

С.С. САДЫКОВ,
Ю.А. БУЛАНОВА,
Е.А. ЗАХАРОВА

Алгоритм локализации области фиброаденом на маммограмме

УДК 004.932

Муромский институт
(филиал) ФГБОУ ВПО
«Владимирский
государственный
университет имени
А.Г. и Н.Г. Столетовых»,
г. Муром

НУЗ Отделенческая
больница на станции
Муром, ОАО «РЖД»,
г. Муром

Статья посвящена локализации одного из самых распространенных заболеваний молочной железы – фиброаденомы.

Авторами проведен анализ применения существующих алгоритмов предварительной обработки, текстурной сегментации для выявления области указанного новообразования.

Предложен разработанный авторами алгоритм локализации области фиброаденомы на маммограмме.

В мире отмечается повышенный рост заболеваемости репродуктивной системы женщин, особенно молочных желез, которые представляют собой одно из самых уязвимых мест женского организма [1]. Самой частой опухолью молочной железы в XXI веке является фиброаденома. Фиброаденома – это доброкачественное новообразование, одна из форм узловой мастопатии. Как правило, визуально опухоль всегда хорошо отделена от окружающей ткани, капсулы, как киста молочной железы, она не имеет, на разрезе чаще дольчатая, состоит из слитых воедино узлов. Консистенция небольших узлов плотная, крупных- неоднородная [2]. На маммограммах фиброаденома представляет собой образование округлой, овальной формы, реже - дольчатого строения с четким ровным контуром. Плотность её выше или сравнима с плотностью ткани молочной железы [3]. Такие опухоли встречаются в 18 % случаев. Наиболее часто они встречаются у женщин в возрасте 15-40 лет, при этом

самым опасным (пиковым) специалисты считают именно возраст 20-22 года. Вероятность озлокачествления таких новообразований составляет 0,5-1%, а при интраканаликулярном варианте риск малигнизации возрастает в 2-7,5 раз. Известны так называемые предраковые опухоли: листовидные, или филлоидные. Филлоидная (листовидная) фиброаденома составляет 0,3 – 1% всех заболеваний молочной железы. С 1838 года выделена в самостоятельную нозологическую единицу (Дж. Мюллер). По классификации ВОЗ (1995) отнесена к смешанным фиброэпителиальным опухолям, имеющим эпителиальный и стромальный компонент. Отличается быстрым ростом, полициклическими контурами. Встречаются доброкачественный, пограничный и смешанный варианты. Доброкачественная листовидная фиброаденома – это хорошо отграниченное уплотнение, состоящее из нескольких узлов, чаще имеющее дольчатое строение. При размерах опухоли более 3 см кожа над ней истончена, растянута, видны расширенные вены. Лимфатические узлы не увеличены. По статистике такая опухоль может переродиться в саркому в 10% случаев. Метастазы при этом чаще имеют гематогенный характер – в легкие, кости, реже лимфогенные [2].

Клинически определить вероятность малигнизации листовидной опухоли невозможно, поэтому вариант развития новообразования может быть определен только гистологическим путем. Рентгенологически озлокачествление листовидной опухоли определяется нечеткостью контуров опухоли, тяжестью по периферии за счет обилия и извитости сосудов и злокачественной перестройки соединительной ткани. При УЗИ определяется участок неоднородной эхогенности с нечеткими контурами, ускорение кровотока, формирования лакун. При биопсии обнаруживаются атипичные клетки.

На основании вышесказанного была сформулирована цель описанной в статье работы – разработка алгоритма локализации области фиброаденомы на маммографических снимках.

Описание алгоритма

Авторами был разработан алгоритм локализации области фиброаденомы на маммограмме, который представлен в виде структурной схемы на Рисунке 1. Работа была выполнена совместно с врачом – рентгенологом высшей категории НУЗ Отделенческой больницы на станции Муром, ОАО «РЖД».

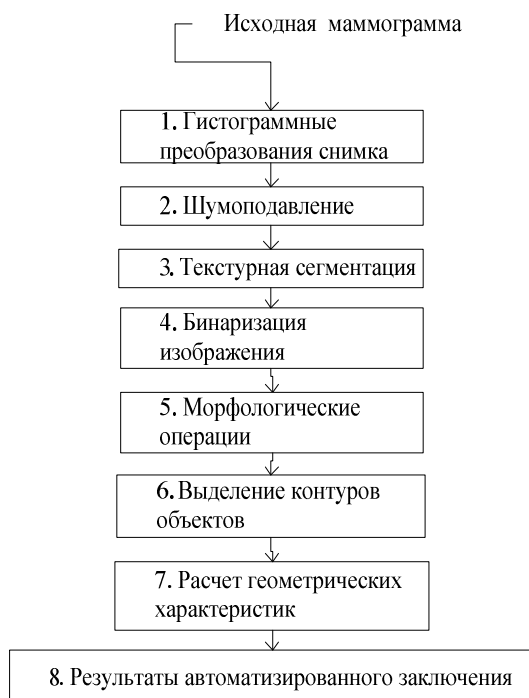


Рис.1. Структурная схема разработанного алгоритма

Маммографический кабинет больницы оснащен аналоговым маммографом Маммодиагност МД-РА (Philips), с помощью которого и были получены маммограммы, в виде рентгеновских снимков молочной железы на пленке с размером 18 x 24 см. Для данного вида рентген-исследований используется пленка Kodak MIN-R 2000 с экранами KODAK MIN-R 2000 и KODAK MIN-R 2190. Характеристики такого сочетания экран/пленки: средний градиент 3.75, оптическая плотность более 4D, сверхпрозрачной подложкой голубого цвета (GF 0.19) и низкой зернистостью [4].

Одним из основных факторов, осложняющие анализ рентгенограмм молочной железы являются помехи от маммографа, белые пятна и вуаль от реагентов, могут появиться артефакты (пыль, грязь, отпечатки пальцев рук) - поэтому аналоговые маммограммы не всегда удовлетворяют требованиям, выдвигаемым к качеству изображений с позиций их анализа. Поэтому целесообразна цифровая обработка маммограмм. Для оцифровки снимков использовался сканер Epson Perfection V750 Photo, который имеет следующие ос-

новые характеристики: оптическая плотность – 4D, разрешение – 6400x9600 dpi. [5].

После оцифровки исходная аналоговая маммограмма представляет собой полутонное изображение $Y(x,y)$, имеющее размер 6400x9600 пикселей. Градации яркости пикселей распределены в диапазоне [0, 255].

Использование известных алгоритмов предварительной обработки, текстурной сегментации, выделения контуров на изображениях в стандартных вариантах не дает желаемых результатов, т.к. эти алгоритмы предназначены для решения общих задач цифровой обработки изображений и не учитывают необходимую специфику обработки маммограмм. Поэтому для решения задачи контрастирования маммографических снимков на базе алгоритмов из [6] и [7] автором был разработан специальный алгоритм изменения значений яркости и контраста точек маммограммы, позволяющий получить выходные снимки с лучшим качеством. Далее рассмотрим разработанные нами частные алгоритмы обработки маммограмм, соответствующие отдельным этапам рисунка 1.

$$Q_1(x, y) = k_{\max} * p1[k(x, y)] - \frac{p1[k(x, y)] - p1[0] + k_{cp}}{m * n - p1[0]},$$

где $Q_1(x,y)$ – выходное изображение, $Y(x,y)$ – текущее значение яркости исходного снимка, k_{\max} , k_{cp} – максимальное и среднее значения исходной маммограммы соответственно,

$$p1[i] = \sum_{j=0}^{255} \frac{h1[j]}{m * n} \forall i \in [0, 255]$$

где i – значение градации яркости точки выходного снимка ($i \in [0, 255]$), j – значение градации яркости точки исходного снимка ($j \in [0, 255]$), $H1$ – область распределения элементов гистограммы исходного изображения, $h1[j]$ – значение элемента гистограммы исходного снимка при яркости j ($h1[j] \in H1$), $P1$ – область изменения элементов гистограммы выходного изображения $Q_1(x,y)$, $p1[i]$ – значение элемента гистограммы выходного изображения при яркости i ($p1[i] \in P1$), $p1[0] = p1[Y(x,y)=0]$ – значение элемента гистограммы обработанного изображения при яркости точки, равной 0, $m*n$ – размер изображения.

$$Q_2(x, y) = \frac{r}{n * m} * (u[Q_1(x, y)] - u[0]) + \frac{Q_{2_max} * (Q_1(x, y) - Q_{1_cp})}{Q_{1_cp} - Q_{1_min}},$$

где $Q_2(x, y)$ – выходное изображение, Q_{2_max} – максимальное значение яркости выходного изображения, Q_{1_cp} , Q_{1_min} – среднее и минимальное значения маммограммы соответственно, r – экспериментально подобранный коэффициент ($r=0.09$)

$$p2[i] = \sum_{j=0}^{255} \frac{h2[j]}{m * n} \forall i \in [0, 255]$$

где i – значение градации яркости точки выходного снимка ($i \in [0, 255]$), j – значение градации яркости точки исходного снимка ($j \in [0, 255]$), $H2$ – область распределения элементов гистограммы исходного изображения, $h2[j]$ – значение элемента гистограммы снимка при яркости j ($h2[j] \in H2$), $P2$ – область изменения элементов гистограммы выходного изображения $Q_1(x, y)$, $p2[i]$ – значение элемента гистограммы выходного изображения при яркости i ($p2[i] \in P2$), $p2[0] = p2[Q_1(x, y)=0]$ – значение элемента гистограммы обработанного изображения при яркости точки, равной 0, $m*n$ – размер изображения.

Данное преобразование маммографического снимка вызывает некоторое зашумление, поэтому к нему применяется медианная фильтрация с помощью маски $3*3$ [8].

$$I(x, y) = M[Q_2(x, y)],$$

где $I(x, y)$ – выходное изображение, M – оператор медианной фильтрации.

В блоке №3 осуществляется текстурная сегментация предварительно обработанного снимка. После выполнения серии вычислительных экспериментов был сделан вывод о том, что для выделения данного типа опухолей лучшим образом подходит алгоритм из [9].

$$S(x, y) = T[I(x, y)],$$

где $S(x, y)$ – выходное изображение, T – оператор текстурной сегментации.

Следующим шагом является выполнение блока №4 – бинаризации. Алгоритм бинаризации выглядит следующим образом:

$$b(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{если } s(x, y) \geq D \\ 0 & \end{cases},$$

где $b(x, y)$ – выходное изображение, D – пороговое значение, вычисляется по методу Отсу [8].

Далее с помощью морфологических операций дилатации и эрозии (блок №5) удаляем лишние мелкие объекты на бинаризованном изображении.

$$d(x, y) = D[b(x, y)],$$

где $d(x, y)$ – выходное изображение, D – оператор дилатации.

$$e(x, y) = E[d(x, y)],$$

где $e(x, y)$ – выходное изображение, E – оператор эрозии.

На следующем этапе выполняется блок №6 – выделение контуров объектов с помощью алгоритма из [7].

$$m(x, y) = K[e(x, y)],$$

где $m(x, y)$ – выходное изображение, K – оператор выделения контуров.

Следующим этапом работы общего алгоритма является вычисление геометрических характеристик выделенной области:

- площади области фиброаденомы - в виде числа точек в этой области (S_k);
- периметра области P – приближенно равного количеству точек контура области, соответствующего опухоли;
- коэффициента формы:

$$K_\phi = \frac{P^2}{S_k}$$

Полученные характеристики необходимы для исследования динамики развития выявленной патологии, а также их использования в дальнейшем в подсистеме распознавания новообразований.

Последним этапом работы модуля является выполнение блока №8 алгоритма: формирование автоматического заключения найденных областей новообразования на маммограмме. Оно включает в себя текстовый документ с изображениями, полученными на каждом этапе работы алгоритма и геометрическими характеристиками найденного новообразования. Данный документ необходим на данном этапе работы только врачу-рентгенологу.

Экспериментальное исследование работы алгоритма

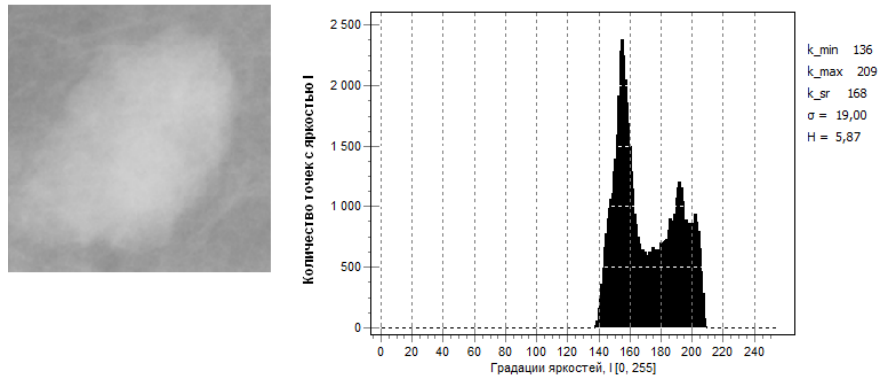
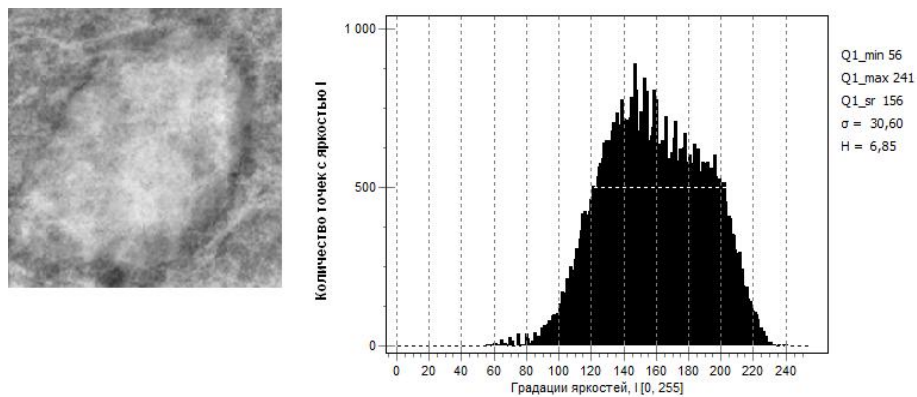
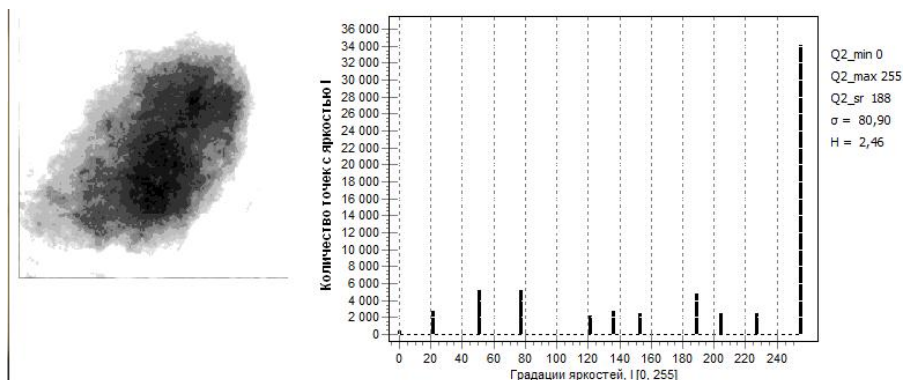


Рис.2. Исходная маммограмма и ее гистограмма

На маммограмме рисунка 2 на фоне жировой ткани визуализируется очаговое образование округлой формы с четкими ровными контурами.



а)



б)

Рис. 3. Результаты предложенного гистограммного преобразования: а) Контрастирование с использованием известного алгоритма, на выходе

получаем нормальное распределение гистограмм, б) контрастирование рисунка 2 с использованием предложенного алгоритма

Как видно из гистограммы, представленной на рисунке 3(а), исходное изображение улучшилось незначительно: диапазон распределения яркостей немного расширился, однако это привело к увеличению показателя энтропийного критерия.

При обработке снимка Рисунке 2 предложенным методом контрастирования образования визуализируются лучше ввиду большего различия плотностей образования и окружающих тканей. Из приведенной гистограммы на рисунке 3(б) следует, что распределение яркостей гистограммы изображения растянулось на весь диапазон яркостей, значение СКО значительно больше, а значение энтропии намного меньше, что говорит об уменьшении неопределенности в распределении значений яркостей.

Далее последовательно выполним блоки №3, 4, 5, 6, представленные на рисунке 1. Результат последовательной обработки изображения по этим частным алгоритмам можно видеть на рисунке 4.

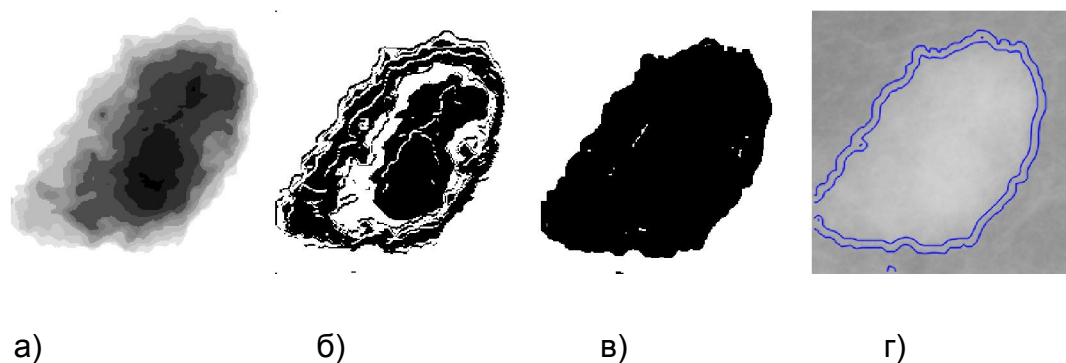


Рис. 4. Результат выделения области новообразования, а - текстурная сегментация, б – бинаризация, в – дилатация и эрозия, г – выделение и наложение контуров на исходное изображение

При обработке фиброаденом на маммограммах с помощью разработанного авторами алгоритма (рисунок 1) были выделены области со указанными новообразованиями в 80% случаев (28 маммограмм), в остальных случаях (7 маммограмм) области новообразования нечетко были отделены от окружающих тканей. На 15 маммограммах с «нормой» ложноположительных или ложноотрицательных результатов локализации фиброаденом не было получено.

Таких ошибок как: пропуск по отношению к тому, что диагностировал врач-рентгенолог высшей категории, было выявлено 3%, ложная диагностика фиброаденом наблюдалась в 1% случаев.

Заключение

В ходе анализа экспериментальных данных, были получены следующие результаты:

1) Совокупность частных алгоритмов (гистограммных преобразований, медианной фильтрации, текстурной сегментации, бинаризации, морфологических операций и выделения контуров) представляется в виде общего алгоритма выделения области фиброаденомы на маммограммах, который удовлетворяет требованиям врачей-рентгенологов в отношении цифровой обработки маммографических снимков. Конечный результат работы общего алгоритма является исходными данными для распознавания областей новообразований, над которым ведется дальнейшая работа.

2) При анализе вычислительных экспериментов было выявлено следующее:

- правильность выявления области фиброаденомы – 80-90%;
- вероятность ложноотрицательных выявлений фиброаденомы – 1%;
- вероятность ложноположительных выявлений фиброаденомы – 3%;
- вероятность пропуска новообразований, диагностированных врачом-рентгенологом – 3%.

Литература

1. Сидоренко Ю.С. и др. Проблемы первично-множественных процессов у больных раком молочной железы// Сибирский онкологический журнал. – 2010. №1(37). С.18-22.

2. Денчик Д.А., Воротников И.К., Чхиквадзе Н.В., Любченко Л.Н. Роль молекулярно-генетических маркеров в диагностике и прогнозе листовидных опухолей// Онкогинекология. 2012. №1. С.73-75.

3. Корженкова Г.П. Комплексная рентгено-сонографическая диагностика заболеваний молочной железы, 1-е издание – М.: ООО «Фирма СТРОМ», 2004 – 128 с., ил.

4. Садыков С.С., Буланова Ю.А., Захарова Е.А., Яшков В.С. Исследование маркерного водораздела для выделения области рака молочной железы//Алгоритмы, методы и системы обработки данных. 2013. №23. С. 56-64.

5. Щербаков С. На стыке двух эпох: Планшетный сканер Epson Perfection V750 Pro // Foto&Video № 7, 2006 – С. 60-65.

6. P.Ravi Sankar, B.K.N Srinivasa Rao Parallel Architecture for Implementation of Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization, International Journal of Advanced Engineering sciences and Technologies (IJAEST), Vol №10, Issue №1, pp. 047 - 051

7. Rajesh kumar Rai, Puran Gour, Balvant Singh Underwater Image Segmentation using CLAHE Enhancement and Thresholding, International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering, Volume 2, Issue 1, January 2012, pp. 118 – 123

8. Прэтт У. Цифровая обработка изображений: Пер.с англ. – М: Мир, 1982, кн.1-312с.; кн. 2 - 493с.

9. Садыков С.С., Буланова Ю.А, Романов А.Г. Алгоритм текстурной сегментации для выявления областей кисты на маммограммах// Алгоритмы, методы и системы обработки данных. 2013. №19. С. 50-55.

E-MAIL: YULIYABULANOVA@YANDEX.RU

E-MAIL: SADYKOVSS@YANDEX.RU