

Телевизионные системы, передача и обработка изображений

УДК 61.004.05

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА МАСШТАБИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКИХ СНИМКОВ

Велос Льяно Хуан Габриель

аспирант кафедры «Радиотехника и радиосистемы» ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых»¹.

E-mail: j.gabrielveloz@gmail.com.

Никитин Олег Рафаилович

доктор технических наук, профессор; заведующий кафедрой «Радиотехника и радиосистемы» ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых»¹.

E-mail: olnikitin@mail.ru.

Салех Хади Мухаммед

кандидат технических наук;

доцент департамента программной инженерии НИУ «Высшая Школа Экономики»²; доцент кафедры информационных систем и программной инженерии ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых»¹.

E-mail: hadimsaleh@gmail.com.

¹Адрес: 600000, Россия, г. Владимир, ул. Горького, 87.

²Адрес: 125319, Россия, г. Москва, Кочновский проезд, 3.

Аннотация: В работе рассмотрены неадаптивные алгоритмы масштабирования пиксельной графики, которые могут быть использованы для задач диагностики заболеваний в удаленном режиме при реализации инфокоммуникационной системы телемедицины. Средствами функции SFR комплекса Imatest выполнено масштабирование фрагмента тест-объекта SFR ISO 12233. Показано влияние алгоритмов, основанных на различных методах, на искажение изображений при масштабном преобразовании, связанном с увеличением снимков, полученных при медицинской диагностике. Сопоставлены результаты применения алгоритмов по методу ближайшего соседа, билинейному, бикубическому и бикубическому со встроенной функцией маскирования. В качестве критерия сравнения было выбрано значение функции модуляции (Modulation Transfer Function). Показано, что для задач сильного увеличения подходит алгоритм по билинейному методу, сохраняющий в достаточной степени резкость и не приводящий к эффекту гало; для задач увеличения оригинала на небольшой процент (10–15%) эффективнее применять алгоритмы по бикубическому методу.

Ключевые слова: алгоритмы интерполяции, масштабирование медицинских снимков, телемедицина.

Введение

Реализация системы телемедицины предполагает обмен данными о результатах диагностических процедур, в частности, изображениями, полученными при рентгенологии, томографии, некоторых видах ультразвукового исследования организма и эндоскопии. Важным аспектом процесса передачи такой визуальной информации

является индифферентность цифровых изображений (пиксельной графики) к различным алгоритмам масштабирования [1, 2]. В связи с чем, задача анализа влияния работы алгоритмов на резкостные свойства полученных в результате изменения размеров изображений, а также на возможность возникновения в них артефактов является существенной с точки зрения эффективности

диагностики в удалённом режиме [3, 4]. Необходимо, чтобы алгоритмы, используемые в таких процессах, позволяли сохранять визуальную детализацию изображения в области высоких частот при любом масштабе и снижать вероятность образования нежелательных дефектов, возникающих в результате работы интерполяторов: низкочастотная фильтрация высокочастотных гармоник, алиасинг, муар, пикселизация и другие [5].

В системе поэлементной обработки информации изображение представлено конечным числом дискретных элементов — пикселей. А масштабирование цифровых изображений представляет собой приведение массива изобразительной информации в соответствие с разрешением и размером иллюстрации. Для минимизации потерь при трансформации изображения, осуществляемой с целью увеличения размера снимка в целом или отдельного фрагмента (динамическое масштабирование при просмотре, а также подготовка к выводу на печатное устройство), используются интерполяционные алгоритмы, представляющие собой нахождение промежуточных значений величины по имеющемуся дискретному набору известных значений (прогноз неизвестных значений пикселей между истинными значениями пикселей) [6]. Алгоритмы интерполяции принято делить на адаптивные и неадаптивные, функционирование адаптивных определяется зависимостью от деталей на изображении (гладкая текстура, резкие

границы и т.п.), неадаптивные алгоритмы не дифференцируют пиксели и обрабатывают их одинаково [7, 8]. Последние имеют некоторые преимущества по скорости, а по характеристикам контрастности не уступают адаптивным, что может служить одним из факторов применения их для задач телемедицины, где скорость обработки изображения влияет на оперативность доставки информации специалисту определённого профиля. В связи с этим имеет смысл исследовать влияние алгоритмов масштабирования на искажения изображений. В работе будут сопоставлены алгоритмы, базирующиеся на линейном методе, представляющим свертку функций [9]:

$$f(x) = \sum_{i=-\infty}^{+\infty} F(i)K(i-x)$$

где $F(i)$ — интенсивность (яркость) i -ого пикселя на изображении; K — маска, накладываемая на изображение. В двумерном случае:

$$f(x, y) = \sum_{i, j=-\infty}^{+\infty} F(i, j)K(i-x)K(j-y)$$

Методами измерений с использованием программно-аппаратного средства Imatest произведем сопоставление следующих алгоритмов интерполяции: метод ближайшего соседа (Nearest Neighbor — рис. 1,а); билинейная интерполяция (рис. 1,б); бикубическая интерполяция (рис. 1,в).

Аналитический вид интерполяционных функций для сопоставления приведен в таблице 1.

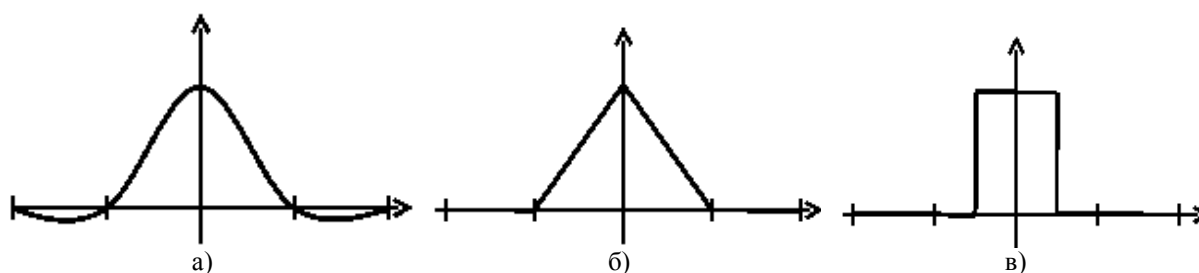


Рис. 1. а) Прямоугольная форма функции при интерполировании методом Nearest Neighbor; б) треугольная форма функции при интерполировании билинейным методом; в) колоколообразная форма функции при интерполировании бикубическим методом.

Таблица 1. Интерполяционные функции

Функция	Определение
Прямоугольная	$R_0(\omega_x, \omega_y) = \begin{cases} \left(\frac{1}{T_x \cdot T_y}\right), & x \leq \frac{T_x}{2}, y \leq \frac{T_y}{2} \\ 0 & \text{в противном случае.} \end{cases}$ $R_0(\omega_x, \omega_y) = \frac{\sin\left(\frac{\omega_x T_x}{2}\right) \cdot \sin\left(\frac{\omega_y T_y}{2}\right)}{\left(\frac{\omega_x T_x}{2}\right) \cdot \left(\frac{\omega_y T_y}{2}\right)}$
Треугольная	$R_1(x, y) = R_0(x, y) \cdot R_0(x, y);$ $R_1(\omega_x, \omega_y) = R_0^2(\omega_x, \omega_y).$
Колоколообразная	$R_2(x, y) = R_0(x, y) \cdot R_1(x, y);$ $R_2(\omega_x, \omega_y) = R_0^3(\omega_x, \omega_y).$

1. Описание методики анализа алгоритмов

Программная функция SFR комплекса Imatest создана для измерения пространственно-частотной характеристики изображений, известная так же как функция передачи модуляции (MTF Modulation Transfer Function) с использованием наклонного края от тёмно-серого до светло-серого. Приложение позволяет выполнять расчеты, используя возможности MatLab, и выводить результаты с помощью графиков. В качестве образца был выбран фрагмент тест-объекта SFR ISO 12233 (рис. 2). Интерфейс представлен на рис. 3.

При выборе зоны изображения для анализа в графе PLOT нужно указать MTF/Edges (для случая тестового объекта – указать, что необ-

ходимо измерить край и ФПМ клина). Это означает, что нужно анализировать контрастные участки изображения. Единицу измерений следует оставить Cycles/pixel – циклов на пиксель. В графе EDGE PLOT выставить линейный краевой профиль (linear edge profile). Раздел Max MTF plotFreq (Максимальная частота ФПМ) выбирает максимальную частоту отображения для участков ФПМ [3].

Программа позволяет оценить, какие изменения оказывает форматное преобразование на край профиля тест-объекта, а значит, и каким образом эти изменения будут сказываться на появлении дефектов у реальных медицинских изображений, на их деталях, краях объектов и общей структуре (рис. 4).

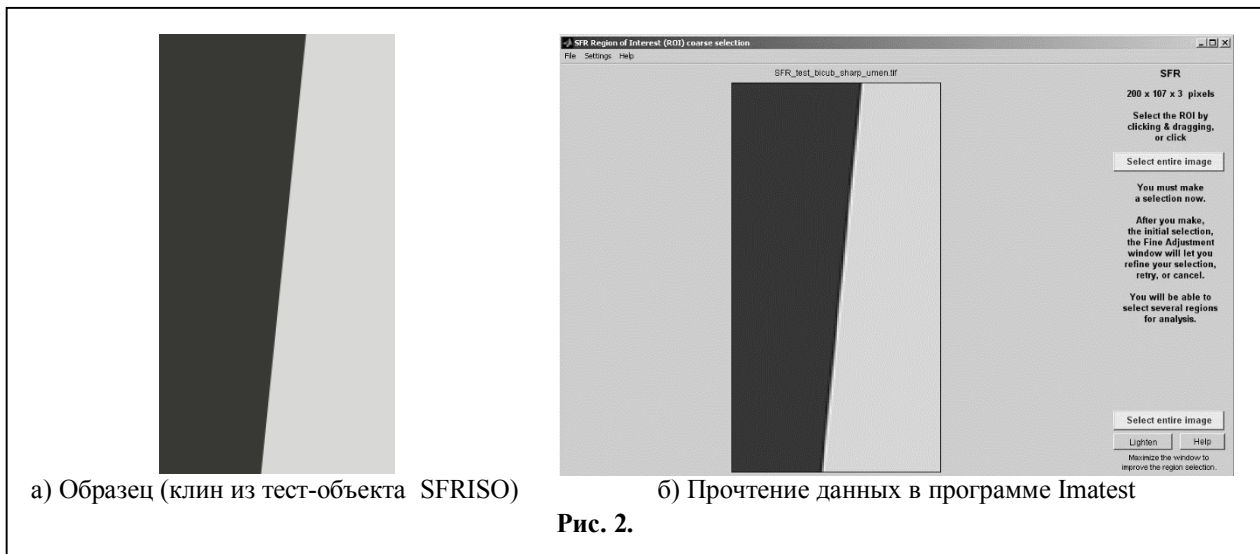


Рис. 2.

Для оценки преобразований были проделаны следующие манипуляции с тест-объектом:

- увеличение оригинального тест-объекта вдвое с помощью алгоритмов Nearest Neighbor, Билинейного, Бикубического, Бикубического с маскированием;

- увеличение на 9% от размера оригинала для того, чтобы проверить предположение, что преобразование размера изображения вдвое оказывает меньшее влияние на качество (по причине дискретности), чем изменение размера на небольшие значения. Анализ был проведен как комплексно внутри измерения работы одного из алгоритмов, так и между интерполяторами для того, чтобы сопоставить результаты их работы между собой.

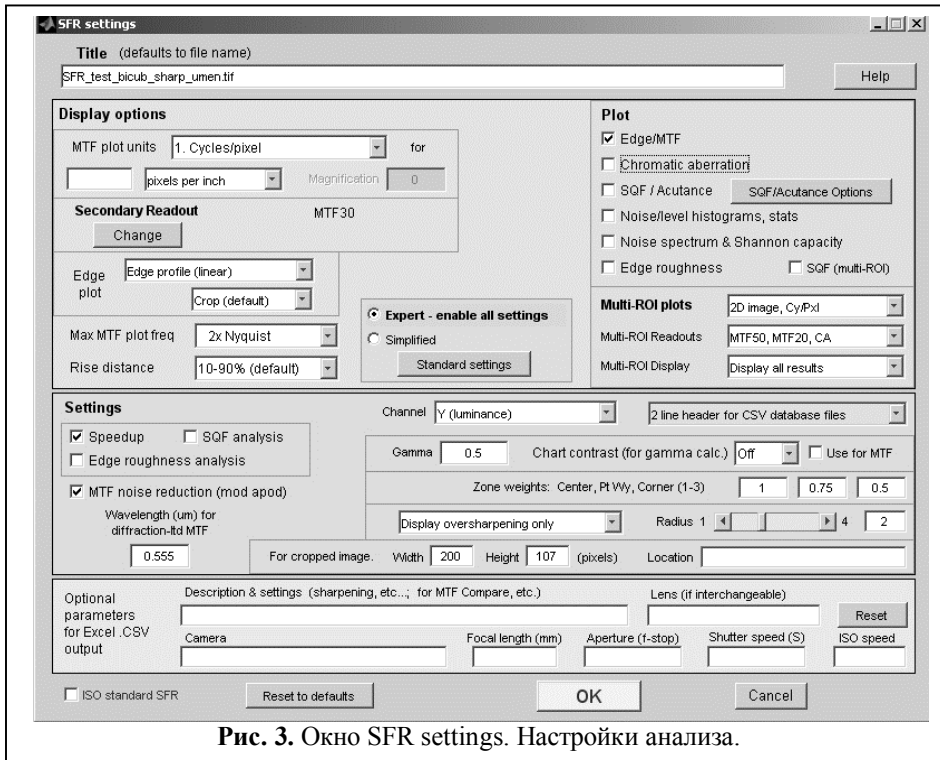


Рис. 3. Окно SFR settings. Настройки анализа.

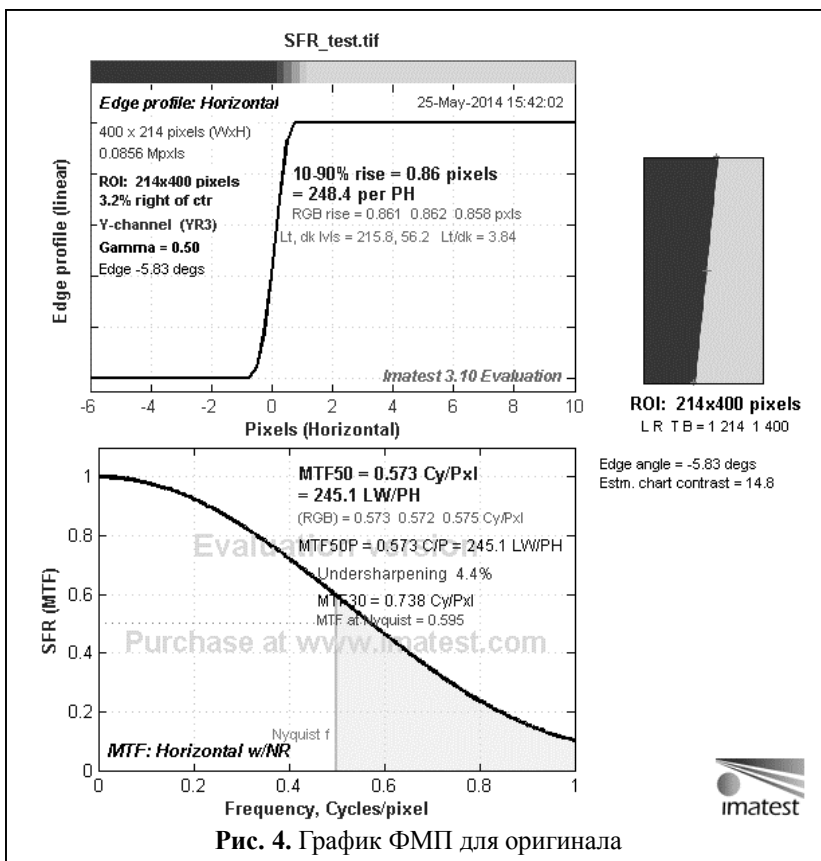


Рис. 4. График ФМП для оригинала

того, чтобы сопоставить результаты их работы между собой.

2. Анализ результатов применения алгоритмов масштабирования

Масштабирование алгоритмом по методу ближайшего соседа

При работе алгоритма по методу Nearest Neighbor на увеличение можно наблюдать, что форма профиля края тестового клина имеет крутые плечи и более вертикальный вид кривой (рис. 5,а). Это позволяет сделать вывод, что вокруг границы образуется минимальное количество новых градаций и график SFR (MTF) иллюстрирует

достаточно резкий спад ВЧ при увеличениях в обоих вариантах. Исходя из этого, можно заключить, что изображение, интерполируемое из оригинала в вариант большого размера, будет иметь пикселизацию, поскольку вокруг границ количество новых образуемых градаций минимально.

Масштабирование алгоритмом по билинейному методу

Как показали результаты измерений работы

билинейного метода интерполяции (рис. 5,б), переходы на границе значительно более плавные по сравнению с методом Nearest Neighbor.

Данный эффект связан с тем, что билинейный метод эффективнее использует информацию о близлежащих пикселах, по которой достраивает недостающие элементы на изображении, возникающие вследствие масштабных преобразований. На графике

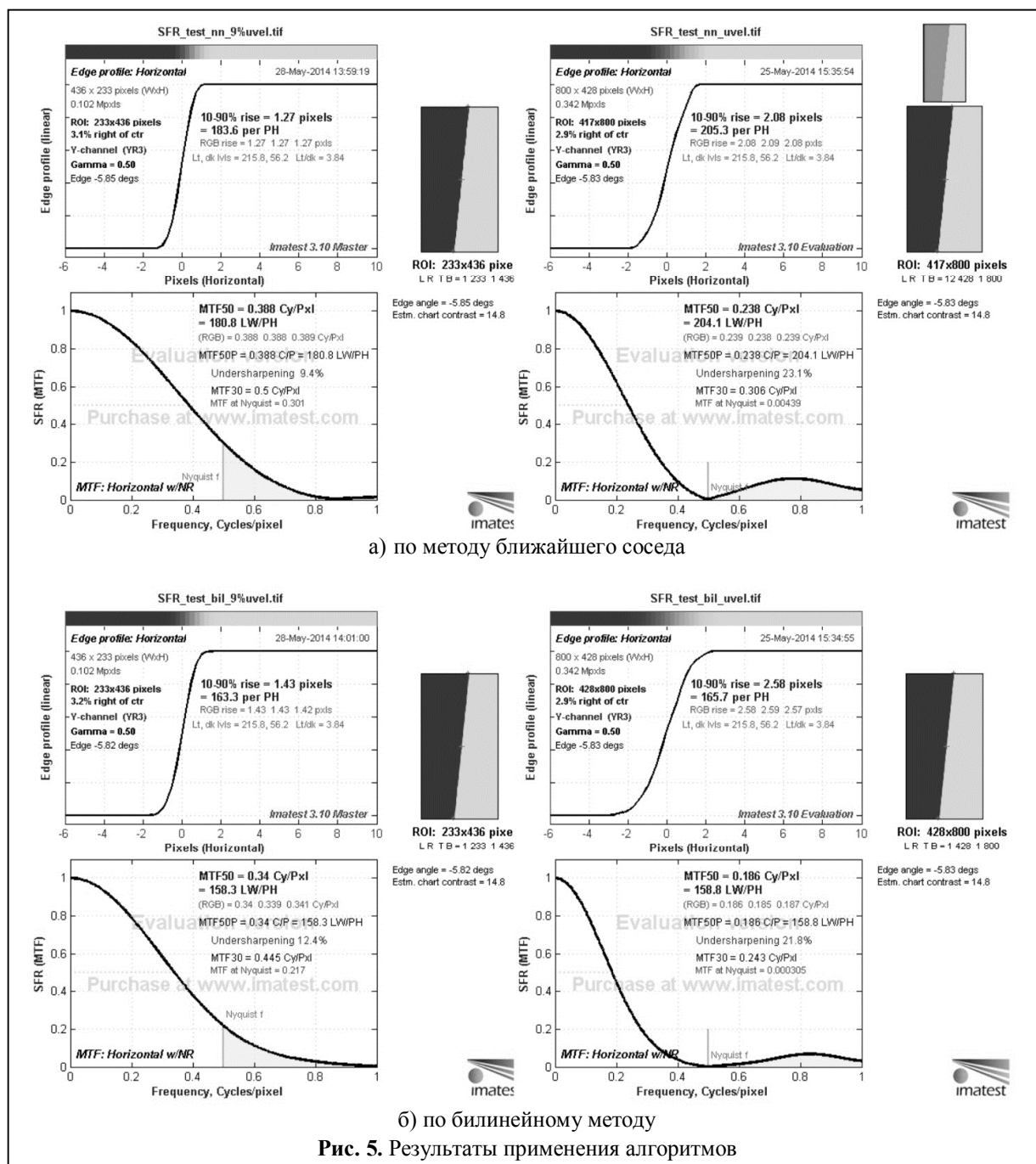


Рис. 5. Результаты применения алгоритмов

также заметно, что даже небольшое увеличение снимка этим методом приводит к сглаживанию границ, что, вероятнее всего, скажется на резкостных характеристиках изображения и приведет к снижению детализации и потери резкости. Это подтверждается сравнением графиков для метода Nearest Neighbor (рис. 5,а) и билинейного метода (рис. 5,б): значение MTF50 у Nearest Neighbor выше, однако само изображение имеет гораздо более грубый вид. С другой стороны, при использовании билинейного метода не возникает таких грубых искажений резких границ, как при использовании метода ближайшего соседа, и алгоритм не приводит к эффекту гало.

Масштабирование алгоритмом по бикубическому методу

Результаты применения бикубического метода позволяют заметить, что алгоритм при масштабных преобразованиях на увеличение склонен приводить к образованию эффекта гало на контрастных границах (рис. 6,а). Данный эффект повторяется и при использовании бикубического метода со встроенной функцией нерезкого маскирования (sharp – рис. 6,б).

На рис. 6,а видно, как в зоне плечей кривой образуются новые значения яркости пикселей, тогда как в зоне анализа таковых не наблюдается. Это дает право предположить, что и в реальном изображении тоже увеличится вероятность возникновения оконтуривания на достаточно контрастных границах. Высоочастотные гармоники (значения MTF50) в случае увеличения выше, чем у билинейного метода, однако проявляется достаточно выраженное оконтуривание.

Масштабирование алгоритмом по бикубическому методу с маскированием (sharp)

Алгоритм интерполирования с встроенным маскированием применяется в основном для задач уменьшения изображений в несколько раз. Средние значения MTF50 для бикубического алгоритма и бикубического с

маскированием (рис. 6,а – рис. 6,б) совпадают при увеличении на 50%, при незначительных увеличениях на 9% заметно сохранение мелких деталей при использовании функции sharp (0,409 цикл/пиксел в сравнении с 0,41 цикл/пиксел). Наблюдается резкий скачок на значении MTF30, что говорит об усилении более низкочастотных гармоник под влиянием высокочастотных и, вероятнее всего, это будет проявляться на изображении как общее огрубление, чрезмерное повышение резкости, которое, как видно (рис. 6,б), приводит к образованию ореолов.

Заключение

При проведении диагностики в удаленном доступе специалисту (врачу) зачастую требуется детализация изображений, полученных им через каналы телемедицины, для чего может использоваться либо специальная программа просмотра (браузер со встроенными алгоритмами масштабирования и возможностью их выбора в зависимости от рода задачи), либо вывод на печать отдельных фрагментов, заранее увеличенных с использованием одного из методов интерполяции. Сопоставление неадаптивных методов интерполяции (таблица 2) позволяет заключить, что для задач сильного увеличения подходит алгоритм по билинейному методу, сохраняющий в достаточной степени резкость и не приводящий к эффекту гало; для задач увеличения оригинала на небольшой процент (10–15%) эффективнее применять алгоритмы по бикубическому методу.

Литература

1. Бьмон Ж., Лагендейк Р.Л., Марсеро Р.М. Итерационные методы улучшения изображений // ТИИЭР. 1990. т.78, № 5. С. 58–84.
2. Косых Н.Э., Смагин С.И., Гостюшкин В.В., Савин С.З., Литвинов К.А. Система автоматизированного компьютерного анализа медицинских изображений // Информационные технологии и вычислительные системы. 2011. № 3. С. 52–60.
3. Абу Басма Л., Семенов С.И., Сушкова Л.Т., Чирков К.В. Повышение четкости медицинских

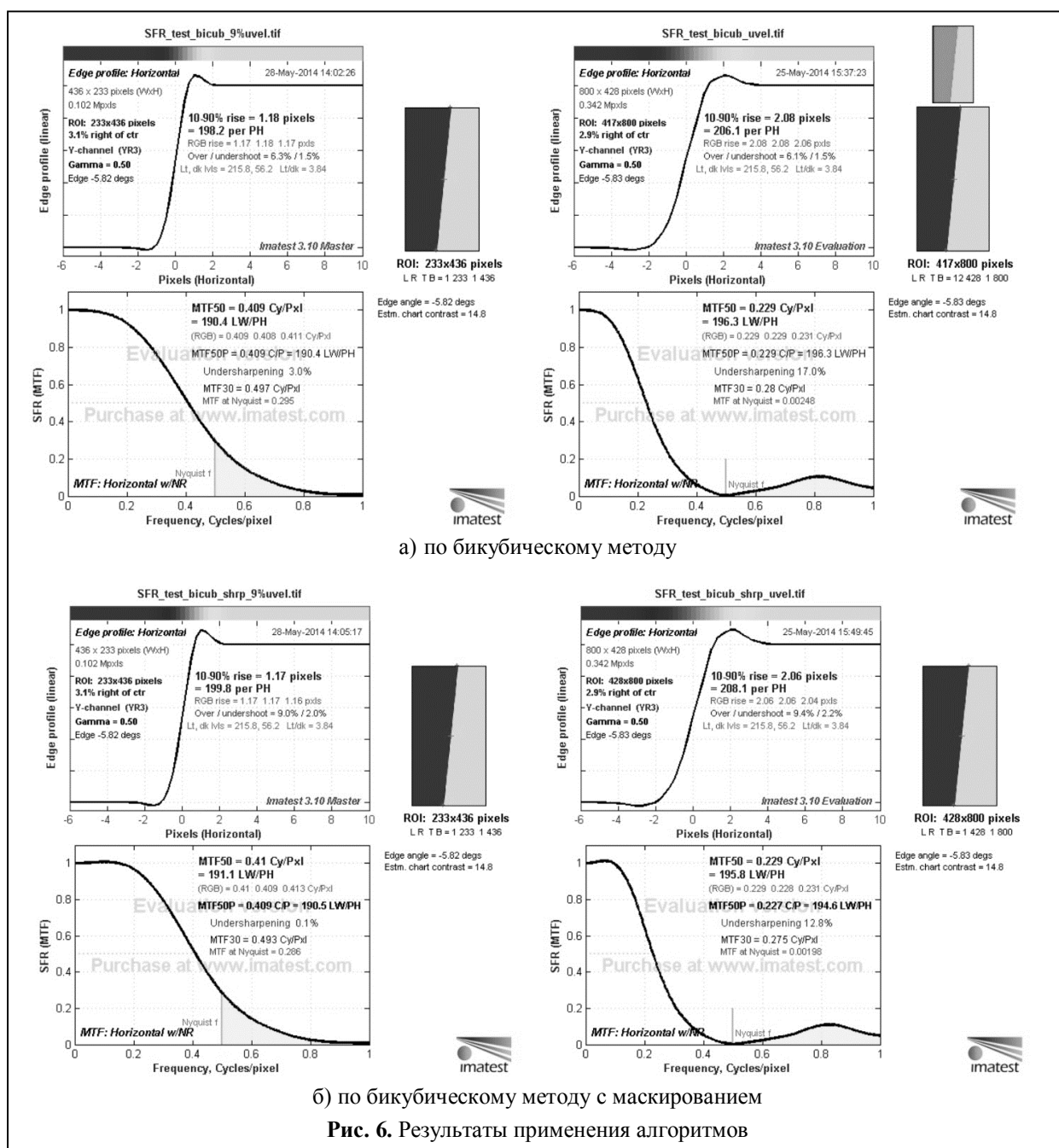


Таблица 2. Сопоставление работы алгоритмов

Алгоритм интерполяции	Увеличение	MTF50 (цикл/пиксел)	MTF30 (цикл/пиксел)	ROI (pixels)	Undersharpening (%)
По методу ближайшего соседа	на 9%	0,388	0,500	233x436	9,4
	на 50%	0,238	0,306	428x800	23,1
По билинейному методу	на 9%	0,340	0,445	233x436	12,4
	на 50%	0,186	0,243	428x800	21,8
По бикубическому методу	на 9%	0,409	0,497	233x436	3,0
	на 50%	0,229	0,280	428x800	17,0
По бикубическому с маскированием	на 9%	0,410	0,493	233x436	0,1
	на 50%	0,229	0,275	428x800	12,8

изображений на основе метода скользящих масок // Доклады 6-ой Международной конференции «Радиоэлектроника в медицине». 2011. С. 47–51.

4. Никитин О.Р., Пасечник А.С. Сравнительная оценка качества работы алгоритмов оконтуривания медицинских изображений // Методы и устройства передачи и обработки информации. 2007. № 8. С. 137–142.

5. Кузнецов Ю.В. Технология обработки изобразительной информации : учеб. пособие. СПб. : Петербургский институт печати, 2002. 225 с.

6. Гонзалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. М. : Техносфера, 2006. 1072 с.

7. Маркелов К.С. Модель повышения информативности цифровых изображений на базе

метода суперразрешения // Инженерный вестник. 2013. № 3. С. 525–542.

8. Kosykh N.E., Gostuyshkin V.V., Savin S.Z., Vorozhtov I.V. Designing the systems of computer diagnostics of medical images // Proc. of The First Russia and Pacific Conference on Computer Technology and Applications (RPC 2010). Vladivostok, Russia. 6–9 September, 2010. 4 p.

9. Анализ изображений / Image Processing Toolbox. / Статья сайта matlab.exponenta.ru [Электронный ресурс]. Режим доступа: URL: http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book5/8_1.php.

Поступила 29 марта 2018 г.

English

EVALUATION OF MEDICAL IMAGE SCALING QUALITY

Veloz Llano Juan Gabriel – Post-graduate Student, Department of Radio Engineering and Radio Systems of Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Vladimir State University named after Alexander Grigoryevich and Nickolay Grigoryevich Stoletovs"¹.

E-mail: j.gabrielveloz@gmail.com.

Oleg Rafailovich Nikitin – Doctor of Engineering, Professor; Department Head of Radio Engineering and Radio Systems of Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Vladimir State University named after Alexander Grigoryevich and Nickolay Grigoryevich Stoletovs"¹.

E-mail: olnikitin@mail.ru.

Saleh Hadi Mohammed – Candidate of Technical Sciences; Associate Professor, Department of Information Systems and Software Engineering, National Research University "Higher School of Economics"²; Associate Professor, Department of Information Systems and Software Engineering of Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Vladimir State University named after Alexander Grigoryevich and Nickolay Grigoryevich Stoletovs"¹.

E-mail: zhukovsv91@inbox.ru.

¹*Address:* 600000, Russia, Vladimir, Gorkogo street, 87.

²*Address:* 125319, Russia, Moscow, Kochnovsky proezd, 3.

Abstract: This paper examines non-adaptive scaling algorithms for pixel graphics and those can be used for remote diagnostics. The influence of algorithms based on different methods on the image distortion is illustrated during the scale transformation due to the medical diagnosis results enlargement. The algorithm application results are compared by the nearest neighbor, bilinear and bicubic methods as well as by bicubic method with the incorporated masking function. When conducting remote diagnostics, an expert (physician) often needs image zooming (results of radiology, tomography, some types of ultrasound examination of the body, endoscopy) obtained by him through telemedicine channels, for which a special viewing program can be used (the browser with the incorporated scaling algorithms and the ability to select them depending on the task type), or the printing can be used for separate fragments, previously enlarged using one of the interpolation methods. An important aspect of such visual information transmission process is the digital image indifference (of pixel graphics) to different scaling algorithms, and due to this the problem of analyzing the algorithms operation impact on sharpness pattern of the obtained re-sized images, as well as the possibility of artifacts occurrence in them are important from the point of remote diagnostics efficiency. Non-adaptive interpolation methods comparison enables to conclude that the bilinear method algorithm is suitable for the high-power magnification, as this method retains sufficient sharpness and does not lead to a halo effect; and the bicubic method algorithms are more effective to use for increasing the original image by a small percentage (10–15%).

Key words: interpolation algorithms, medical image scaling, telemedicine

References

1. *Biemond J., Lagendijk R.L., Marcerio P.M.* Iterative Image Restoration // TIHER. 1990. v. 78, № 5. Pp. 58–84.
2. *Kosykh N.E., Smagin S.I., Gostjushkin V.V., Savin S.Z., Litvinov K.A.* Automated computer analysis system of medical images. Information technology and computer systems. 2011. No. 3. P. 52–60.
3. *Abu Basma L., Semenov S.I., Sushkova L.T., Chirkov K.V.* Moving Mask Method-based Enhancement of Medical Images // Proceedings of the 6-th International conference "Electronics in medicine". Pp. 47–51.
4. *Nikitin O.R., Pasechnik A.S.* Algorithm operation quality comparative evaluation of medical images contouring Methods and devices of information transmission and processing. 2007. Pp. 137–142.
5. *Kuznetsov Yu.V.* Image Information Processing Technology : Textbook. SPb. : Publishing house "Petersburg Institute of printing", 2002. 225 p.
6. *Gonzalez R.S., Woods R.E.* Digital Image Processing. M. : Tekhnosfera. 2005. 1072 p.
7. *Markelov K.S.* Digital Image Information Content Enhancement Model based on superresolution method. Inzhenerny vestnik. 2013. No. 03. Pp. 525–542.
8. *Kosykh N.E., Gostuyshkin V.V., Savin S.Z., Voroztov I.V.* Designing the systems of computer diagnostics of medical images // Proc. of the First Russia and Pacific Conference on Computer Technology and Applications (RPC 2010). Vladivostok, Russia. 6–9 September, 2010. 4 p.
9. Image Analyzing / Image processing Toolbox / Matlab.exponent website article [Electronic resource]. Access mode: URL: http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book5/8_1.php.