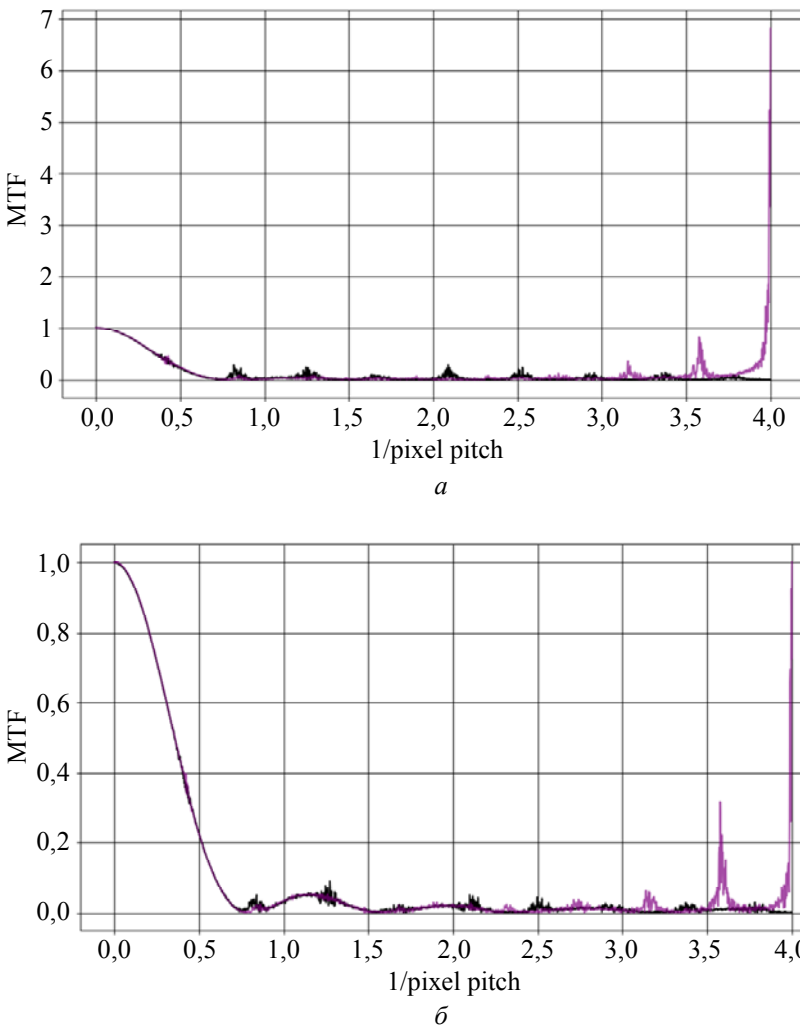


Рис. 6. MTF, полученная для тестового сгенерированного изображения с наложенными на него фиолетовым и габоровским (черный цвет) шумом, для двух значений отношения сигнал шум: *a* – 19 дБ; *б* – 25 дБ.

Графики MTF для изображения с наложенным на него шумом типа «соль перец» получаются различными (рис. 7). График MTF для такого случая, прежде всего, зависит от размера выбираемой области, так как в алгоритме присутствует этап

сложения змеек, в результате которого большой градиент, вносимый таким шумом, может быть значительно уменьшен. Таким образом, данный шум при выборе достаточно большой области не вносит больших изменений в график MTF.

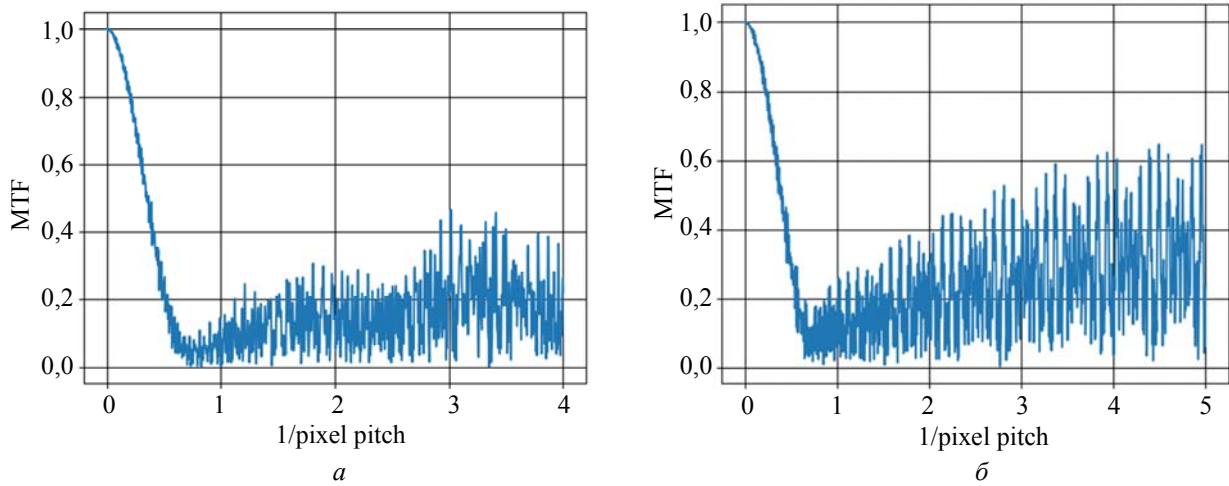


Рис. 7. MTF, полученное для тестового сгенерированного изображения с наложенным на него шумом типа «соль перец»: а – область 1; б – область 2 внутри одного того же изображения.

Из рис. 8 видно, что с увеличением размера области вклад шума типа «соль перец» падает. В результате чего при выборе большой области

основной вклад вносится белым шумом. Последнее можно считать указанием на то, что данный тип шума явным образом декомпозируется.

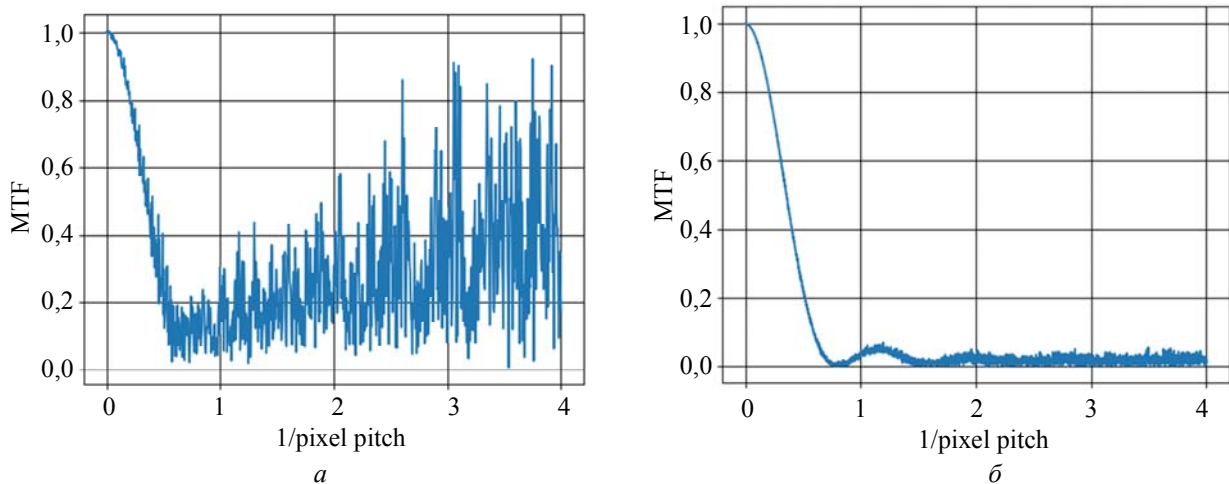


Рис. 8. MTF, полученная для тестового сгенерированного изображения с наложенным на него шумом типа «соль перец» и белым шумом с ОСШ 32дБ для областей разных размеров: а – 80×80; б – 500×500.

Заключение

В последние годы не прямые методы рентгенологических исследований работают с уровнями сигналов, очень близкими к уровням шумов. В связи с этим становится актуальной задача декомпозиции спектра шума получаемых изображений. Различные компоненты шума могут иметь разное происхождение, а именно, как связанное с самим объектом исследования, так и с особенностями оптической системы.

В случае определенного распределения шумов возникает ситуация, что MTF становится чувствительной к спектру и уровню шума. В частности, цветные шумы явно отличимы от белого в широком диапазоне отношений «сигнал/шум». А специальные шумы (например «соль-перец» или габоровский) на MTF могут быть идентифициро-

ваны по характерным локальным особенностям поведения функции.

Точное определение соотношения различных шумов предполагает решение обратной задачи, что требует отдельного исследования. Однако в случае даже частичного решения будет получена существенная информация. Поэтому имеет смысл дальнейшего совершенствования аналитического аппарата.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках реализации постановления Правительства Российской Федерации от 9 апреля 2010 г. № 218 (договор № 02.G25.31.0143).

ЛИТЕРАТУРА

1. Зеликман М. И. // Радиология-практика. 2008. № 4. С. 38.
2. Блинов Н. Н. // Медицинская физика. 2004. № 2. С. 36.
3. Зеликман М. И., Кабанов С. П., Кручинин С. А. // Радиология-практика. 2010. № 1. С. 60.
4. Cunningham I. A. Applied linear-systems theory. In Book: Handbook of Medical Imaging: Physics and Psychophysics, edited by J. Beutel, H. L. Kundel, R. L. Van Metter. – SPIE Press, Bellingham, WA. 2000. Vol. 1. Ch. 2. P. 79.
5. Cunningham I. A., Fenster A. // Med. Phys. 1987. No. 14. P. 533.
6. Cunningham I. A., Reid B. K. // Med Phys. 1992. Vol. 19(4). P. 1037.
7. ГОСТ Р МЭК 62220-1-2-2010 Изделия медицинские электрические. Характеристики устройств для получения

цифровых рентгеновских изображений. Часть 1–2. Определение квантовой эффективности регистрации. Детекторы, используемые при маммографии.

8. International Electrotechnical Commission (IEC 62220-1-2), Medical Electrical Equipment – Characteristics of Digital X-ray Imaging Devices – Part 1–2: Determination of the Detective Quantum Efficiency – Detectors Used in Mammography–IEC, Geneva, 2007.
9. Han J. C., Yun S., Youn H., Kam S., Sho S., Achterkirchen T. G., Kim H. K. // Journal of the Korean Physical Society. 2014. Vol. 65. No. 5. P. 770.
10. Buhr E., Günther-Kohfahl S., Neitzel U. // Medical Physics. 2003. Vol. 30. Issue 9. P. 2323.
11. Ares Lagae, Sylvain Lefebvre, George Drettakis, Philip Dutre. // ACM Transactions on Graphics, Association for Computing Machinery. 2009. No. 28 (3). P. 54.

PACS: 87.59.-e

Remarks about influence of spatial noises on the MTF function in the digital radiological systems

D. G. Parinov, G. A. Koroteev, V. V. Matyukhin, and E. A. Tatarinova

Moscow Institute of Physics and Technology
 9 Institutskiy per., Dolgoprudny, Moscow Region, 141700, Russia
 E-mail: daniil.parinov@phystech.edu; greg.koroteev@gmail.com; tatarinova.ea@mipt.ru

Received September 20, 2017

The modulation transfer function (MTF) is widely used in medical X-ray studies as one of the effective criteria for comparing detection systems. In the present article, the behavior of the MTF function depending on level and the nature of noise is analyzed with larger space frequencies. The MTF calculation algorithm is described. Modeling of various types of spatial noise is carried out: white noise, red, blue, violet, convolutional noise and noise of the form “salt pepper”. It is noted that MTF becomes sensitive to a range and noise level in case of particular distribution of noise. By comparison of the experimental data and modeled data for various types of noise, authors concluded that for practically important part of the range of parameters there is a possibility to distinguish particular types of noise that can be used for identification noise sources.

Keywords: modulation transfer function, medical roentgenology, modeling of spatial noise.

REFERENCES

1. M. I. Zelikman, Radiologiya-Praktika, No. 4, 38 (2008).
2. N. N. Blinov, Med. Fiz., No. 2, 36 (2004).
3. M. I. Zelikman, S. P. Kabanov, and S. A. Kruchinin, Radiologiya-Praktika, No. 1, 60 (2010).
4. I. A. Cunningham, Applied linear-systems theory. In Book: Handbook of Medical Imaging: Physics and Psychophysics. Edited by J. Beutel, H. L. Kundel, R. L. Van Metter. (SPIE Press, Bellingham, WA. 2000). Vol. 1. Ch. 2. P. 79.
5. I. A. Cunningham and A. Fenster, Med. Phys., No. 14, 533 (1987).
6. I. A. Cunningham and B. K. Reid, Med Phys. **19** (4), 1037 (1992).

7. ГОСТ Р МЭК 62220-1-2-2010.
8. International Electrotechnical Commission (IEC 62220-1-2), Medical Electrical Equipment – Characteristics of Digital X-ray Imaging Devices – Part 1–2: Determination of the Detective Quantum Efficiency – Detectors Used in Mammography (IEC, Geneva, 2007).
9. J. C. Han, S. Yun, H. Youn, et al., Journal of the Korean Physical Society **65** (5), 770 (2014).
10. E. Buhr, S. Günther-Kohfahl, and U. Neitzel, Medical Physics **30** (9), 2323 (2003).
11. Ares Lagae, Sylvain Lefebvre, George Drettakis, and Philip Dutre, ACM Transactions on Graphics, Association for Computing Machinery. No. 28 (3), 54 (2009).