

## **ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ МЕТОДА ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ВИЗУАЛИЗАЦИИ МАММОГРАММ**

**А.Е. Филатова**

*Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт» (г. Харьков)*

Рассмотрена задача выбора вида и параметров сигмоидальной функции нелинейного контрастирования метода повышения качества визуализации маммограмм IMRI-MAM, а также выбора критерия оценки качества изображения. Выполнена экспериментальная проверка визуального качества обработанных цифровых маммограмм с помощью предложенного критерия.

**Ключевые слова:** сигмоидальная функция, нелинейное контрастирование, маммограмма, метод IMRI-MAM, критерий качества изображения.

Розглянуто задачу вибору виду і параметрів сигмоїдальної функції нелінійного контрастування методу підвищення якості візуалізації мамограм IMRI-MAM, а також вибору критерію оцінки якості зображення. Виконано експериментальну перевірку візуальної якості оброблених цифрових мамограм за допомогою запропонованого критерію.

**Ключові слова:** сигмоїдальна функція, нелінійне контрастування, мамограма, метод IMRI-MAM, критерій якості зображення.

### **ВВЕДЕНИЕ**

На сегодняшний день по данным Всемирной организации здравоохранения рак молочной железы (МЖ) занимает второе место по частоте среди онкологических заболеваний после рака лёгких. Основным методом диагностики рака молочной железы, в том числе и на ранних стадиях, является рентгенологическая маммография [1, 2]. Качество визуализации исследуемых органов при проведении рентгенологических исследований зависит от множества факторов, связанных как с характеристиками регистрирующей аппаратуры (энергия ионизирующего излучения, время экспозиции, пространственное разрешение и т.д.), так и с характеристиками самого объекта визуализации (толщина и плотность тканей, размеры анатомических структур и т.д.) [3]. Поэтому задача повышения качества визуализации маммограмм за счет цифровой обработки изображений является актуальной научно-практической задачей.

### **ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМЫ И АНАЛИЗ ЛИТЕРАТУРЫ**

Задача повышения качества визуализации цифровых маммограмм достаточно успешно решается мировыми лидерами создания программного обеспечения (ПО) для обработки медицинских изображений такими как,

например, шведская фирма ContextVision. Такое ПО достаточно дорогостоящее, а программный код закрыт для внесения любых изменений. Поэтому с развитием производства отечественных цифровых рентгенологических установок разработка метода повышения качества визуализации маммограмм для создания недорогого ПО с открытым кодом является актуальной.

Методы цифровой обработки изображений, позволяющие повысить качество визуализации, можно разделить на 2 класса: поэлементные преобразования (изменение яркости и контрастности) и оконные преобразования (линейные и нелинейные методы фильтрации) [4–9]. Поэлементные преобразования задаются выражением:

$$J_{x,y} = f_{x,y}(I_{x,y}), \quad (1)$$

где  $I_{x,y}$ ,  $J_{x,y}$  — значения яркости пикселей исходного  $\mathbf{I}=(I_{x,y})$  и обработанного  $\mathbf{J}=(J_{x,y})$  изображений с координатами  $(x,y) \in M$ ;  $M$  — множество пикселей, принадлежащих изображению;  $f_{x,y}$  — 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.

Для оконных преобразований выбор типа фильтра зависит от модели шума и способа его наложения на изображение [4–9]. 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, то применяется гомоморфная фильтрация [9]. Если полезный сигнал нестационарный, рекомендуется использовать адаптивную фильтрацию, например, винеровский фильтр [10, 11]. Отклик адаптивного фильтра Винера с линейными размерами апертуры  $N \times L$  элементов определяется выражениями:

$$J_{x,y} = \mu_{x,y} + \frac{\sigma_{x,y}^2 - v^2}{\sigma_{x,y}^2} (I_{x,y} - \mu_{x,y}); \quad (2)$$

$$\mu_{x,y} = \frac{1}{NL} \sum_{x',y' \in \eta} I_{x',y'}; \quad \sigma_{x,y}^2 = \frac{1}{NL} \sum_{x',y' \in \eta} I_{x',y'}^2 - \mu_{x,y}^2, \quad (3)$$

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

Если дисперсия шума  $v^2$  априори неизвестна, то

$$v^2 = \frac{1}{|M|} \sum_{x,y} \sigma_{x,y}^2. \quad (4)$$

Также можно выделить группу методов, позволяющих получить результирующее изображение на основе анализа двух других изображений (исходного и корректирующего) [12, 13]. Они широко используются в графическом редакторе Adobe Photoshop [14, 15] и называются режимами наложения, которые делятся на шесть 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 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, являющихся полутоновыми, могут быть применимы почти все режимы, кроме последней группы.

Для решения задачи повышения качества визуализации МЖ на маммограмме автором в [16] предложен метод IMRI-MAM. В методе IMRI-MAM рассматривается следующая математическая модель изображения молочной железы  $\mathbf{I} = (I_{x,y})$ :

$$\mathbf{I} = \mathbf{D} + \mathbf{F} + \mathbf{R}, \quad (5)$$

где  $\mathbf{D} = (D_{x,y})$  — составляющая изображения, содержащая структуру тканей;  $\mathbf{F} = (F_{x,y})$  — фоновая составляющая изображения, отражающая среднюю плотность анатомических структур;  $\mathbf{R} = (R_{x,y})$  — шумовая составляющая;  $I_{x,y}$ ,  $D_{x,y}$ ,  $F_{x,y}$ ,  $R_{x,y}$  — яркости пикселей с координатами  $(x, y) \in M$  изображений  $\mathbf{I}$ ,  $\mathbf{D}$ ,  $\mathbf{F}$ ,  $\mathbf{R}$ , соответственно;  $M = M_1 \cap M_2$ ;  $M_1$ ,  $M_2$  — подмножества пикселей, принадлежащих изображению МЖ и фону снимка соответственно.

Так как характеристики шума неизвестны, а полезный сигнал является нестационарным, то для устранения шумовой составляющей предлагается

использовать адаптивный фильтра Винера с квадратным окном размером  $p_1 \times p_1$ :

$$\mathbf{A} = \text{wiener}(\mathbf{I}, p_1),$$

где  $\mathbf{A} = (A_{x,y})$  — изображение после фильтрации;  $A_{x,y}$  — яркость пикселя с координатами  $(x, y) \in M$ ;  $\text{wiener}()$  — функция, реализующая винеровскую фильтрацию по выражениям (2)–(4);  $p_1$  — линейный размер апертуры (например,  $p_1 = 5$ ).

Оценка изображения  $\tilde{\mathbf{D}} = (\tilde{D}_{x,y})$  модели (5) определяется для каждого пикселя с координатами  $(x, y)$  по выражению

$$\tilde{D}_{x,y} = \begin{cases} \left( \frac{A_{x,y}}{B_{x,y}} mxI \right)^\gamma & \forall (x, y) \in M_1; \\ mxI & \forall (x, y) \in M_2, \end{cases}$$

где  $B_{x,y}$  — яркость пикселя с координатами  $(x, y)$  изображения  $\mathbf{B} = (B_{x,y})$ ;  $\mathbf{B} = \text{wiener}(\mathbf{I}, p_2)$  — модель фона молочной железы ( $p_2$  составляет 2–3% от размера  $\mathbf{I}$ );  $mxI$  — максимальное значение яркости изображения;  $\gamma > 1$  — параметр для  $\gamma$ -коррекции.

Оценка изображения  $\tilde{\mathbf{F}} = (\tilde{F}_{x,y})$  модели (5) определяется для каждого пикселя с координатами  $(x, y)$  по выражению

$$\tilde{F}_{x,y} = \begin{cases} mxI - \frac{mxI - A_{x,y}}{B_{x,y}} mxI & \forall (x, y) \in M_1; \\ mxI & \forall (x, y) \in M_2. \end{cases}$$

Тогда с учетом предлагаемой математической модели (5) оценка изображения МЖ  $\tilde{\mathbf{I}} = (\tilde{I}_{x,y})$  вычисляется для каждого пикселя с координатами  $(x, y)$  по выражению

$$\tilde{I}_{x,y} = \begin{cases} \frac{\tilde{D}_{x,y} + \tilde{F}_{x,y}}{2} & \forall (x, y) \in M_1; \\ mxI & \forall (x, y) \in M_2. \end{cases}$$

Для коррекции динамического диапазона изображения  $\tilde{\mathbf{I}}$  предлагается выполнить нелинейное контрастирование с использованием сигмоидальной функции.

**Цель** — выбор вида и параметров сигмоиды для выполнения нелинейного контрастирования в методе IMRI-MAM и оценка качества обработанных изображений.

## ВЫБОР СИГМОИДЫ ДЛЯ НЕЛИНЕЙНОГО КОНТРАСТИРОВАНИЯ

Рассмотрим наиболее часто используемые сигмоиды:

$$f_1(x) = \frac{1}{1 + e^{-bx}}; \quad (6)$$

$$f_2(x) = \tanh(bx); \quad (7)$$

$$f_3(x) = \frac{bx}{b|x| + 1}, \quad (8)$$

где  $b$  — коэффициент крутизны сигмоиды.

Функция (6) принимает значения из интервала  $[0,1]$ , а (7) и (8) — из интервала  $[-1,1]$ . Так как входные и выходные значения функции контрастирования должны быть неотрицательными, то выполним следующие преобразования функций (6)–(8):

$$f_1(x) = \frac{1}{1 + e^{-b(x-a)}}; \quad (9)$$

$$f_2(x) = \frac{\tanh(b(x-a)) + 1}{2}; \quad (10)$$

$$f_3(x) = \frac{\frac{b(x-a)}{b|x-a| + 1} + 1}{2}, \quad (11)$$

где  $a$  — величина сдвига по оси абсцисс.

Покажем, что функции (9) и (10) эквивалентны друг другу. Выражение (10) можно переписать в следующем виде:

$$f_3(x) = \frac{\frac{e^{b(x-a)} - e^{-b(x-a)}}{e^{b(x-a)} + e^{-b(x-a)}} + 1}{2} = \frac{e^{b(x-a)}}{e^{b(x-a)} + e^{-b(x-a)}} = \frac{1}{1 + e^{-2b(x-a)}}. \quad (12)$$

Из (12) легко заметить, что  $\frac{1}{1 + e^{-b(x-a)}} = \frac{\tanh((x-a)b/2) + 1}{2}$ , т.е.

функции (9) и (10) эквивалентны друг другу. Поэтому рассмотрим свойства функций (9) и (11), чтобы выбрать вид сигмоиды для нелинейного контрастирования (рис. 1).

Из рис. 1 видно, что функция  $f_3(x)$  непригодна для нелинейного контрастирования, т.к. максимальное и минимальное значения динамического диапазона исходного изображения не отображаются в максимальное и минимальное значения динамического диапазона выходного изображения, т.е. при  $x \rightarrow 0$   $f_3(x) > 0$  и при  $x \rightarrow 1$   $f_3(x) < 1$ . В свою очередь

функция  $f_1(x)$  может быть использована для нелинейного контрастирования, т.к. при  $x \rightarrow 0$   $f_1(x) \rightarrow 0$  и при  $x \rightarrow 1$   $f_3(x) \rightarrow 1$ .

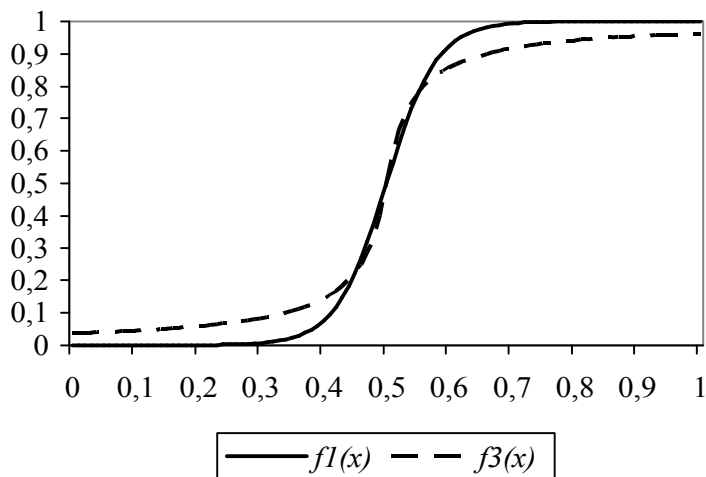


Рис. 1. Графики сигмоид:  $a = 0.5$  (середина интервала  $[0,1]$ ) и  $b = 25$

Таким образом, в методе IMRI-MAM для выполнения нелинейного контрастирования будем использовать сигмоидальную функцию вида (9).

#### ОПТИМИЗАЦИЯ ПАРАМЕТРОВ ФУНКЦИИ НЕЛИНЕЙНОГО КОНТРАСТИРОВАНИЯ В МЕТОДЕ IMRI-MAM

Определим параметры функции (9). С целью унификации аргумента функции (9) предлагается нормировать изображение  $\tilde{I}$  по следующему правилу:

$$J_{x,y} = \frac{\tilde{I}_{x,y} - \min_{(x,y) \in M_1} (\tilde{I}_{x,y})}{\max_{(x,y) \in M_1} (\tilde{I}_{x,y}) - \min_{(x,y) \in M_1} (\tilde{I}_{x,y})}, \quad (13)$$

где  $J_{x,y}$  — яркость пикселя с координатами  $(x, y)$  нормированного изображения  $\mathbf{J} = (J_{x,y})$ , при этом  $J_{x,y} \in [0,1] \quad \forall (x, y) \in M_1$ .

Для определения параметра  $a$  функции (9) воспользуемся тем фактом, что среднее значение яркости исходного изображения  $\tilde{\mu}$  должно отображаться в середине динамического диапазона, т.е.  $\frac{1}{1 + e^{-b(\tilde{\mu}-a)}} = 0.5$ .

Тогда  $e^{-b(\tilde{\mu}-a)} = 1$ , следовательно,  $a = \tilde{\mu}$ , где  $\tilde{\mu} = \frac{\sum_{(x,y) \in M_1} J_{x,y}}{|M_1|}$  — оценки

математического ожидания яркостей пикселей изображения  $\mathbf{J}$ , принадлежащих молочной железе. Исследования на реальных цифровых

маммограммах показали, что коэффициент крутизны  $b$  функции (9) обратно пропорционален коэффициенту вариации значений яркости изображения  $\mathbf{J}$ , т.е.

$$b = \frac{\tilde{\mu}}{\tilde{\sigma}}, \quad (14)$$

где  $\tilde{\sigma} = \sqrt{\frac{\sum_{(x,y) \in M_1} (J_{x,y} - \tilde{\mu})^2}{|M_1| - 1}}$  — оценка стандартного отклонения яркостей

пикселей изображения  $\mathbf{J}$ , принадлежащих молочной железе.

Вычисление коэффициента крутизны по (14) целесообразно, если  $\tilde{\mu} \approx 0.5$ . Однако, если среднее значение сильно отличается от середины интервала  $[0,1]$ , т.е.  $|\tilde{\mu} - 0.5| \gg 0$ , то для повышения контраста выходного изображения необходимо увеличить коэффициент крутизны сигмоиды. Так, если  $\tilde{\mu} = 0.5$  и  $\tilde{\sigma} = 0.02$ , то по (14)  $b = 25$ , но если  $\tilde{\mu} = 0.2$  и  $\tilde{\sigma} = 0.02$ , то по (14)  $b = 10$ , что дает неприемлемую характеристику для нелинейного контрастирования с помощью сигмоидальной функции (рис. 2). Поэтому предлагается следующая эмпирическая формула расчета коэффициента крутизны  $b$ :

$$b = \frac{0.5}{\tilde{\sigma}} k, \quad (15)$$

где  $k \geq 1$  — поправочный коэффициент.

Так как величина коэффициента  $k$  должна увеличиваться с ростом отклонения  $\tilde{\mu}$  от 0.5 и при  $\tilde{\mu} = 0.5$  должно  $k = 1$ , то предлагается поправочный коэффициент вычислять по выражению  $k = 1 + |\tilde{\mu} - 0.5|$ . Подставив это выражение в (15), получим

$$b = \frac{0.5 + 0.5|\tilde{\mu} - 0.5|}{\tilde{\sigma}}. \quad (16)$$

Тогда если  $\tilde{\mu} = 0.2$  и  $\tilde{\sigma} = 0.02$ , то по (16)  $b = 32.5$ , что дает контрастное изображение после нелинейного контрастирования (рис. 2).

Так как значения яркости выходного изображения после нелинейного контрастирования с помощью функции (9) принадлежит интервалу  $[0,1]$ , то для отображения изображения с помощью средств визуализации (например, на мониторе или с помощью принтера) необходимо умножить значения на выходе функции (9) на максимально возможное значение яркости  $mxI$ . Таким образом, функция контрастирования будет иметь следующий вид:

$$S_{x,y} = \frac{mxI}{1 + e^{-(J_{x,y} - \tilde{\mu})b}}, \quad (17)$$

где  $\mathbf{S} = (S_{x,y})$  — выходное изображение;  $\mathbf{J} = (J_{x,y})$  — нормированное

изображение по (13);  $b$  — коэффициент крутизны сигмоиды, вычисляемый по (16).

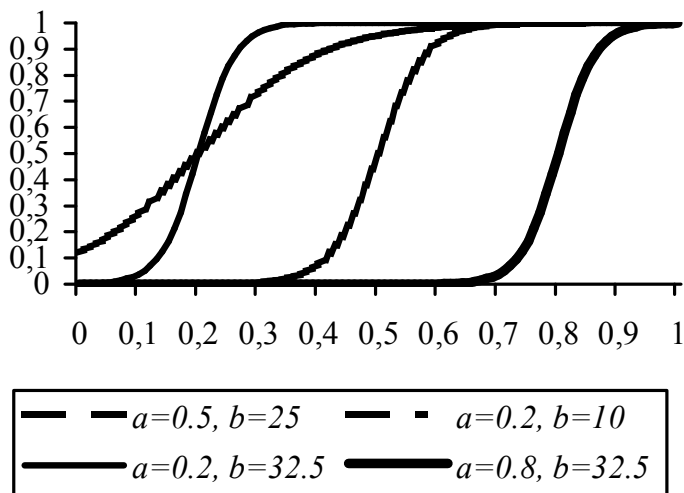


Рис. 2. Графики сигмоид с различными параметрами  $a$  и  $b$

### КРИТЕРИЙ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЙ

Существует множество подходов к количественной оценке визуального качества изображений, но они не дают абсолютно объективную оценку визуального качества, совпадающую с субъективной оценкой экспертов. Наиболее часто качество изображения оценивается по таким параметрам, как яркость, контраст и полнота использования градаций яркости.

С учетом выбора параметров сигмоидальной функции для нелинейного контрастирования метода IMRI-MAM, критерий оценки яркости должен учитывать отклонение среднего значения яркостей  $m = \frac{\sum_{(x,y) \in M_1} S_{x,y}}{|M_1|}$  от середины диапазона  $mxI/2$ . Поэтому предлагается следующий критерий оценки яркости изображения:

$$Qb = 1 - \frac{|m - mxI/2|}{mxI/2}. \quad (18)$$

При этом  $Qb \in [0,1]$ ,  $Qb = 1$  при оптимальной яркости и  $Qb = 0$  для абсолютно черного или абсолютно белого изображения.

Для оценки контраста в работе предлагается использовать следующий критерий:



$$Q_c = \frac{\max_{(x,y) \in M_1} (S_{x,y}) - \min_{(x,y) \in M_1} (S_{x,y})}{\max_{(x,y) \in M_1} (S_{x,y}) + \min_{(x,y) \in M_1} (S_{x,y})}. \quad (19)$$

При этом  $Q_c \in [0,1]$ ,  $Q_c = 0$ , если изображение однотонное, и  $Q_c = 1$  соответствует максимально контрастному изображению.

Полнота использования градаций яркости может быть оценена по гистограмме изображения  $h_i$  ( $i = \overline{0, mxI}$ ) по критерию

$$Q_{cd} = \frac{g-1}{mxI}, \quad (20)$$

где  $g$  — количество уровней яркости, для которых  $h_i \geq \alpha$  ( $\alpha$  — константа). При этом  $Q_{cd} \in [0,1]$ ,  $Q_{cd} = 1$ , если полностью используется весь диапазон градаций серого, и  $Q_{cd} = 0$  для однотонного изображения.

Тогда с учетом свойств рассмотренных локальных критериев (18)–(20) интегральный критерий качества изображения ( $Q$ ) может быть вычислен следующим образом:

$$Q = \sqrt[3]{Q_b \cdot Q_c \cdot Q_{cd}}. \quad (21)$$

Значение интегрального критерия  $Q \in [0,1]$ , причем, чем больше значение критерия, тем лучше визуальное качество изображения.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе выполнена экспериментальная проверка работы метода повышения качества визуализации маммограмм IMRI-MAM с использованием сигмоиды (17). С помощью метода IMRI-MAM с использованием расчета крутизны наклона сигмоиды по выражениям (15) и (16) были обработаны 350 маммограмм, полученных с помощью цифрового рентгенологического маммографического комплекса SYMA (производство фирмы «Радмир», г. Харьков, Украина). В табл. 1 приведены данные расчета критериев оценки качества для 30 таких изображений до обработки (колонка «до»), после обработки шведской компанией ContextVision (колонка «CV») и методом IMRI-MAM с использованием выражений (15) и (16) (колонки «(15)» и «(16)» соответственно). На рис. 3 представлен пример маммограммы до и после обработки, подтверждающий повышение качества визуализации маммограмм.

**Таблица 1.**

*Значения критериев оценки качества маммограмм, рассчитанные по (18)–(21)*

№ п/п	$Q_b$				$Q_c$				$Q_{cd}$				$Q$			
	до	CV	(15)	(16)	до	CV	(15)	(16)	до	CV	(15)	(16)	до	CV	(15)	(16)
1	0,96	0,80	0,78	0,98	0,26	0,47	0,60	1,00	0,32	0,48	0,10	0,56	0,43	0,57	0,36	0,82
2	0,96	0,82	0,69	0,98	0,28	0,42	0,41	1,00	0,34	0,44	0,06	0,60	0,45	0,53	0,25	0,84
3	0,95	0,82	0,67	0,98	0,29	0,43	0,37	1,00	0,36	0,48	0,04	0,62	0,46	0,55	0,21	0,84
4	0,95	0,58	0,83	0,98	0,33	0,75	0,69	1,00	0,40	0,47	0,16	0,55	0,50	0,59	0,45	0,81
5	0,48	0,89	1,00	1,00	0,67	0,41	1,00	1,00	0,26	0,24	0,33	0,49	0,43	0,44	0,69	0,79
6	0,50	0,71	0,94	0,93	0,68	0,64	1,00	1,00	0,26	0,24	0,42	0,46	0,44	0,48	0,73	0,75
7	0,29	0,94	0,99	0,95	0,84	0,36	0,96	1,00	0,20	0,17	0,21	0,46	0,37	0,39	0,58	0,76
8	0,29	0,57	0,89	0,84	0,87	0,80	1,00	1,00	0,20	0,18	0,29	0,38	0,37	0,44	0,64	0,69
9	0,25	0,94	0,73	0,93	0,91	0,34	0,43	0,91	0,22	0,22	0,13	0,53	0,37	0,41	0,34	0,76
10	0,73	0,53	1,00	1,00	0,54	0,87	1,00	1,00	0,39	0,37	0,48	0,48	0,54	0,55	0,78	0,78
11	0,75	0,88	0,81	0,98	0,46	0,44	0,64	1,00	0,34	0,32	0,22	0,59	0,49	0,50	0,48	0,83
12	0,65	0,71	0,99	0,99	0,56	0,65	1,00	1,00	0,29	0,30	0,42	0,48	0,47	0,52	0,75	0,78
13	0,57	0,64	0,97	1,00	0,65	0,74	0,96	1,00	0,28	0,26	0,25	0,56	0,47	0,50	0,61	0,82
14	0,53	0,77	0,95	0,95	0,69	0,56	1,00	1,00	0,20	0,27	0,45	0,44	0,42	0,49	0,75	0,75
15	0,53	0,77	0,96	0,96	0,71	0,56	1,00	1,00	0,21	0,27	0,45	0,45	0,43	0,49	0,76	0,75
16	0,58	0,84	0,98	0,98	0,61	0,48	1,00	1,00	0,25	0,27	0,37	0,46	0,45	0,48	0,71	0,76
17	0,52	0,73	0,93	0,91	0,67	0,62	1,00	1,00	0,27	0,25	0,37	0,48	0,46	0,48	0,70	0,76
18	0,64	0,92	0,85	0,90	0,59	0,39	0,59	0,83	0,33	0,37	0,32	0,53	0,50	0,51	0,54	0,73
19	0,64	0,63	0,99	1,00	0,58	0,75	1,00	1,00	0,32	0,28	0,50	0,48	0,50	0,51	0,79	0,78
20	0,54	0,84	0,98	0,99	0,65	0,49	1,00	1,00	0,28	0,25	0,53	0,50	0,46	0,47	0,80	0,79
21	0,77	0,75	0,97	0,96	0,46	0,60	1,00	1,00	0,30	0,27	0,36	0,49	0,47	0,50	0,71	0,78
22	0,78	0,78	0,98	0,99	0,38	0,57	0,98	1,00	0,23	0,30	0,33	0,49	0,41	0,51	0,68	0,79
23	0,66	0,79	0,94	0,96	0,58	0,56	0,93	1,00	0,30	0,30	0,42	0,52	0,49	0,51	0,72	0,79
24	0,73	0,83	0,99	0,99	0,50	0,50	1,00	1,00	0,31	0,29	0,39	0,48	0,48	0,49	0,73	0,78
25	0,33	0,88	0,98	0,98	0,87	0,38	1,00	1,00	0,17	0,19	0,38	0,46	0,37	0,40	0,72	0,77
26	0,23	0,99	0,97	0,96	0,89	0,25	1,00	1,00	0,14	0,20	0,35	0,44	0,31	0,37	0,69	0,75
27	0,28	0,95	0,86	0,80	0,86	0,31	1,00	1,00	0,19	0,18	0,28	0,38	0,36	0,38	0,62	0,67
28	0,30	0,95	0,98	0,98	0,97	0,31	1,00	1,00	0,17	0,21	0,39	0,43	0,37	0,40	0,73	0,75
29	0,24	0,97	0,96	0,95	0,91	0,27	1,00	1,00	0,14	0,23	0,37	0,40	0,31	0,39	0,71	0,73
30	0,32	0,86	0,93	0,93	0,82	0,41	1,00	1,00	0,14	0,22	0,35	0,35	0,33	0,43	0,68	0,69

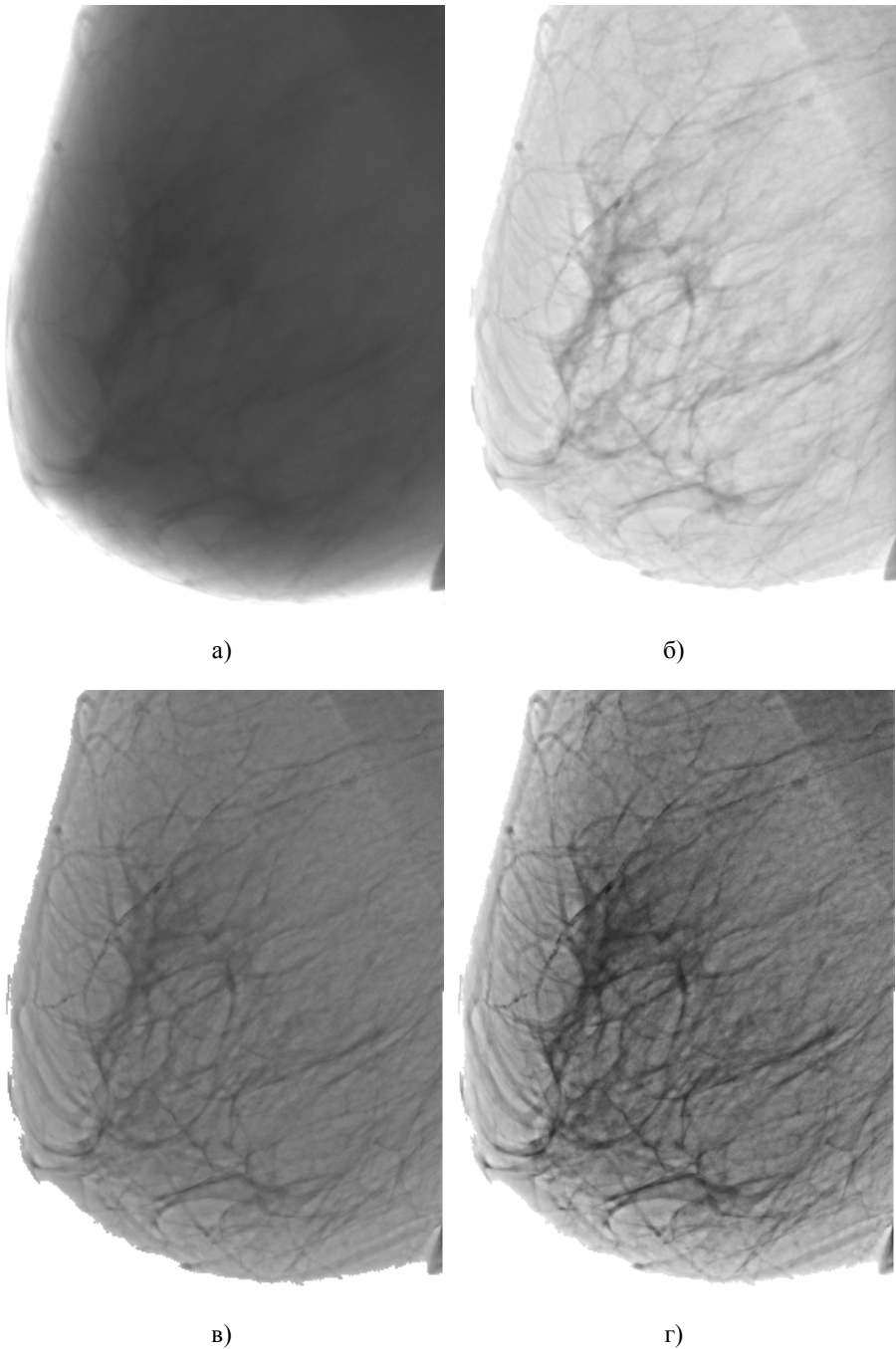


Рис. 3. Маммограмма №18 из табл. 1: а) до обработки; б) после обработки компанией ContextVision; в) после обработки с учетом выражения (15); г) после обработки с учетом выражения (16)

## Выводы

Субъективная оценка экспертов показала не только значительное улучшение визуального качества изображений, обработанных предложенным методом IMRI-MAM, по сравнению с исходными, но и улучшение визуального качества по сравнению с маммограммами, обработанными компанией ContextVision, что также подтверждается объективными оценками качества изображений. Дальнейшие исследования направлены на обобщение метода повышения качества визуализации маммограмм IMRI-MAM для обработки другого вида рентгенологических изображений.

1. Терновой С.К., Абдураимов А.Б. Лучевая маммология. — М.: ГЭОТАР-Медиа. — 2007. — С. 128.
2. Фишер У. Маммография: 100 клинических случаев / Пер. с англ.; Под общ. ред. проф. Н.В. Заболотской. — М.: МЕДпресс информ. — 2009. — С. 368.
3. Bankman I. Handbook of Medical Image Processing and Analysis. — London: Academic Press. — 2008. — P. 978.
4. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений. — М.: Техносфера. — 2005. — С. 1072.
5. Воронин В.В. Методы и алгоритмы восстановления изображений в условиях неполной априорной информации: монография. — Шахты: ВПО «ЮРГУЭС». — 2010. — С. 89.
6. Красильников Н.Н. Цифровая обработка 2D- и 3D-изображений. Учебное пособие. — СПб.: БХВ-Петербург. — 2011. — С. 608.
7. Ежова К.В. Моделирование и обработка изображений. Учебное пособие. — СПб: НИУ ИТМО. — 2011. — С. 93.
8. Jayaraman S. Digital Image Processing. — Tata McGraw-Hill Education. — 2011. — 723 p.
9. Цифровая обработка изображений в информационных системах / И.С. Грузман, В.С. Киричук, В.П. Косых и др. — Новосибирск: Изд-во НГТУ. — 2002. — С. 352.
10. Цифровая обработка сигналов и MATLAB / А.И. Солонина, Д.М. Клионский, Т.В. Меркучева и др. — СПб: БХВ-Петербург. — 2013. — С. 512.
11. Eddins S. Image deblurring – Wiener filter (02.10.2007) [Электронный ресурс] / S. Eddins – Режим доступа: <http://blogs.mathworks.com/steve/2007/11/02/image-deblurring-wiener-filter/>, свободный (29.09.2015) — Название с экрана.
12. Бойко Д.А., Филатова А.Е. Метод визуализации патологических структур на маммограммах с использованием послыонного наложения // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Математичне моделювання в техніці та технологіях. — Х.: НТУ «ХПІ». — 2014. — № 6 (1049). — С. 29–34.
13. International Conference "Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science" / Boyko D., Filatova A., Povoroznjuk A. // The Imaging Method of Pathologic Structures on Mammograms Using Layerwise Overlay // Lviv Polytechnic National University. — 2014. — Pp. 745–747.
14. Mayne M. Ultimate Guide To Blending Modes in Photoshop (26.04.2013) [Электронный ресурс] / M. Mayne — Режим доступа: <http://photodoto.com/how-to-master-blending-modes-in-photoshop/>, свободный (25.03.2015) — Название с экрана.
15. Айсмэнн К., Палмер У. Ретуширование и обработка изображений в Photoshop / (3-е издание) — М.: Издательский дом «Вильямс», 2007. — С. 560.
16. Филатова А.Е., Бойко Д.А. Метод повышения качества визуализации рентгенологических изображений // — Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Інформатика та моделювання. — Харків: НТУ «ХПІ». — 2015. — № 32 (1141). — С. 19–26.

## SELECTION OF PARAMETERS OF THE VISUALIZATION QUALITY IMPROVEMENT METHOD OF MAMMOGRAMS

**Filatova A.E.**

*National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute" (Kharkov)*

**Introduction.** The main method of breast cancer diagnosis is X-ray mammography. Visualization quality of studied organs of during radiological examinations depends on many factors that are related both to characteristics of recording equipment (an energy of ionizing radiation, exposure time, spatial resolution, etc.) and to characteristics of a visualization object (thickness and density of the tissue, dimensions of anatomical structures, etc.). So the task of visualization quality improvement of mammograms due to digital image processing is an important scientific and practical task. To solve this problem, the author developed the visualization quality improvement method of mammograms that is called IMRI-MAM. The main idea of the IMRI-MAM method is reviewed in the article.

**The purpose** of the article is selection of the type and parameters of a sigmoid function for performing of nonlinear contrast enhancement of the IMRI-MAM method and a quality evaluation of processed images.

**Results.** In this article properties of different types of sigmoidal functions are examined. The sigmoidal function of exponential form is proposed to use in the IMRI-MAM method. The properties of exponential sigmoid function are investigated. Optimization of parameters of nonlinear function of contrast enhancement in the IMRI-MAM method is performed. Dependence of the parameters of the sigmoid function of nonlinear contrast enhancement from the statistical characteristics of processed image is shown. The analytical expressions for calculating the parameters of the sigmoid function are found. Brightness, contrast and completeness of brightness gradations are selected as parameters for assessing of image quality. Local criteria for assessing of the image quality are reviewed. An integral criterion of image quality based on the properties of reviewed local criteria is proposed.

**Conclusions.** Experimental verification of the IMRI-MAM method of the visualization quality improvement of mammograms with using exponential sigmoid function was performed. 350 mammograms obtained with the digital X-ray mammography complex SYMA (manufactured by "Radmir", Kharkov, Ukraine) were processed using the IMRI-MAM method. Subjective assessment of the experts showed a significant quality improvement of the processed images, which is also confirmed by objective assessments of the images quality. Further studies are aimed at generalization of the IMRI-MAM method to handle different kinds of radiographic images.

**Keywords:** a sigmoid function, nonlinear contrast enhancement, mammogram, the IMRI-MAM method, a criterion of image quality.

1. Ternovoj S.K., Abduraimov A.B. Radiation mammalogy. — Moscow: GJeOTAR-Media. — 2007. — 128 p. (in Russian).
2. Fisher U., Baum F. Mammography: 100 clinical cases. — Moscow: MEDpress inform. — 2009. — 368 p. (in Russian).
3. Bankman I. Handbook of Medical Image Processing and Analysis. — London: Academic Press. — 2008. — 978 p.
4. Gonzalez R., Woods R. Digital image processing. — Moscow: Tehnosfera. — 2005. — 1072 p. (in Russian).
5. Voronin V.V., Marchuk V.I. Methods and algorithms for image reconstruction with incomplete prior information: monograph. — Shakhty: VPO «JuRGUJeS». — 2010. — 89 p. (in Russian).
6. Krasil'nikov N.N. Digital processing of 2D- and 3D-image: Textbook. — St. Petersburg: BHV-Petersburg. — 2011. — 608 p. (in Russian).
7. Ezhova K.V. Modeling and Imaging // Textbook. — St. Petersburg: NIU ITMO. — 2011. — 93 p. (in Russian).
8. Jayaraman S. Digital Image Processing. — Tata McGraw-Hill Education. — 2011. — 723 p.
9. Digital image processing in information systems / I.S. Gruzman, V.S. Kirichuk, V.P. Kosyh & others. — Novosibirsk: Publishing house NGTU. — 2002. — 352 p. (in Russian).
10. Digital signal processing and MATLAB / A.I. Solonina, D.M. Klionskij, T.V. Merkucheva & others. — St. Petersburg: BHV-Petersburg, 2013. — 512 p. (in Russian).
11. Eddins S. Image deblurring — Wiener filter (02.10.2007) [Electronic resource] / S. Eddins — Access mode: <http://blogs.mathworks.com/steve/2007/11/02/image-deblurring-wiener-filter/>, free (29.09.2015) — The name of the screen.
12. Bojko D.A., Filatova A.E. The method of visualization of pathological structures on mammograms using layerwise overlay. — *Visnik NTU «HPI». Series: Mathematical modeling in engineering and technology.* — Kharkiv: NTU «HPI», 2014. — № 6 (1049). — Pp. 29–34. (in Russian).
13. International Conference "Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science" / Boyko D., Filatova A., Povoroznjuk A. // The Imaging Method of Pathologic Structures on Mammograms Using Layerwise Overlay // Lviv Polytechnic National University. — 2014. — Pp. 745–747.
14. Mayne M. Ultimate Guide To Blending Modes in Photoshop (26.04.2013) [Electronic resource] / M. Mayne — Access mode: <http://photodoto.com/how-to-master-blending-modes-in-photoshop/>, free (25.03.2015) — The name of the screen.
15. Ajsmann K., Palmer U. Retouching and image processing in Photoshop (3rd edition) — Moscow: Publishing House «Vil'jams». — 2007. — 560 p. (in Russian).
16. Filatova A.E., Bojko D.A. The method of quality enhance of visualization of radiographic images. — *Visnik NTU «HPI». Series: Information and simulation.* — Kharkiv: NTU «HPI». — 2015. — № 32 (1141). — pp. 19–26. (in Russian).

Получено 03.11.2015