

УДК 004.931

СПОСОБ ПОЛУАВТОМАТИЧЕСКОГО ОКОНТУРИВАНИЯ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА НА ЭХОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ

¹Поршнеv С.В., ¹Бобкова А.О., ¹Зюзин В.В., ²Бобков В.В.

¹ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет им. первого Президента России
Б.Н. Ельцина», Екатеринбург, e-mail: zvvzuzin@gmail.com;

²ФГБОУ ВПО «Уральский государственный экономический университет – СИНХ», Екатеринбург

Современные аппараты ультразвукового исследования сердца имеют инструментарий, помогающий врачам проводить расчеты различных показателей, которые необходимы для диагностирования многих заболеваний. Данные показатели рассчитываются на основе области левого желудочка сердца, которую врачи строят вручную. В статье представлен полуавтоматический алгоритм для построения контура левого желудочка на эхокардиографических изображениях апикальной четырехкамерной проекции сердца. Проведен количественный анализ результатов работы алгоритма. Контур, построенный алгоритмом, с высокой точностью повторяет контур, построенный экспертами. Для качественного анализа результаты полуавтоматического алгоритма сравнивались с результатами, полученными с помощью алгоритма JSEG. Данный алгоритм сегментации обладает меньшей точностью построения контура, чем полуавтоматический алгоритм, и не может применяться для решения данной задачи.

Ключевые слова: левый желудочек сердца, оконтуривание, эхокардиографические изображения (ЭхоКГ), обработка изображений, сегментация

SEMI-AUTOMATIC CONTOURING ALGORITHM OF THE LEFT VENTRICLE ON THE ECHOCARDIOGRAPHIC IMAGES

¹Porshnev S.V., ¹Bobkova A.O., ¹Zjuzin V.V., ²Bobkov V.V.

¹Ural Federal University named after First President of Russia B.N. Yeltsin, Ekaterinburg,
e-mail: zvvzuzin@gmail.com;

²Ural State University of Economics, Ekaterinburg

Modern devices for heart ultra sound have tools, which help doctors to calculate some indicators, which are necessary for the diagnosis of different diseases. These indicators are calculated via the left ventricle area of the heart, which doctors are building manually. The article presents a semi-automatic algorithm for contouring of left ventricle on echocardiographic images of the apical four-chamber heart projection. A quantitative analysis of algorithm results was conducted. The contour building by algorithm follows the contour building by experts with high accuracy. For qualitative analysis, the results of semi-automatic algorithm were compared with the results obtained by the algorithm JSEG. This segmentation algorithm has less precision than the semi-automatic algorithm and can't be used for solving this problem.

Keywords: left ventricle of heart, contouring, echocardiographic images (echocardiography), image processing, segmentation

Диагностирование болезней сердца на основании эхографических изображений (эхокардиография (ЭхоКГ)) является одной из сложных задач, которые стоят перед врачами-кардиологами. Для этого наиболее часто используются результаты анализа динамики левого желудочка (ЛЖ) сердца, в ходе которого на каждом кадре УЗИ-изображения строят в большинстве случаев вручную контур, ограничивающий область ЛЖ. Далее, используя построенный контур, вычисляют геометрические размеры ЛЖ, по значениям которых оказывается возможным оценить состояние сердечной мышцы пациента. При этом, как очевидно, точность идентификации границы ЛЖ во многом зависит от квалификации врача, осуществляющего обработку УЗИ-изображений. Следовательно, разработка алгоритмов, позволяющих автоматизировать процедуру нахождения контура ЛЖ на эхографических изображениях и за счет этого повысить

как скорость обработки УЗИ-изображений сердца, так и их точность, актуальна.

На сегодняшний день существует множество различных УЗИ-сканеров, каждый из которых оснащен тем или иным инструментариумом оконтуривания ЛЖ (Philips, Aloka Hitachi, Toshiba, Siemens, General Electric и др.). Однако, как показал анализ коммерческих предложений перечисленных выше фирм, на рынке нет аппаратов для ЭхоКГ со встроенными программами, которые бы позволяли выполнять оконтуривание ЛЖ в полностью автоматическом режиме.

В научной литературе вопросу оконтуривания ЛЖ уделяется достаточно много внимания. При этом авторы подавляющего большинства статей по данной тематике предлагают решать рассматриваемую задачу с помощью тех или иных алгоритмов сегментации изображений [5, 7, 8], ожидая, что сегментация позволяет выделить все

возможные области на изображении, в том числе и область левого желудочка. Однако, как показывает анализ ЭхоКГ-информации, накопленной в ходе многочисленных исследований, на большинстве кадров ЭхоКГ практически у любого пациента изображения сердца имеют низкий уровень контраста и, соответственно, высокий уровень шумов [1, 4]. Для данного типа изображений алгоритмы сегментации изображений дают некорректные результаты.

Таким образом, проведенный анализ показывает, что в настоящее время задача полностью автоматического оконтуривания ЛЖ является актуальной. С нашей точки зрения, целесообразно разделить её на следующие подзадачи:

1. Полуавтоматическое оконтуривание ЛЖ на основе контура первого кадра, обозначаемого экспертом;

2. Полностью автоматическое построение контура на первом кадре видеозаписи.

Найдя решение каждой из данных подзадач, можно построить комбинированный подход, в котором уже не требуется использование какой-либо априорной экспертной информации.

В статье изложен способ решения первой подзадачи – алгоритм полуавтоматического оконтуривания ЛЖ на основе априорно известного контура ЛЖ на первом кадре ЭхоКГ-фильма (контур $K_curve_{i,j}$). Далее также будем использовать следующие обозначения: $K_region_{i,j}$ – область, которую ограничивает данный контур; $R_{i,j}$ – прямоугольный фрагмент исходного кадра, содержащий область ЛЖ (рис. 1б). (Информация о координатах пикселей, образующих данный контур, и координатах вершин прямоугольного фрагмента используется для ограничения области поиска контуров на последующих кадрах видеозаписи.)

Алгоритм тестировался на данных ЭхоКГ, собранных в Свердловской областной клинической больнице № 1 г. Екатеринбург в ходе УЗИ сердец пациентов. Данные представляют собой 30 видеозаписей 30 пациентов, которые были получены. В среднем каждая запись имеет по 25 кадров.

Предварительная обработка кадров видеозаписи

Проведенный авторами анализ результатов ЭхоКГ позволил выявить следующие проблемы:

1. На изображениях присутствуют шумы, осложняющие автоматическое нахождение контура ЛЖ.

2. Диапазон интенсивностей кадров на различных изображениях оказывается различным.

3. Кадры УЗИ-изображений имеют разный размер.

Для их решения все кадры исследованных ЭхоКГ-фильмов были подвергнуты предварительной обработке, реализующейся следующей последовательностью действий:

1) преобразование исходного кадра в полутоновое изображение путём вычисления взвешенной суммы каждой компоненты пространства RGB :

$$I = 0,2989 \cdot R + 0,5870 \cdot G + 0,1140 \cdot B;$$

2) приведение исходного кадра к размеру 480×640 пикселей с использованием бикубической интерполяции;

3) удаление шума с использованием двумерного адаптивного фильтра Винера, основанного на вычислении статистики в локальной окрестности каждого пикселя;

4) масштабирование интенсивности изображения, обеспечивающей приведение диапазон изменения интенсивности I изображений к интервалу $[0, 255]$.

Алгоритм полуавтоматического построения контура левого желудочка

Для автоматизированного построения контура ЛЖ на втором и последующих кадрах мы использовали алгоритм, реализующийся следующей последовательностью действий:

1. Инвертирование изображения $R_{i,j}$:

$$R_inv_{i,j} = |255 - R_{i,j}|.$$

2. Наложение области первого кадра на инвертированное изображение $R_inv_{i,j}$ и обнуление значений интенсивности пикселей, не попавших в область первого кадра:

$$G_{i,j} = \begin{cases} 0, & \text{if } K_region_{i,j} = 0, \\ R_inv_{i,j}, & \text{otherwise.} \end{cases}$$

3. Пороговая обработка изображения $G_{i,j}$ – подавление всех пикселей изображения со связностью 4, интенсивность которых меньше H .

Значение H находилось в результате выполнения следующей последовательности действий:

3.1. строится гистограмма изображения $G_{i,j}$ с 20 интервалами;

3.2. находится интервал, в котором находится максимум гистограммы;

3.3. вычисляется середина интервала, находящегося на три интервала левее интервала, найденного в п.3.2 (рис. 2). Среднее значение принимается в качестве значения H (сдвиг на три интервала был выбран эмпирически).

Изображение $H_min_{i,j}$, полученное после выполнения пп. 3.1–3.3 алгоритма, приведено на рис. 1, г.

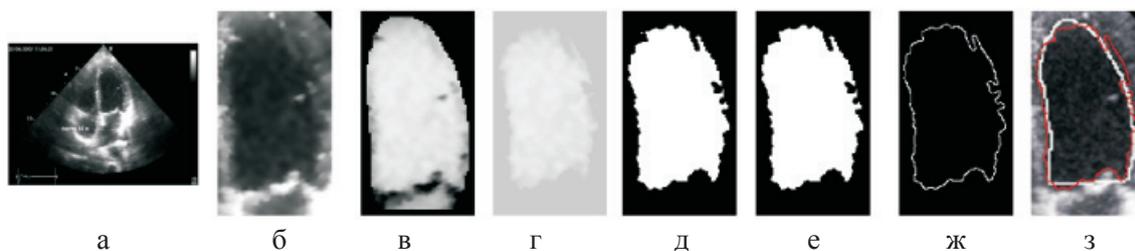


Рис. 1. Поэтапная иллюстрация нахождения грубого контура ЛЖ:
 а – исходный кадр видеозаписи; б – участок ЛЖ $R_{i,j}$; в – область ЛЖ, полученная в результате выполнения п. 2; г – результат выполнения п. 3; д – результат выполнения п. 4; е – результат выполнения п. 5; ж – приблизительный контур без сглаживания, результат выполнения п. 6; з – фрагмент исходного изображения, на который наложены приблизительный полуавтоматически найденный контур и контур, обозначенный экспертом

4. Преобразование изображения $H_{min_{i,j}}$ в бинарное изображение $Bin_{i,j}$ с помощью пороговой обработки. (Здесь в качестве порога используется наименьшее значение интенсивности изображения $H_{min_{i,j}}$). Изображение $Bin_{i,j}$ полученное в результате выполнения пп. 1–4 алгоритма, представлено на рис. 1, д.

5. Выделение на бинарном изображении $Bin_{i,j}$ области с наибольшей площадью и связностью пикселей области, равной 8 (область соответствующая ЛЖ). Резуль-

тат выполнения пп. 1–5 представлен на рис. 1, е.

6. Переход к контурному представлению найденной области ЛЖ (рис. 1, ж), являющемуся первым приближением к контуру, обозначенному экспертом (рис. 1, з).

7. Сглаживание контура:

7.1. переход к представлению контура в полярных координатах (рис. 2);

7.2. построение сигнатуры контура [2];

7.3. аппроксимация сигнатуры контура рядами Фурье (используются 8 членов ряда):

$$y = a_0 + a_1 \cdot \cos \cos(x \cdot p) + b_1 \cdot \sin \sin(x \cdot p) + \dots + a_8 \cdot \cos \cos(8 \cdot x \cdot p) + b_8 \cdot \sin(8 \cdot x \cdot p),$$

где

$$p = \frac{2 \cdot \pi}{\max \max(xdata) - \min(ydata)};$$

7.4. выполнение обратных преобразований (переход из сигнатурного представления к полярным координатам и обратно к декартовым координатам).

В результате выполнения пп. 7.1–7.2 находим сглаженный контур ЛЖ.

8. Корректировка формы контура с помощью морфологической обработки бинарного изображения области ЛЖ, позволяющей устранить встречающиеся у некоторых пациентов искажения формы.

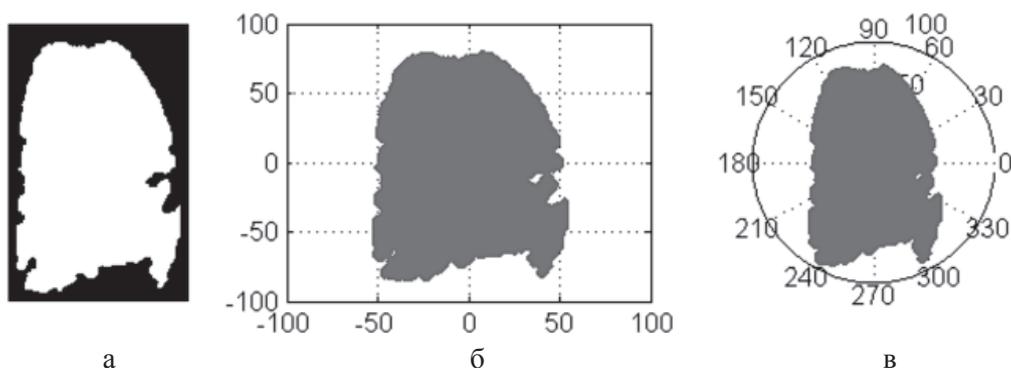


Рис. 2. Иллюстрация перехода в полярные координаты:
 а – бинарная картинка контура; б – представление контура в декартовых координатах; в – представление контура в полярных координатах

Для корректировки формы контура мы использовали два линейных структурирующих элемента, симметричных относительно центра окрестности, направленных под углами 90° и 0° к горизонтальной оси (положительный угол отсчитывается от горизонтальной оси против часовой стрелки). Расстояние между крайними элементами структурирующего элемента 150 пикселей. При этом последовательно выполнялись следующие морфологические операции:

8.1. дилатация со структурирующим элементом под 90° ;

8.2. эрозия со структурирующим элементом под 90° ;

8.3. дилатация со структурирующим элементом под 0° ;

8.4. эрозия со структурирующим элементом под 0° .

Результатом работы алгоритма являются замкнутые контуры для каждого кадра ЭхоКГ-фильма.

Оценка результатов оконтуривания полуавтоматическим алгоритмом

Для оценки качества оконтуривания полуавтоматическим алгоритмом, описанным в предыдущем разделе, были использованы данные ЭхоКГ, накопленные в Свердловской областной клинической больнице № 1 г. Екатеринбурга в ходе диагностических УЗИ сердца пациентов без явных патологий. Оценка результатов оконтуривания проводилась на множестве, состоящем из 240 кадров. При этом каждая область ЛЖ, найденная с помощью полуавтоматического алгоритма, сравнивалась с соответствующей областью, обозначенной экспертом. В зависимости от совпадения либо несоответствия найденного значения пикселя с истинным значением пикселя при оценке качества оконтуривания ЛЖ мы использовали следующие количественные показатели: N – общее количество пикселей; N^+ – количество правильно найденных пикселей области ЛЖ; N^- – количество неправильно найденных пикселей области ЛЖ. Для оценки качества оконтуривания были использованы следующие критерии:

• доля правильно найденных пикселей ЛЖ: $CR = \frac{N^+}{N}$;

• доля неправильно найденных пикселей ЛЖ: $ER = \frac{N^-}{N}$.

Результаты полуавтоматического оконтуривания описанным выше алгоритмом сравнивались с результатом сегментации каждого из 240 кадров алгоритмом *JSEG*

[6]. Выбор алгоритма *JSEG* обусловлен тем, что ранее он показал хорошие результаты при выделении областей, однородных с учётом признаков цвета и текстуры [3]. Результатом применения алгоритма к кадрам видеозаписи ЭхоКГ стали изображения с выделенными данным алгоритмом областями. Областью ЛЖ считалась та область, в которую попадает центр масс контура ЛЖ, обозначенного экспертом на первом кадре видеозаписи. Таким образом, оба алгоритма, участвующих в сравнении, были поставлены в одинаковые условия и использовали одинаковую априорную информацию.

Значения критериев качества оконтуривания представлены в таблице.

Значения критериев оценки качества оконтуривания

Алгоритм	CR	ER
Полуавтоматический алгоритм	$0,992 \pm 0,003$	$0,008 \pm 0,003$
Алгоритм сегментации <i>JSEG</i>	$0,824 \pm 0,116$	$0,176 \pm 0,114$

Из таблицы видно, что полуавтоматический алгоритм строит контур точнее и с меньшим количеством ошибок в отличие от алгоритма сегментации *JSEG*. В среднем по всем пациентам доля ошибок при полуавтоматическом алгоритме оконтуривания составляет 0,8%, а при использовании алгоритма сегментации *JSEG* – 17,6%.

Иллюстрация типичных результатов оконтуривания представлена на рис. 3, где показаны исходные изображения с нанесенными поверх них контурами, найденными с использованием обсуждаемых алгоритмов, а также контуры, которые были обозначены вручную экспертами.

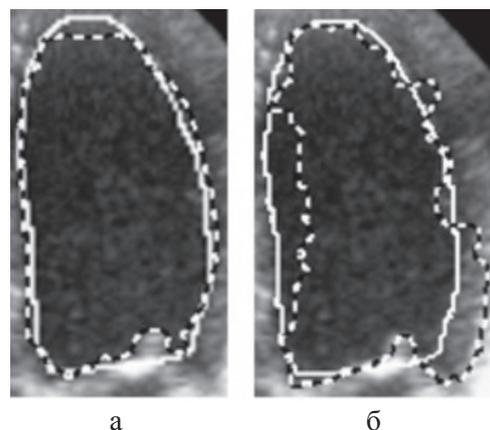


Рис. 3. Результат оконтуривания ЛЖ: а – полуавтоматическим алгоритмом; б – алгоритмом сегментации (сплошная линия – результат ручного оконтуривания, пунктирная – с использованием алгоритмов)

Визуальный анализ результатов сегментации, представленных на рис. 3, показывает, что полученные контуры имеют ошибки в построении. Контуры, построенные на изображении с открытым клапаном (диастола), более всего отличаются от контуров, построенных экспертами. Отметим, что форма контуров на всех кадрах не является правильной. В то же время алгоритм полуавтоматического оконтуривания позволяет строить контуры, которые визуально оказываются более близкими к контурам, построенным экспертами.

Выводы

В ходе работы был разработан полуавтоматический алгоритм оконтуривания ЛЖ. Исследована работа алгоритма сегментации *JSEG* на кадрах ЭхоКГ. Проанализированы результаты полуавтоматического алгоритма и алгоритма *JSEG*. Качественный и количественный анализ результатов построения показал, что доля ошибок при полуавтоматическом алгоритме оконтуривания составляет 0,8%, а при использовании алгоритма сегментации *JSEG* – 17,6%. Соответственно алгоритмы сегментации (в частности, *JSEG*) не позволяют качественно проводить выделение области ЛЖ.

Работа выполнена при финансовой поддержке ФГБУ «Фонд содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере» в рамках госконтракта № 11475п/20975.

Список литературы

1. Реставрация медицинских ультразвуковых изображений на основе эффективной деконволюции данных сканирования / В.М. Амербаев, С.Г. Кальней, М.Н. Рычагов, Г.В. Фролова // Медицинская техника. – 2004. – № 3. – С. 9–12.
2. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с.
3. Левашкина А.О., Поршнева С.В. Методы поиска изображений на основе визуального сходства: монография. – LAP LAMBERT Academic Publishing, 2011. – С. 293.
4. Приоров А.Л., Хрящев В.В., Сладков М.В. Улучшение качества ультразвуковых медицинских изображений // Медицинская техника. – 2008. – № 4. – С. 11–14.
5. Hans C. van Assen, Mikhail G. Danilouchkine, Alejandro F. Frangi, Sebasti'anOrd'as, Jos J.M. Westenberg, Johan H.C. Reiber, Boudewijn P.F. Lelieveldt.SPASM: Segmentation of Sparse and Arbitrarily Oriented Cardiac MRI Data Using a 3D-ASM // FIMH. – 2005. – LNCS 3504. – P. 33–43, 2005.
6. Image processing & vision research labs. Department of Electrical and Computer Engineering [Электронный ресурс]: Центр обработки видеографических изображений. Алгоритм сегментация изображения JSEG. Deng Y., Manjunath B.S. – Режим доступа: <http://vision.ece.ucsb.edu/segmentation/jseg/software>.

nath B.S. – Режим доступа: <http://vision.ece.ucsb.edu/segmentation/jseg/software>. – Загл. с экрана.

7. Santos J.B., Celorico D., Varandas J., Dias J., Automatic segmentation of echocardiographic Left Ventricular images by windows adaptive thresholds // Proceedings of the International Congress on Ultrasonics, Vienna, April 9-13, 2007, Paper ID 1680, Session R11: High frequency and parametric medical imaging and non-linear medical acoustics.

8. Stralen M., Leung K.Y.E., Voormolen M.M., de Jong N., Steen A.F.W., Reiber J.H.C., and Bosch J. G., Automatic segmentation of the left ventricle in 3D echocardiography using active appearance models // Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp. – 2007. – P. 1480–1483.

References

1. Amerbaev V.M., Kal'nej S.G., Rychagov M.N., Frolova G.V. Restavracija medicinskih ul'trazvukovyh izobrazhenij na osnove jeffektivnoj dekonvoljucii dannyh skanirovanija // Medicinskaja tehnika, 2004, no. 3, pp. 9–12.

2. Gonsales R., Vuds R. Cifrovaja obrabotka izobrazhenij. M.: Tehnosfera, 2005. 1072 p.

3. Priorov A.L., Hryashhev V.V., Sladkov M.V. Uluchshenie kachestva ul'trazvukovyh medicinskih izobrazhenij // Medicinskaja tehnika, 2008, no. 4, pp. 11–14.

4. Levashkina A.O., Porshnev S.V. Metody poiska izobrazhenij na osnove vizual'nogo shodstva // monografija, LAP LAMBERT Academic Publishing, 2011, pp. 293.

5. Hans C. van Assen, Mikhail G. Danilouchkine, Alejandro F. Frangi, Sebasti'anOrd'as, Jos J.M. Westenberg, Johan H.C. Reiber, Boudewijn P.F. Lelieveldt.SPASM: Segmentation of Sparse and Arbitrarily Oriented Cardiac MRI Data Using a 3D-ASM // FIMH 2005, LNCS 3504, pp. 33–43, 2005.

6. Image processing & vision research labs. Department of Electrical and Computer Engineering [Elektronnyj resurs]: Centr obrabotki videoigraficheskikh izobrazhenij. Algoritm segmentacija izobrazhenija JSEG. Deng Y., Manjunath B.S. – Rezhim dostupa: <http://vision.ece.ucsb.edu/segmentation/jseg/software>.

7. Santos J.B., Celorico D., Varandas J., Dias J., Automatic segmentation of echocardiographic Left Ventricular images by windows adaptive thresholds // Proceedings of the International Congress on Ultrasonics, Vienna, April 9-13, 2007, Paper ID 1680, Session R11: High frequency and parametric medical imaging and non-linear medical acoustics.

8. Stralen M., Leung K.Y.E., Voormolen M.M., de Jong N., Steen A.F.W., Reiber J.H.C., and Bosch J.G., Automatic segmentation of the left ventricle in 3D echocardiography using active appearance models // Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp. pp. 1480–1483 (2007).

Рецензенты:

Доросинский Л.Г., д.т.н., профессор, заведующий кафедрой «Информационные технологии», ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет им. Первого Президента России Б.Н. Ельцина», г. Екатеринбург;

Пономарев О.П., д.т.н., доцент, заведующий кафедрой «Теоретические основы радиотехники», ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет им. Первого Президента России Б.Н. Ельцина», г. Екатеринбург.

Работа поступила в редакцию 07.06.2013.