

Результаты измерения параметров роговичных электродов

Параметр	Роговичный электрод				
	ERG-jet	Gold foil	DTL	HK loop	Tomey fibre
	Материал токосъемной поверхности				
	Au	Au	AgCl	AgCl	Ag
E_p , мкВ, не более	25	50	15	15	140
E_{mot} , мкВ, не более	100	700	250	200	800
$ Z_{c-э} $, Ом, не более	350	500	650	1200	2400

Список литературы:

1. Богословский А.И. Клиническая электрофизиология зрительной системы // Научные труды МНИИГБ им. Гельмгольца. Вып. 24 (Офтальмологическая электродиагностика) / Под ред. К.В. Трутневой. – М., 1980. С. 5-29.
2. Marmor M.F. et al. ISCEV Standard for full-field clinical electroretinography (2008 update) // Doc. Ophthalmol. 2009. Vol. 118. PP. 69-77.
3. Lam B.L. Electrophysiology of vision. Clinical testing and applications. – Boca Raton: Talor&Francis Group, 2005. 506 p.
4. Coupland S.G. Electrodes for visual testing. In: Principles and practice of clinical electrophysiology of vision / Edited by R. Heckenlively, G.B. Arden. 2nd ed. – Cambridge: The MIT Press, 2006. PP. 245-254.
5. Резвых С.В. Биотехническая система электроретинографических исследований диабетической ретинопатии / Дисс. ... канд. техн. наук. – М., 2010. 146 с.
6. Hennessy M.P., Vaegan. Amplitude scaling relationships of Burian-Allen, goldfoil and Dawson, Trick and Litzkow electrodes // Doc. Ophthalmol. 1995. Vol. 89. PP. 235-248.
7. Биотехнические системы. Теория и проектирование. Уч. пособие / Под ред. В.М. Ахутина. – Л.: ЛГУ, 1981. 220 с.
8. Орлов Ю.Н. Электроды для измерения биоэлектрических потенциалов. Уч. пособие / Под ред. И.С. Щукина. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2006. 224 с.
9. ГОСТ 25995-83 Электроды для съема биоэлектрических потенциалов. Общие технические требования и методы испытаний.

*Игорь Николаевич Спиридонов,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой биомедицинских
технических систем,*

*Сергей Владиславович Резвых,
канд. техн. наук, научн. сотрудник,*

*Научно-исследовательский и испытательный
центр биометрической техники,*

*Юрий Николаевич Орлов,
канд. техн. наук, доцент,*

*кафедра биомедицинских технических систем,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,*

г. Москва,

e-mail: inspiridonov@yandex.ru

О.Н. Бодин, А.Ю. Тычков, П.П. Чураков

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ВЫДЕЛЕНИЯ КОНТУРА СЕРДЦА НА ФЛЮОРОГРАФИЧЕСКИХ СНИМКАХ

Аннотация

В статье показано, что для эффективного выделения контура сердца на флюорографических снимках необходимы методы, способные точно выделить контур без явных искажений его деталей и границ. Предложено для точного выделения контура сердца на флюорографических снимках использовать метод декомпозиции на эмпирические моды. Разработан алгоритм выделения контура сердца, основанный на текстурной сегментации. Показаны результаты работы алгоритма и перспективы его использования для дальнейших исследований.

В настоящее время проблема автоматизированной обработки флюорографических снимков сложилась в отдельное направление, разветвленное на множество частных задач, связанных с различными аспектами обработки: корректировкой цветовой гаммы, удалением помех, сегментацией, выделением отдельных областей и контуров органов грудной клетки (легких и сердца) на флюорографических снимках [1].

Задача автоматизированного выделения контура сердца на флюорографических снимках является одной из актуальных среди перечисленных, так как информация, полученная в результате точного выделения контура сердца, позволит определить его линейные размеры и геометрическую форму тем и самым реконструировать модель сердца. Объемная модель сердца позволит получить новую диагностическую информацию о работе сердца и выя-

вить патологические отклонения, в том числе и наиболее опасный для жизнедеятельности инфаркт миокарда на разных стадиях его развития. Вместе с анализом электрокардиограммы и получением данных объемной модели сердца открывается возможность повысить оперативность и эффективность диагностики сердечно-сосудистых заболеваний.

Для выделения контура сердца на флюорографических снимках необходимы методы, способные точно выделить контур без явных искажений его деталей. К таким методам относятся технологии наращивания областей и пороговый метод [2]. Эти методы хороши для случаев, когда объекты имеют четкое разделение границ с другими объектами на изображении по градации цвета и яркости. В случае с флюорографическим снимком речь идет о монохромном изображении, контуры объектов которого не разделены и плохо прослеживаются. Таким образом, применение данных методов для выделения контура сердца на флюорографических снимках неэффективно, и в рамках автоматизированной системы обработки флюорографических снимков необходима разработка нового метода, способного точно выделить контур сердца без искажения его границ.

Повышение точности определения контура сердца на флюорографических снимках может быть достигнуто путем применения метода декомпозиции на эмпирические моды (Empirical Mode Decomposition – EMD) совместно с методом текстурной сегментации преобразованных снимков. Теоретические и практические аспекты метода EMD рассмотрены в работах Хуанга [3], [4], в которых показана высокая эффективность использования данного метода для обработки нестационарных сигналов. На практике метод EMD для обработки флюорографических снимков ранее не применялся. Декомпозиция флюорографических снимков на эмпирические моды является адаптивным методом анализа данных. Базис, используемый для разложения флюорографических снимков (набор эмпирических мод), конструируется непосредственно из самого регистрируемого снимка. Это позволяет учесть все его локальные особенности [4].

Эмпирические моды – это монокомпонентные составляющие на флюорографических снимках, модулированные по амплитуде и частоте для каждой строчки и столбца снимка, т. е. их амплитуда и частота меняются во времени [4].

Разложение флюорографических снимков на эмпирические моды и применение текстурного метода анализа позволят точно выделить контур сердца путем разложения флюорографических снимков на частотные составляющие, восстановления отдельных мод и текстурной сегментации полученного результата. Под текстурной сегментацией следует понимать разбиение изображения на участки с постоянной текстурой, соответствующие заданной плотности распределения пикселей на снимке [5]. Текстурный анализ включает в себя представление текстуры исследуемого объекта, в частности

сердца, на флюорографическом снимке и вычисление базиса, определяющего его границы на реконструированном флюорографическом снимке.

Работа автоматизированной системы выделения контура сердца на флюорографических снимках описывается поэтапным алгоритмом, реализация которого позволит точно выделить контур сердца, определить его линейные размеры, геометрическую форму и объем на флюорографическом снимке. Для проверки работы алгоритма производится регистрация флюорографического снимка с частотой дискретизации 1000 Гц с отечественной цифровой рентгенографической установки типа МЦРУ «Сибирь-Н» [6]. Зарегистрированный снимок пациента представлен на *рис. 1а*.

В общем виде алгоритм выделения контура сердца на флюорографических снимках включает в себя следующие этапы.

Этап 1. Декомпозиция флюорографического снимка на эмпирические моды. На этом этапе осуществляется разложение флюорографического снимка (ФОС) (*рис. 1а*) на эмпирические моды с помощью метода декомпозиции (Bidimensional Empirical Mode Decomposition – BEMD) [3], [4]. В нашем случае ФОС представлен в виде матрицы (*рис. 1б*) значений яркости x_{ij} , по строкам и столбцам (i – номер отсчета по строке, $i_{max} = 350$; j – номер строки, $j_{max} = 350$).

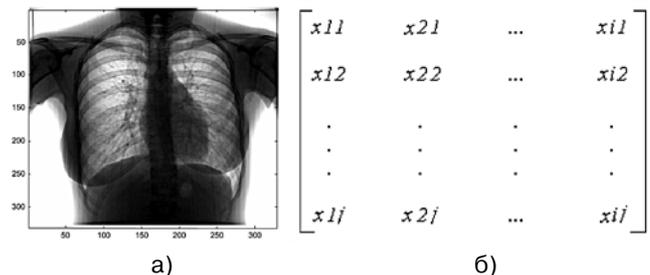


Рис. 1. Зарегистрированный флюорографический снимок (а); матрица значений градации яркости снимка (б)

Алгоритм декомпозиции флюорографического снимка на эмпирические моды представлен на *рис. 2*.

Результатом работы алгоритма является формирование эмпирических мод флюорографического снимка (*рис. 3*).

Декомпозиция флюорографического снимка производится путем разложения его на аппроксимирующую и детализирующую функции. Представленные на *рис. 3* эмпирические моды являются детализирующими, они получены путем применения метода BEMD последовательно для каждого изображения, начиная с исходного флюорографического снимка, зарегистрированного с частотой дискретизации 1000 Гц. Из флюорографического снимка (*рис. 1а*) получена первая мода с частотой дискретизации 500 Гц (*рис. 3а*), а из нее получена следующая, с частотой дискретизации 250 Гц (*рис. 3б*), и т. д. Частота дискретизации каждого сигнала, прошедшего через алгоритм декомпози-

ции, делится пополам. Каждая мода, представленная на рис. 3, получена в результате разложения предшествующей ей моды. Мода, представленная на рис. 3д, получена с частотой дискретизации 33,75 Гц и дальнейшему разложению не подлежит, поскольку не выполняются условия процесса декомпозиции [4].

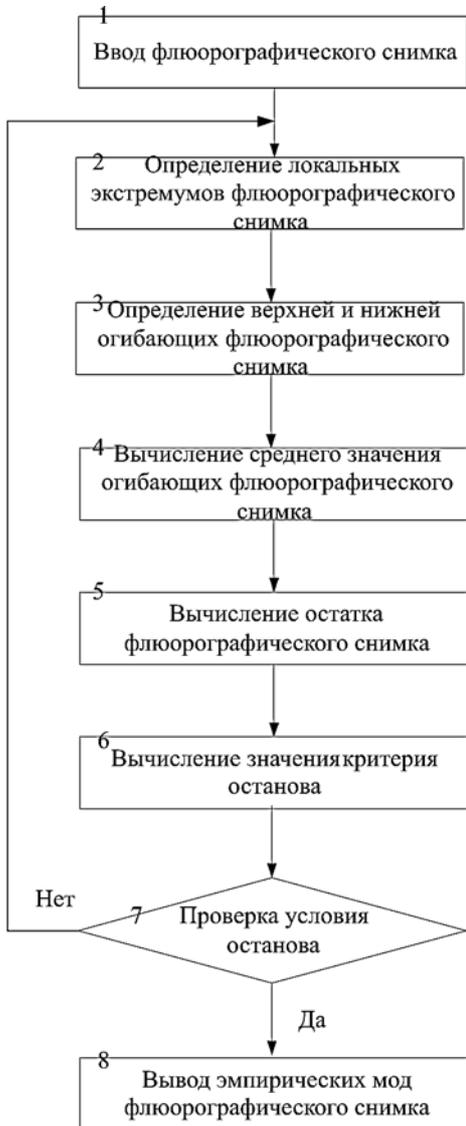


Рис. 2

Декомпозиция флюорографического снимка на эмпирические моды производится в среде математического моделирования Matlab по следующей программе:

```

Signal = imread (fos.jpg); % vvod snimka
rslt = bemd(Signal,0.2,nesb,4); % bidimensional
empirical mode decomposition
for k = 1:5, % kolichestvo mod
    rsltd1(i,j,k) = rslt(j,k+1); % nachalo
decomposition, poluchenie pervoi moda
for k = 1:5,
for j = 1:N,
    temp2 = rsltd1(:,j,k); % poluchenie vtoroi moda
    
```

```

% povtorenie decomposition dly vsekh mod
rsltf(i,j,m) = rsltf(i,j,m)-rsltd(i,j,m,m); %
poluchenie ostatka
imshow(rsltd1(:,:,5)); % vyvod vsekh mod
    
```

Этап 2. Восстановление отдельных двумерных эмпирических мод флюорографического снимка. На этом этапе осуществляется восстановление флюорографического снимка путем суммирования отдельных его эмпирических мод. В результате проведенных экспериментов сделан вывод, что суммирование *третьей* и *четвертой* моды с частотой 125 и 67,5 Гц соответственно дает наиболее качественную картину изменения текстуры сердца относительно других органов грудной клетки на снимке (рис. 4а). Критерием оценки изменения текстуры сердца является *однородность* структуры области сердца, которая позволяет на снимке отделить эту область от областей других органов.

Этап 3. Текстурирование сегментация флюорографического снимка. Текстурирование восстановленного изображения (рис. 4а) осуществляется на основе классификации пространства признаков. Текстурирование методов анализа изображений формируют основание для распознавания и классификации объектов на основе выделения текстурных признаков. В работе [5] оцениваются пять различных методов формирования признаков: метод автокорреляции, метод предельной частоты, метод длины примитива, а также методы, основанные на матрицах вероятностного распределения и мерах текстурной энергии. Результаты, представленные в работе [5], показывают, что последние два метода приводят к лучшим результатам. Для формирования пространства локальных статистических признаков однородной текстуры сердца предлагается использовать меры текстурной энергии. Текстурирование анализа изображения заключается в замене каждого значения интенсивности яркости матрицы x_{ij} суммой абсолютных значений интенсивности соседних точек, ограниченных окном определенного размера $W \times W$:

$$x_{ij} = \sqrt{\sum_{i=-W/2}^{W/2} \sum_{j=-W/2}^{W/2} (x_{i\pm 1; j\pm 1} - x_{ij})^2}.$$

Текстурирование восстановленного ФОС осуществляется с помощью процедуры кластеризации пространства текстурных признаков по критерию *однородности* текстуры. Для проведения кластеризации пространства текстурных признаков используется алгоритм ISODATA [8]. Результат работы алгоритма ISODATA представлен на рис. 4б.

Таким образом, результатом работы представленных этапов является вывод контура сердца на флюорографическом снимке. Информация, полученная в результате выделения контура сердца, позволяет определить его линейные размеры. Линейные размеры сердца на зарегистрированном флюорографическом снимке (рис. 1а) равны 8x6 см. Вся информация, полученная в результате работы алгоритма, сохраняется в компьютере и может использоваться для дальнейших исследований.

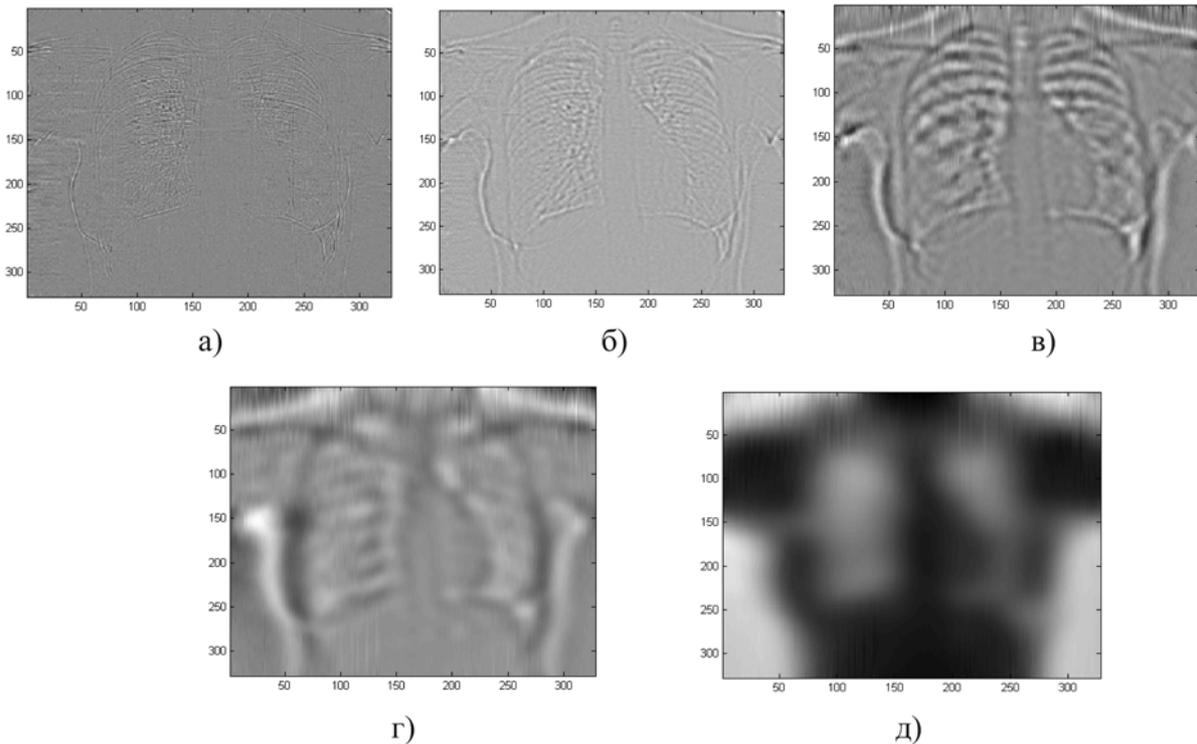


Рис. 3. Эмпирические детализирующие моды, зарегистрированные с частотой 500 Гц (а), 250 Гц (б), 125 Гц (в), 67,5 Гц (г), 33,75 Гц (д)

Применив разработанный алгоритм для флюорографических снимков в боковой и фронтальной проекциях, мы открываем возможность построения объемной модели сердца пациента.

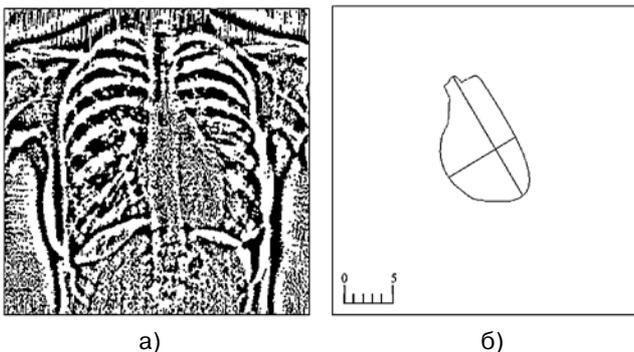


Рис. 4. Восстановление отдельных мод флюорографического снимка (а); результат работы автоматизированной системы выделения контура сердца (б)

Список литературы:

1. Саламов Н.А. Органы грудной клетки здорового человека в рентгеновском изображении / <http://zhuravlev.info/index.php>.
2. Пуятин Е.П. Нормализация и распознавание изображений / <http://sumschool.sumdu.edu.ua/is-02/rus/lectures/pytyatin/pytyatin.htm>.
3. Huang N.E., Shen S.S. The Hilbert-Huang transform and its applications. – World Scientific Publication, 2005. P. 323.

4. Huang N.E., Attoh-Okine Nii O. The Hilbert-Huang transform in engineering. – Taylor and Francis, 2005. P. 95.
5. Sharma M., Markou M., Singh S. Evaluation of texture methods for image analysis // Pattern Recognition Letters. 1980.
6. Каталог медицинского оборудования Института ядерной физики СО РАН (Россия) / <http://www.equipnet.ru>.
7. Laws K.I. Rapid Texture Identification // SPIE. 1980. Vol. 238. PP. 376-380.
8. Тудж, Гонсалес Р. Принципы распознавания образов. – М.: Мир, 1978. 411 с.

Олег Николаевич Бодин,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Информационно-
вычислительные системы»,
Александр Юрьевич Тычков,
аспирант,

Петр Павлович Чураков,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Информационно-
измерительная техника»,
ГОУ ВПО «Пензенский
государственный университет»,
г. Пенза,
e-mail: tychkov-a@mail.ru