

ПАРАМЕТРИЧЕСКАЯ ОПТИМИЗАЦИЯ МЕТОДА ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ВИЗУАЛИЗАЦИИ БИМЕДИЦИНСКИХ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

В статье предложен способ оптимизации параметра нелинейного контрастирования в методе повышения качества визуализации биомедицинских рентгенологических изображений IMRI-MAM, который позволяет учитывать соотношение средней яркости искомого изображения к средней яркости одной из составляющих, полученных после декомпозиции исходного изображения. Экспериментальная проверка параметрической оптимизации метода IMRI-MAM проведена на реальных цифровых маммограммах, полученных с помощью с помощью цифрового рентгеновского маммографического комплекса SYMA (фирма «Радмир», Харьков, Украина).

Ключевые слова: повышение качества визуализации, метод IMRI-MAM, цифровая маммограмма, нелинейное контрастирование, параметрическая оптимизация.

Введение

Постановка проблемы. На сегодняшний день основным методом скрининг диагностики молочных желез, особенно на ранних стадиях, является рентгенологическая маммография [1, 2]. Качество рентгенологических изображений зависит как от характеристик регистрирующей аппаратуры (энергия ионизирующего излучения, время экспозиции, пространственное разрешение и т.д.), так и от характеристик самого объекта визуализации (толщина и плотность тканей, размеры анатомических структур и т.д.) [3].

Задача повышения качества цифровых рентгеновских снимков успешно решается мировыми лидерами создания программного обеспечения (ПО) для обработки медицинских изображений. Но такое ПО достаточно дорогостоящее, а программный код закрыт для внесения любых изменений.

Поэтому с развитием производства отечественных цифровых рентгенологических установок и необходимостью создания недорогого ПО с открытым кодом задача повышения качества визуализации биомедицинских рентгенологических изображений за счет цифровой обработки изображений является актуальной научно-практической задачей.

Анализ литературы. В работе [4] автором предложен метод повышения качества визуализации маммограмм IMRI-MAM, основанный на декомпозиции исходного рентгеновского изображения на составляющие с дальнейшей обработкой и синтезом полученных изображений, что в результате дает рентгеновское изображение лучшего качества. При

этом для декомпозиции и синтеза изображений используются режимы наложения Divide, Color Burn и Normal, которые широко используются, например, в графическом редакторе Adobe Photoshop [5 – 7].

Исходя из предложенной в [4] математической модели, маммографическое изображение можно представить в следующем виде:

$$I_{x,y} = D_{x,y} + F_{x,y} + R_{x,y}, \quad (1)$$

где $D_{x,y}$ – изображение, содержащее структуру тканей; $F_{x,y}$ – изображение, содержащее плотность тканей; $R_{x,y}$ – шумовая составляющая; $(x, y) \in M$ – координаты пикселей цифрового изображения; M – множество точек, принадлежащих изображению молочной железы.

При этом оценка изображения $\tilde{D}_{x,y}$ модели (1) вычисляется по выражению:

$$\tilde{D}_{x,y} = \left(\frac{A_{x,y}}{B_{x,y}} \text{mxI} \right)^{\gamma}, \quad (2)$$

где $A_{x,y}$ – изображение $I_{x,y}$ после удаления шумовой составляющей $R_{x,y}$; $B_{x,y}$ – оценка фона, полученная путем адаптивной Винеровской фильтрации [8] с большим размером апертуры; mxI – максимальное значение яркости исходного изображения; $\gamma > 1$ – параметр гамма-коррекции [9].

Оценка изображения $\tilde{F}_{x,y}$ модели (1) вычисляется по следующему выражению:

$$\tilde{F}_{x,y} = \text{mxI} - \frac{\text{mxI} - A_{x,y}}{B_{x,y}} \text{mxI}. \quad (3)$$

Тогда с учетом модели (1) оценка изображения молочной железы $\tilde{I}_{x,y}$ вычисляется как

$$\tilde{I}_{x,y} = \frac{\tilde{D}_{x,y} + \tilde{F}_{x,y}}{2}. \quad (4)$$

Очевидно, что от параметра γ сильно зависит конечный результат, так как нелинейное контрастирование в (2) влияет на то, насколько контрастны будут мелкие детали на обработанном изображении. Если выбрать параметр $\gamma < \gamma_{\text{опт}}$, где $\gamma_{\text{опт}}$ – оптимальное значение, то не будут видны мелкие детали на изображении. И наоборот, если выбрать параметр $\gamma > \gamma_{\text{опт}}$, то будет потеряна информация о структуре тканей.

Цель работы. Разработка способа вычисления оптимального параметра γ нелинейного контрастирования в методе повышения качества визуализации маммограмм IMRI-MAM.

Оптимизация параметра γ в методе IMRI-MAM

Исследования на реальных сигналах показали, что для получения качественного изображения после обработки методом IMRI-MAM необходимо, чтобы $\gamma \in [1.25; 1.55]$. При значении $\gamma = 1.35$ все обработанные изображения (150 цифровых маммограмм), полученные с помощью цифрового рентгеновского маммографического комплекса SYMA (фирма «Радмир», Харьков, Украина), были оценены врачами-маммологами как маммограммы хорошего качества (значение $\gamma = 1.35$ было выбрано в качестве базового). Однако при ручной подстройке параметра γ удавалось получить еще более качественные изображения.

Например, на рис. 1 представлено изображение молочной железы до обработки (рис. 1, а) и после обработки методом IMRI-MAM с разными значениями параметра γ . Из рис. 1 видно, что качество изображения при $\gamma = 1.4$ (рис. 1, в) лучше, чем при $\gamma = 1.35$ (рис. 1, б).

При дальнейшем увеличении параметра γ качество изображения падает. Так при $\gamma = 1.5$ (рис. 1, г) обработанное изображение врачи-маммологи характеризуют как слишком резкое, на котором искажена информация, характеризующая плотность анатомических и патологических структур молочной железы.

Перепишем выражение (2) в следующем виде:

$$\tilde{D}_{x,y} = C_{x,y}^{\gamma}, \quad (5)$$

$$\text{где } C_{x,y} = \frac{A_{x,y}}{B_{x,y}} \max I.$$

Подставив (5) в (4), получим

$$\tilde{I}_{x,y} = \frac{C_{x,y}^{\gamma} + \tilde{F}_{x,y}}{2}. \quad (6)$$

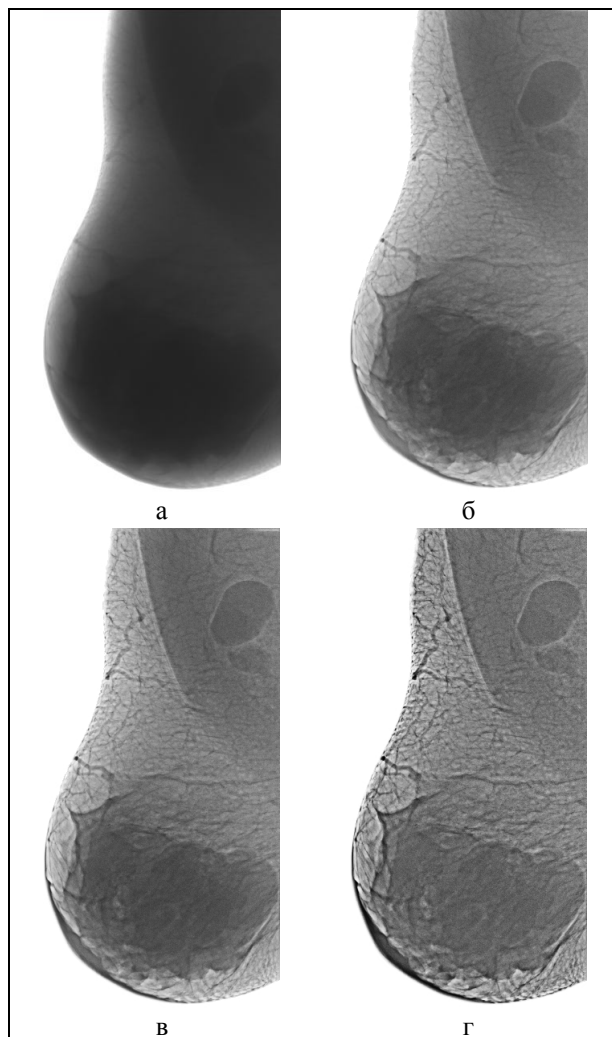


Рис. 1. Маммограмма:
а – исходное изображение;
б – изображение после обработки методом IMRI-MAM с $\gamma = 1.35$;
в – изображение после обработки методом IMRI-MAM с $\gamma = 1.4$; г – изображение после обработки методом IMRI-MAM с $\gamma = 1.5$

Пусть необходимо обеспечить некоторый средний уровень яркости обработанного изображения $\tilde{I}_{x,y}$, исходя из средних значений яркости изображений, входящих в выражение (6). Обозначим через $k = \frac{I_0}{C_0}$, где I_0 , C_0 – средние значения яркости изображений $\tilde{I}_{x,y}$ и $C_{x,y}$ соответственно, причем $k > 1$. Тогда

$$I_0 = kC_0. \quad (7)$$

Используя выражения (6) и (7), получим

$$kC_0 = \frac{C_0^{\gamma} + F_0}{2}, \quad (8)$$

где F_0 – среднее значение яркости изображения $\tilde{F}_{x,y}$.

Выполнив соответствующие преобразования выражения (8), получим

$$C_0^Y = 2kC_0 - F_0. \quad (9)$$

Прологарифмировав обе части выражения (9) по основанию C_0 , получаем

$$\gamma = \log_{C_0} (2kC_0 - F_0). \quad (10)$$

В полученном выражении (10) коэффициент k учитывает, во сколько раз среднее значение яркости пикселей выходного изображения $\tilde{I}_{x,y}$ должно превышать среднюю яркость оценки изображения, содержащего структуру тканей. При этом так как $\gamma > 1$, то исходя из (10), $2kC_0 - F_0 > C_0$, следовательно, на коэффициент k накладывается ограничение

$$k > \frac{C_0 + F_0}{2C_0}.$$

Таким образом, задав необходимый коэффициент k , можно вычислить $\gamma_{\text{опт}}$ по средним значениям C_0 и F_0 изображений, полученных в результате декомпозиции изображения $I_{x,y}$.

Выводы

Разработанный способ параметрической оптимизации метода IMRI-MAM позволил улучшить качество визуализации выходного изображения за счет учета особенностей составных частей исходного изображения после его декомпозиции. Дальнейшие исследования направлены на адаптацию разработанного метода IMRI-MAM для обработки рентгенологических изображений других видов, например, флюорографических снимков.

Список литературы

1. Терновой С.К. Лучевая маммология / С.К. Терновой, А.Б. Абдураимов. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2007. – 128 с.
2. Фишер У. Маммография: 100 клинических случаев / У. Фишер, Ф. Баум; Пер. с англ.; Под общ. ред. проф. Н.В. Заболотской. – М.: МЕДпресс информ, 2009. – 368 с.
3. Bankman I. Handbook of Medical Image Processing and Analysis / I. Bankman. – London: Academic Press, 2008. – 978 p.
4. Филатова А.Е. Метод повышения качества визуализации рентгенологических изображений / А.Е. Филатова, Д.А. Бойко. – Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Інформатика та моделювання. – Харків: НТУ «ХПІ», 2015. – № 32 (1141). – С. 19-26.
5. Boyko D. The Imaging Method of Pathologic Structures on Mammograms Using Layerwise Overlay / D. Boyko, A. Filatova, A. Povorozhnyuk // International Conference "Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science": Lviv Polytechnic National University, 2014. – P. 745-747.
6. Mayne M. Ultimate Guide To Blending Modes in Photoshop (26.04.2013) [Электронный ресурс] / М. Mayne – Режим доступа: <http://photodoto.com/how-to-master-blending-modes-in-photoshop/>, свободный (25.03.2015) – Название с экрана.
7. Айсманн К. Ретуширование и обработка изображений в Photoshop (3-е издание) / К. Айсманн, У. Палмер – М.: Издательский дом «Вильямс», 2007. – 560 с.
8. Солонина А.И. Цифровая обработка сигналов и MATLAB / А.И. Солонина, Д.М. Клионский, Т.В. Меркушева, С.Н. Перов. – СПб: БХВ-Петербург, 2013. – 512 с.
9. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с.

Надійшло до редколегії 19.02.2015

Рецензент: д-р техн. наук, проф. А.И. Поворознюк, Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», Харків.

ПАРАМЕТРИЧНА ОПТИМІЗАЦІЯ МЕТОДА ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ БІОМЕДИЧНИХ РЕНТГЕНІВСЬКИХ ЗОБРАЖЕНЬ

Г.Є. Філатова

У статті запропонований спосіб оптимізації параметра нелінійного контрастування в методі підвищення якості візуалізації біомедичних рентгенологічних зображень IMRI-MAM, який дозволяє враховувати співвідношення середньої яскравості вихідного зображення до середньої яскравості однієї зі складових, отриманих після декомпозиції вхідного зображення. Експериментальна перевірка параметричної оптимізації методу IMRI-MAM проведена на реальних цифрових мамограмах, отриманих за допомогою цифрового рентгенівського мамографічного комплексу SYMA (фірма «Радмір», Харків, Україна).

Ключові слова: підвищення якості візуалізації, метод IMRI-MAM, цифрова мамограма, нелінійне контрастування, параметрична оптимізація.

PARAMETRIC OPTIMIZATION OF METHOD OF VISUALIZATION QUALITY IMPROVEMENT OF BIOMEDICAL X-RAY IMAGES

A.E. Filatova

This paper proposes the method for the parameter optimization of nonlinear contrasting in the IMRI-MAM method of visualization quality improvement of biomedical X-ray images, which takes into account the ratio of the average brightness of the original image to the average brightness of one of the components obtained after decomposition of the original image. Experimental verification of parametric optimization of IMRI-MAM method is carried out in the real digital mammograms obtained by using digital X-ray mammography complex SYMA (firm «Radmir», Kharkov, Ukraine).

Key words: visualization quality improvement, IMRI-MAM method, digital mammogram, nonlinear contrast enhancement, parametric optimization.