

УДК 004.932:616-073.7

Д.А. БОЙКО, инженер, НТУ "ХПИ",
А.Е. ФИЛАТОВА, канд. техн. наук, докторант, НТУ "ХПИ"

МЕТОД ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ВИЗУАЛИЗАЦИИ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

В работе предложена математическая модель изображения молочной железы на маммограмме, учитывающая свойства регистрируемых изображений. На основе предложенной математической модели и существующих методов цифровой обработки сигналов разработан метод повышения качества визуализации маммограмм. Проверена работоспособность метода на реальных цифровых маммограммах. Ил.: 1. Библиогр.: 10 назв.

Ключевые слова: математическая модель изображения молочной железы, маммограмма, цифровая обработка сигналов, метод повышения качества визуализации.

Постановка проблемы и анализ литературы. На сегодняшний день основным методом диагностики молочных желез является рентгенологическая маммография [1, 2]. В медицинской практике при проведении рентгенологических исследований стремятся максимально уменьшить энергию ионизирующего излучения, а также время экспозиции, что, в свою очередь, приводит к снижению качества визуализации исследуемых органов. Поэтому задача повышения качества визуализации маммограмм за счет цифровой обработки изображений является актуальной научно-практической задачей.

Методы цифровой обработки изображений, позволяющие повысить качество визуализации, можно разделить на 2 больших класса: поэлементные преобразования (изменение яркости и контрастности) и оконные преобразования (линейные и нелинейные методы фильтрации) [3 – 6].

Поэлементные преобразования задаются выражением

$$J[x, y] = f_{x,y}(I[x, y]), \quad (1)$$

где $I[x, y]$, $J[x, y]$ – значения яркости точек исходного и обработанного изображений с координатами (x, y) ; $f_{x,y}$ – функция поэлементного преобразования. Функция $f_{x,y}$ в (1) может быть как линейной, так и нелинейной. Кроме того, преобразование (1) может быть однородным и

неоднородным.

Выбор типа фильтра зависит от модели шума и способа его наложения на изображение [3 – 6]. В случае аддитивной помехи, распределенной по закону Гаусса, используют линейные сглаживающие фильтры с различными функциями окна. В случае наложения импульсной помехи, могут быть использованы нелинейные ранговые фильтры (например, медианный фильтр). Если предполагается, что шум мультипликативный, тогда применяется гомоморфная фильтрация [6]. В случае, когда полезный сигнал нестационарный, лучше использовать адаптивную фильтрацию, например, винеровский фильтр. Отклик адаптивного винеровского фильтра с линейными размерами апертуры $N \times L$ элементов определяется следующими выражениями:

$$J[x, y] = \mu_{x,y} + \frac{\sigma_{x,y}^2 - v^2}{\sigma_{x,y}^2} (I[x, y] - \mu_{x,y}), \quad (2)$$

$$\mu_{x,y} = \frac{1}{NL} \sum_{x,y \in \eta} I[x, y], \quad (3)$$

$$\sigma_{x,y}^2 = \frac{1}{NL} \sum_{x,y \in \eta} I^2[x, y] - \mu_{x,y}^2, \quad (4)$$

где $\mu_{x,y}$, $\sigma_{x,y}^2$ – локальное среднее и локальная дисперсия в окне фильтра; v^2 – дисперсия шума; η – множество точек изображения, попавших в окно фильтра.

Если дисперсия шума априори неизвестна, то ее величина определяется как среднее значение всех локальных дисперсий

$$v^2 = \frac{1}{M_1 M_2} \sum_{x,y} \sigma_{x,y}^2, \quad (5)$$

где M_1 , M_2 – размеры прямоугольного изображения $I[x, y]$.

Кроме перечисленных методов, в основу которых положена работа с одним изображением, можно выделить группу методов, позволяющих получить результирующее изображение на основе анализа двух других изображений (исходного и корректирующего) [7, 8]. Такие методы называются режимами наложения и широко используются, например, в графическом редакторе Adobe Photoshop [9]. Режимы наложения делятся на 6 основных групп:

- 1) базовые (Normal, Dissolve) – усреднение исходного и корректирующего изображений;
- 2) затемняющие (Darken, Multiply, Color Burn, Linear Burn, Darker Color) – корректирующее изображение затемняет исходное;
- 3) осветляющие (Lighten, Screen, Color Dodge, Linear Dodge, Lighter Color) – корректирующее изображение осветляет исходное;
- 4) контрастные (Overlay, Soft Light, Hard Light, Vivid Light, Linear Light, Pin Light, Hard Mix) – корректирующее изображение изменяет контраст исходного (осветляет или затемняет исходное изображение в зависимости от яркости);
- 5) сравнения (Difference, Exclusion, Subtract, Divide) – результат зависит от разницы между исходным и корректирующим изображениями;
- 6) компонентные (Hue, Saturation, Color, Luminosity) – результат каждого цветового канала зависит от содержимого всех каналов исходного и корректирующего изображения (применим только для цветных изображений).

Из приведенной выше классификации режимов наложения видно, что для обработки рентгеновских изображений, которые являются полутонными, могут быть применимы почти все режимы, кроме режимов последней группы.

Цель данной статьи – разработка метода повышения качества визуализации цифровых рентгенологических изображений на основе математических методов обработки полутонных изображений и проверка работоспособности разработанного метода на примере обработки маммограмм.

Математическая модель изображения молочной железы на маммограмме. Для решения поставленной задачи в работе предлагается следующая математическая модель $I[x, y]$ изображения молочной железы

$$I[x, y] = D[x, y] + F[x, y] + R[x, y], \quad (6)$$

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.

Пусть $I[x, y]$ – изображение, которое регистрируется в результате

маммографического обследования, и описывается моделью (6). Так как характеристики шума неизвестны, а полезный сигнал является нестационарным, то для устранения шумовой составляющей предлагается использовать адаптивную винеровскую фильтрацию с квадратным окном размером $p_1 \times p_1$. В результате после фильтрации получим изображение $A[x, y]$

$$A[x, y] = \text{winer}(I[x, y], p_1),$$

где $\text{winer}()$ – функция, реализующая выражения (2) – (5); p_1 – линейный размер апертуры (например, $p_1 = 5$).

Тогда для повышения качества визуализации маммограмм необходимо найти оценку изображения $\tilde{D}[x, y]$, содержащего структуру тканей, и оценку изображения $\tilde{F}[x, y]$, содержащего плотность тканей.

Метод визуализации молочной железы на маммограмме. Для получения оценки $\tilde{D}[x, y]$ в модели (6) необходимо удалить из изображения $A[x, y]$ неравномерность яркости, обусловленную различной толщиной тканей от края молочной железы к грудной клетке, т.е. выровнять интенсивность фона. Оценку фона можно получить, выполнив адаптивную винеровскую фильтрацию с большим размером апертуры

$$B[x, y] = \text{winer}(I[x, y], p_2), \quad (7)$$

где p_2 составляет порядка 2% – 3% от размеров изображения.

Тогда с помощью режима наложения Divide можно удалить полученную оценку фона $B[x, y]$ (корректирующее изображение) из отфильтрованного изображения $A[x, y]$

$$\tilde{D}[x, y] = \frac{A[x, y]}{B[x, y]} \text{mxI}, \quad (8)$$

где mxI – максимальное значение яркости выходного изображения.

Исследования на реальных маммограммах показали, что для повышения контрастности деталей изображения $\tilde{D}[x, y]$ выражение (8) необходимо модернизировать, используя γ -коррекцию с параметром $\gamma > 1$

$$\tilde{D}[x, y] = \left(\frac{A[x, y]}{B[x, y]} mxI \right)^{\gamma} . \quad (9)$$

Полученная по (7) оценка фона $B[x, y]$ содержит не только информацию о неравномерности яркости из-за различной толщины тканей от края молочной железы к грудной клетке, но и яркостную составляющую, которая отражает плотность различных тканей молочной железы. Тогда с помощью режима наложения Color Burn можно получить оценку $\tilde{F}[x, y]$ модели (6), используя $B[x, y]$ в качестве корректирующего изображения

$$\tilde{F}[x, y] = mxI - \frac{mxI - A[x, y]}{B[x, y]} mxI . \quad (10)$$

С учетом предлагаемой математической модели (6) оценка изображения молочной железы $\tilde{I}[x, y]$ может быть вычислена по следующему выражению (режим наложения Normal с параметром прозрачности 50%)

$$\tilde{I}[x, y] = \frac{\tilde{D}[x, y] + \tilde{F}[x, y]}{2} ,$$

где $\tilde{D}[x, y]$ – оценка изображения, которое содержит структуру тканей, вычисленная по (9); $\tilde{F}[x, y]$ – оценка изображения, которое содержит плотность тканей, вычисленная по (10).

С целью коррекции динамического диапазона изображения $\tilde{I}[x, y]$ предлагается использовать нелинейное контрастирование с использованием s -образного закона следующего вида

$$S[x, y] = \frac{mxI}{1 + e^{-(J[x, y] - a)b}} ,$$

где $J[x, y] = \frac{\tilde{I}[x, y] - mnI'}{mxI' - mnI'} \in [0, 1]$ – нормированное изображение $\tilde{I}[x, y]$; mnI' , mxI' – минимальное и максимальное значения изображения $\tilde{I}[x, y]$; a , b – константы, определяемые исходя их статистических характеристик изображения $\tilde{I}[x, y]$.

Для проверки работоспособности метода IMRI-MAM был проведен ряд экспериментов по визуализации цифровых маммограмм. Всего было

обработано 150 изображений, полученных с помощью цифрового рентгеновского маммографического комплекса SYMA (фирма "Радмир", Харьков, Украина). Эксперименты показали, что после обработки цифровых маммограмм методом IMRI-MAM качество визуализации молочной железы существенно улучшилось (рис. 1).

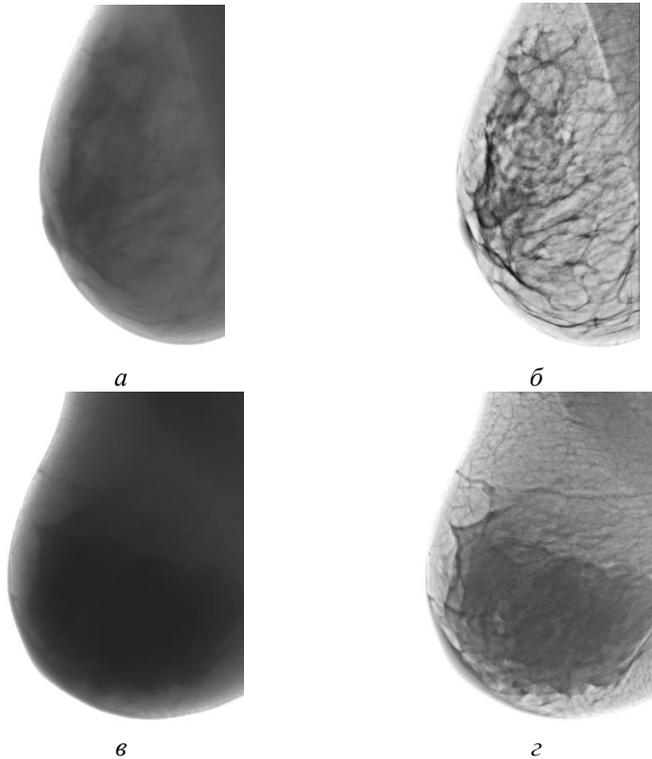


Рис. 1. Примеры фрагментов маммограмм: *а, в* – исходные изображения; *б, г* – изображения после обработки методом IMRI-MAM

Выводы. Таким образом, разработан метод повышения качества визуализации маммограмм, получивший название IMRI-MAM, который основан на методах цифровой обработки двумерных сигналов (адаптивная фильтрация, режимы наложения, нелинейная коррекция яркости).

Дальнейшие исследования направлены на разработку критерия оценки качества визуализации маммограмм, а также разработку методов

визуализации патологических структур на рентгенологических изображениях.

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. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с. 4. Воронин В.В. Методы и алгоритмы восстановления изображений в условиях неполной априорной информации: монография / В.В. Воронин, В.И. Марчук. – Шахты: ВПО "ЮРГУЭС", 2010. – 89 с. 5. Красильников Н.Н. Цифровая обработка 2D- и 3D-изображений: учеб. пособие / Н.Н. Красильников. – СПб.: БХВ-Петербург, 2011. – 608 с. 6. Грузман И.С. Цифровая обработка изображений в информационных системах / И.С. Грузман, В.С. Киричук, В.П. Косых, Г.И. Перетягин и др. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2002. – 352 с. 7. Бойко Д.А. Метод визуализации патологических структур на маммограммах с использованием послойного наложения / Д.А. Бойко, А.Е. Филатова. – Вісник НТУ "ХПІ". Серія: Математичне моделювання в техніці та технологіях. – Х.: НТУ "ХПІ", 2014. – № 6 (1049). – С. 29-34. 8. Boyko D. The Imaging Method of Pathologic Structures on Mammograms Using Layerwise Overlay / D. Boyko, A. Filatova, A. Povoroznjuk // International Conference "Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science": Lviv Polytechnic National University, 2014. – P. 745-747. 9. Mayne M. Ultimate Guide to Blending Modes in Photoshop [Электронный ресурс] / М. Майне – Режим доступа: <http://photodoto.com/how-to-master-blending-modes-in-photoshop/>, свободный (25.03.2015). – Название с экрана. 10. Айсманн К. Ретуширование и обработка изображений в Photoshop / К. Айсманн, У. Палмер. – М.: Издательский дом "Вильямс", 2007. – 560 с.

Bibliography (transliterated): 1. Ternovoj S.K. Luchevaja mammologija / S.K. Ternovoj, A.B. Abduraimov. – M.: GJeOTAR-Media, 2007. – 128 s. 2. Fisher U. Mammografija: 100 klinicheskikh sluchaev / U. Fisher, F. Baum. Per. s angl. Pod obshh. red. prof. N.V. Zabolotskoj. – M.: MEDpress inform, 2009. – 368 s. 3. Gonsales R. Cifrovaja obrabotka izobrazhenij / R. Gonsales, R. Vuds. – M.: Tehnosfera, 2005. – 1072 s. 4. Voronin V.V. Metody i algoritmy vosstanovlenija izobrazhenij v uslovijah nepolnoj apriornoj informacii: monografija / V.V. Voronin, V.I. Marchuk. – Shahty: VPO "JuRGUeS", 2010. – 89 s. 5. Krasil'nikov N.N. Cifrovaja obrabotka 2D- i 3D-izobrazhenij: ucheb. posobie / N.N. Krasil'nikov. – SPb.: BHV-Peterburg, 2011. – 608 s. 6. Gruzman I.S. Cifrovaja obrabotka izobrazhenij v informacii sistemah / I.S. Gruzman, V.S. Kirichuk, V.P. Kosyh, G.I. Peretjagin i dr. – Novosibirsk: Izd-vo NGTU, 2002. – 352 s. 7. Boyko D.A. Metod vizualizacii patologicheskikh struktur na mammogrammah s ispol'zovaniem poslojnogo nalozhenija / D.A. Boyko, A.E. Filatova. – Visnik NTU "HPI". Serija: Matematichne modeljuvannja v tehnici ta tehnologijah. – H.: NTU "HPI", 2014. – № 6 (1049). – S. 29-34. 8. Boyko D. The Imaging Method of Pathologic Structures on Mammograms Using Layerwise Overlay / D. Boyko, A. Filatova, A. Povoroznjuk // International Conference "Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science": Lviv Polytechnic National University, 2014. – P. 745-747. 9. Mayne M. Ultimate Guide To Blending Modes in Photoshop [Jelektronnyj resurs] / M. Mayne. – Rezhim dostupa: <http://photodoto.com/how-to-master-blending-modes-in-photoshop/>, svobodnyj (25.03.2015). – Nazvanie s jekrana. 10. Ajsmann K. Retushirovanie i obrabotka izobrazhenij v Photoshop (3-e izdanie) / K. Ajsmann, U. Palmer. – M.: Izdatel'skij dom "Vil'jams", 2007. – 560 s.

Поступила (received) 31.03.2015

*Статью представил д-р техн. наук, проф. НТУ "ХПИ"
Поворознюк А.И.*

Boyko Dmitry, Engineer
National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute"
Str. Frunze, 21, Kharkov, Ukraine, 61002
Tel.: (063) 288-98-90, e-mail: boyko_bda@mail.ru
ORCID ID: 0000-0001-8236-3750

Filatova Anna, Cand.Tech.Sci., Dotcent
National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute"
Str. Frunze, 21, Kharkov, Ukraine, 61002
Tel.: (057) 707-60-19, e-mail: filatova@gmail.com
ORCID ID: 0000-0003-1982-232