



АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА АНАЛИЗА И РАСПОЗНАВАНИЯ ВЕНТРИКУЛОГРАММ НА БАЗЕ РЕПАГУЛЯРНОГО ВЕЙВЛЕТ- ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

Марина Полякова, Виктор Крылов, Наталья Гуляева, Татьяна Пруцак

Одесский национальный политехнический университет,
пр. Шевченко, 1, Одесса, 65044, Украина,
marina_polyakova@rambler.ru

Резюме: Разработан метод выделения контуров левого желудочка сердца на вентрикулограммах, полученных путем рентгеноконтрастного исследования сердца ангиографической системой. Предложенный метод включает подчеркивание контуров левого желудочка при помощи репагулярного вейвлет-преобразования, что позволяет снизить ошибку выделения контура и области левого желудочка.

Ключевые слова: выделение контуров объектов, вейвлет-преобразование, левая вентрикулограмма.

ВВЕДЕНИЕ

По статистике среди общей смертности в Украине сердечно-сосудистые заболевания составляют 62,5%. Основная доля здесь принадлежит ишемической болезни сердца и артериальной гипертензии с их осложнениями – инфарктами миокарда и инсультами.

Для диагностики поражений сосудов в кардиологии активно применяется ангиографическое исследование коронарных сосудов, направленное на верификацию диагноза ишемической болезни сердца, уточнение локализации поражения сосудистого русла, определение тактики лечения.

Коронароангиография представляет рентгеноконтрастный метод исследования, позволяющий получить информацию о состоянии сосудов сердца, а также предотвратить развитие инфаркта миокарда и снизить риск внезапной смерти [1].

При выполнении коронароангиографии, как правило, проводят левую вентрикулографию. Эта процедура позволяет провести количественную оценку органических и функциональных нарушений левого желудочка (ЛЖ) сердца. Оценка нарушений региональной сократимости ЛЖ производится в условно выделенных сегментах ЛЖ, располагающихся в плоскости 3-х поперечных сечений сердца. В каждом из сегментов определяется характер и амплитуда движения миокарда, а также степень его систолического утолщения.

Левая вентрикулограмма позволяет обнаружить региональные нарушения функции ЛЖ в виде локальных участков акинезии, гипокинезии и дискинезии; выявить внутрисполостные тромбы и опухоли; диагностировать аневризму ЛЖ (локальное выбухание истонченного и не сокращающегося участка ЛЖ, состоящего из некротизированной или рубцовой ткани) и ее размеры, оценить систолическую функцию ЛЖ путем определения гемодинамических показателей (уменьшения функции выброса, конечно-систолического и конечно-диастолического объема ЛЖ, сердечного индекса, ударного индекса и др.) [1].

Для расчета гемодинамических показателей проводится выделение контуров ЛЖ на изображениях вентрикулограмм, зарегистрированных в одной из проекций в конце систолы и в конце диастолы. Результаты этой процедуры влияют на погрешность оценивания диагностических параметров и, следовательно, определяют достоверность диагноза. Заметим, что интенсивность пикселей изображения вентрикулограммы в пределах ЛЖ неоднородна, большинство контуров ЛЖ является слабо различимыми. К тому же при автоматизированном выделении контуров ЛЖ должен учитываться опыт врача-кардиолога, особенно при обработке различных участков вентрикулограммы. Поэтому методы выделения контуров ЛЖ на вентрикулограммах, известные из литературы, в большинстве основаны на классификации с обучением. Так, согласно класси-

фикационному методу сегментации вентрикулограмм, предложенному в [2], сначала определяется аппроксимация контура ЛЖ с помощью машины опорных векторов. Результат этого метода используется как начальное приближение для оптимизационной процедуры, применяющейся для нахождения параметров модели деформации контура.

В [3] для выделения контура ЛЖ используется метод, включающий следующие этапы:

- выделение контуров ЛЖ на вентрикулограмме с помощью нейронной сети, что позволяет учесть знания врача-диагноста;
- выделение контуров ЛЖ на вентрикулограмме с использованием подчеркивающего преобразования, что обеспечивает помехоустойчивость сегментации;
- объединение результатов двух предыдущих этапов метода с последующей разметкой точек изображения.

Применяемые методы автоматизированного выделения контуров ЛЖ позволили существенно повысить качество контурной сегментации изображений вентрикулограмм, что положительно повлияло на достоверность диагноза. Однако особенность ангиографических изображений в том, что улучшение качества выделения контуров ЛЖ даже на несколько процентов может значительно повысить достоверность диагноза.

Заметим, что авторы работы [3] в качестве подчеркивающего преобразования использовали градиентный оператор Собела, имеющий низкую помехоустойчивость. Более высокой помехоустойчивости позволяет достичь вейвлет-преобразование [4]. Поэтому целью работы являлось усовершенствование метода выделения контуров ЛЖ путем улучшения помехоустойчивости подчеркивающего преобразования для повышения достоверности диагноза.

1. ПРИМЕНЕНИЕ РЕПАГУЛЯРНОГО ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ДЛЯ ВЫДЕЛЕНИЯ КОНТУРОВ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА НА ВЕНТРИКУЛОГРАММЕ

Формирование исследуемых в данной работе вентрикулограмм проводилось с помощью двух-проекционной ангиографической системы Siemens BICOR по следующей схеме (рис. 1).

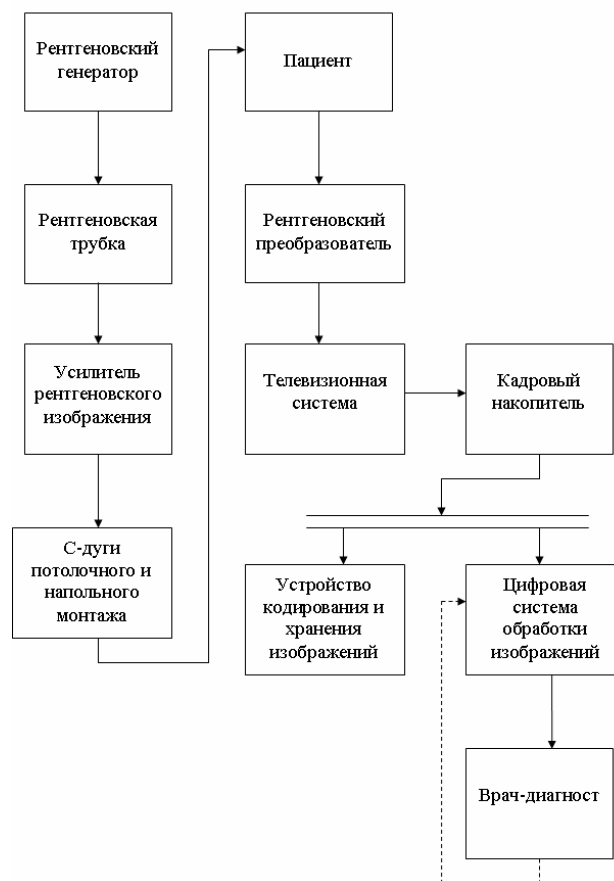


Рис. 1 – Структурная схема формирования и обработки изображений вентрикулограмм

Полутоновые изображения вентрикулограмм размера 512x512 пикселей были получены методом цифровой ангиографии без вычитания, поэтому кроме ЛЖ, на них были отображены соседние органы, например, ребра. На рис. 2 показаны вентрикулограмма в конце диастолы в 30° правой косої проекции (рис. 2, а) и вентрикулограмма в конце систолы (рис. 2, в). Очевидно, что некоторые фрагменты контуров ЛЖ слабо различимы.

Применение цифровой ангиографии без вычитания обусловило высокую зашумленность вентрикулограмм, исследуемых в данной работе (отношение сигнал/шум составило 6 – 12 по мощности). Следствием этого является то, что использование градиентного оператора на этапе подчеркивающего преобразования приводит в некоторых случаях к высоким значениям погрешностей при определении площади области ЛЖ и изменения этой площади после сокращения. Чтобы избежать снижения точности диагноза, в процессе анализа изображения целесообразно применять более помехоустойчивые методы. Поэтому метод работы [3] в данном разделе был модифицирован следующим образом.

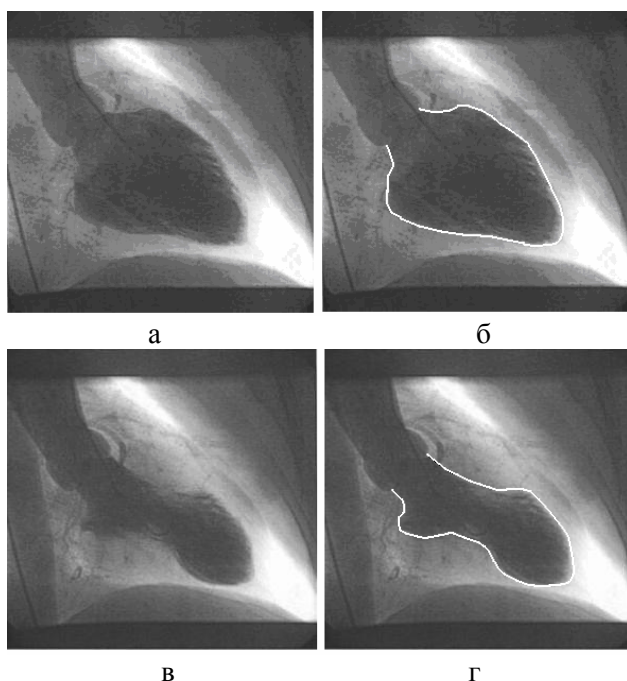


Рис. 2 – Левая венстрикулограмма в конце диастолы (а) и в конце систолы (в), контуры ЛЖ, прослеженные кардиологом (б, г)

В результате пороговой обработки изображений венстрикулограмм в конце систолы содержали темные узкие горизонтальные фрагменты длиной менее 20 пикселей в области соединения аорты с передним эндокардиумом, а также аналогичные вертикальные фрагменты в области соединения митрального клапана с аортой. Эти фрагменты удалялись при помощи фильтрации слитных групп [6]. К тому же для улучшения качества сегментации в области переднего эндокардиума для результата пороговой обработки венстрикулограммы в конце систолы проводилась дилатация с примитивом 4×4 пикселя [5].

Для повышения помехоустойчивости выделения контуров ЛЖ вместо оператора Собела в качестве подчеркивающего преобразования использовалось репагулярное вейвлет-преобразование (РВП) [4].

Это преобразование предполагает свертку функции значений интенсивности изображения с функциями

$$\psi(x, a) = |x|^{-a} \operatorname{sgn}(x)w(x, a),$$

где x – пространственная координата, a – параметр преобразования, $w(x, a)$ – функция

$$\text{окна, } w(x, a) = \begin{cases} 1, & |x|^{-a} \geq \varepsilon; \\ 0, & |x|^{-a} < \varepsilon; \end{cases} \quad \varepsilon - \text{фиксировано.}$$

При выполнении РВП в данной работе использовалась его модификация в виде свертки

с функциями $\tilde{\psi}(x, a) = \frac{1}{2^{xa}}$, позволяющая получить преимущества с точки зрения аппаратной реализации. С учетом этого аспекта РВП представлялось в виде свертки каждой строки и столбца изображения с фильтрами

$$\{g_a(n)\}_{n=0}^{2N_a} = \left\{ -\frac{1}{2^{N_a a}}, \dots, -\frac{1}{8^a}, -\frac{1}{4^a}, -\frac{1}{2^a}, -1, 1, \frac{1}{2^a}, \frac{1}{4^a}, \frac{1}{8^a}, \dots, \frac{1}{2^{N_a a}} \right\},$$

где a – параметр РВП, $2N_a$ – количество коэффициентов фильтра, которое зависит от ε и a .

Результирующий контур был получен путем взвешенного суммирования изображения $r(x, y)$, полученного в результате подчеркивающего преобразования, и изображения $f_n(x, y)$, сформированного в результате обобщения нейронной сети, по формуле

$$B(x, y) = w_w f_n(x, y) + (1 - w_w) r(x, y), \quad (1)$$

где w_w – взвешивающий коэффициент, который выбирался как $w_w = 0,5$.

Разметка точек изображения проводилась путем прослеживания контура ЛЖ по подчеркнутым перепадам значений признака сегментации. Для этого этапа, прежде всего, выбирались две точки, являющиеся началом и концом прослеживаемого контура. Далее на изображении $f_c(x, y)$, полученному по формуле (1), прослеживание контура ЛЖ выполнялось два раза: по одному разу от каждой из заданных двух точек. Контур ЛЖ от одной заданной точки до другой был получен комбинацией двух прослеженных кривых в их точке пересечения. [3].

Результаты выделения контуров ЛЖ на венстрикулограммах в конце диастолы и в конце систолы с применением оператора Собела в качестве подчеркивающего преобразования показаны на рис. 4 – 5. Контур, выделенный с использованием оператора Собела, обозначен на рис. 4 – 5 светлой линией наряду с контуром, прослеженным кардиологом (черная линия).

Контур ЛЖ, выделенные с использованием оператора Собела, практически на всем своем протяжении согласуется с контурами, прослеженными кардиологом. Однако некоторые фрагменты выделенных контуров из-за их слабой

различности отличаются от контуров, прослеженных кардиологом.

Результаты выделения контуров ЛЖ на вентрикулограммах с рис. 3 – 4 методом с использованием РВП показаны на рис. 5 – 6.

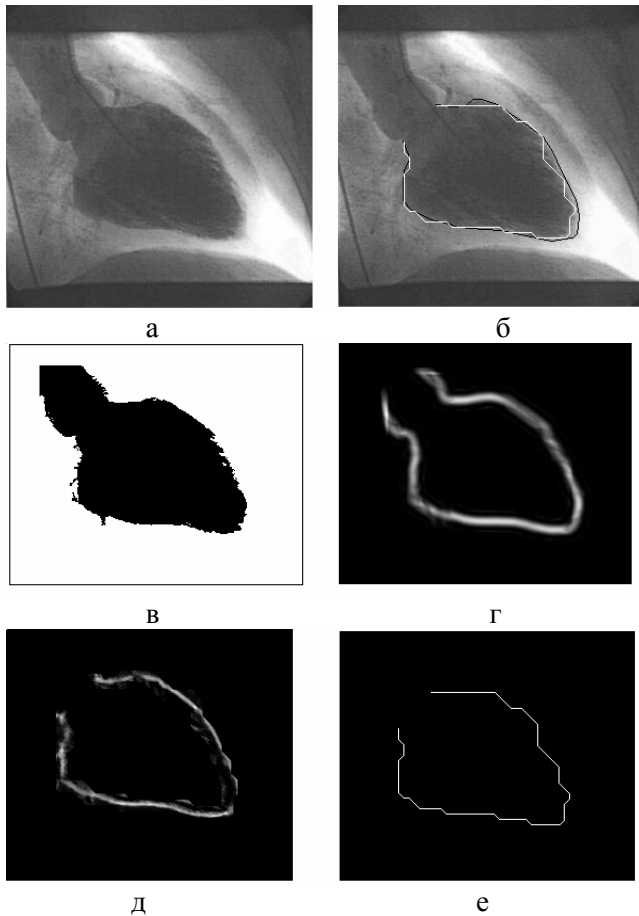


Рис. 3 – Вентрикулограмма в конце диастолы (а); контур, выделенный с использованием оператора Собела и контур, прослеженный кардиологом (б); результат пороговой обработки (в); подчеркивающего преобразования (г); этапа обобщения нейронной сети (д); разметки точек изображения (е).

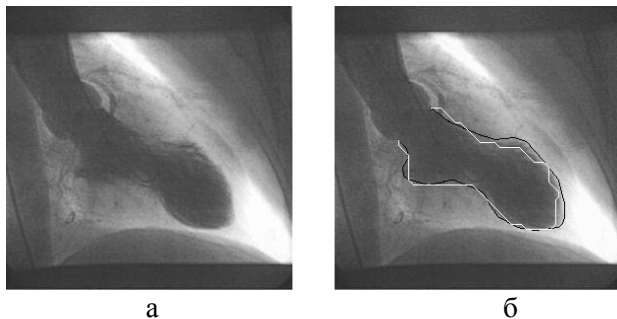


Рис. 4 – Вентрикулограмма в конце систолы (а); контур, выделенный с использованием оператора Собела и контур, прослеженный кардиологом (б).

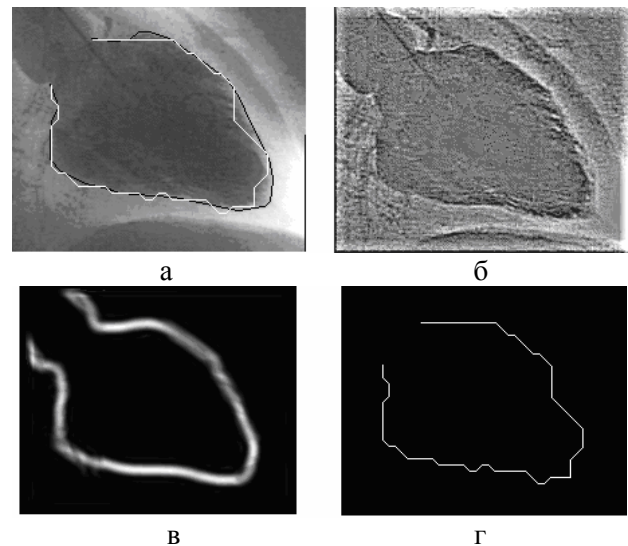


Рис. 5 – Контур, выделенный с использованием РВП, и контур, прослеженный кардиологом, на вентрикулограмме с рис. 4, а (а); результат пороговой обработки после гомоморфной фильтрации (б); подчеркивающего преобразования (в); разметки точек изображения (г)

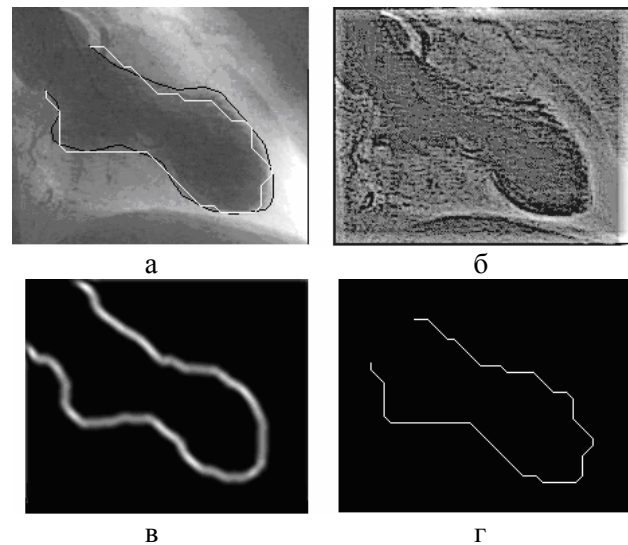


Рис. 6 – Контур, выделенный с использованием РВП, и контур, прослеженный кардиологом, на вентрикулограмме с рис. 5, а (а); результат пороговой обработки после гомоморфной фильтрации (б); подчеркивающего преобразования (в); разметки точек изображения (г)

Для изображений с рис. 6 – 7 параметр РВП a выбирался равным 1. Заметим, что контуры ЛЖ, выделенные с использованием РВП, меньше отклоняются от целевого контура на малококонтрастных участках вентрикулограмм, чем при использовании градиентного оператора.

2. АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ

Для оценки качества работы метода выделения контуров ЛЖ полученный контур замыкался путем соединения первоначально заданных двух точек. Далее определялись следующие области: R_p – область в пределах контура, выделенного автоматизированным методом, и R_D – область в пределах контура, прослеженного кардиологом. Для этих множеств вычислялись характеристические функции:

$$a_p(x, y) = \begin{cases} 1, & (x, y) \in R_p, \\ 0, & (x, y) \in \Omega \setminus R_p; \end{cases} \quad \text{и}$$

$$a_D(x, y) = \begin{cases} 1, & (x, y) \in R_D, \\ 0, & (x, y) \in \Omega \setminus R_D; \end{cases}$$

где Ω – область определения изображения вентрикулограммы.

Количественная оценка различия между контуром, выделенным автоматизированным методом и контуром, прослеженным кардиологом, аналогично [3] определялась путем вычисления погрешности

$$E_c = \frac{\sum_{(x,y) \in \Omega} a_p(x, y) \oplus a_D(x, y)}{\sum_{(x,y) \in \Omega} a_D(x, y)}, \quad (2)$$

где \oplus обозначает исключающее логическое ИЛИ.

В клинической практике для вычисления гемодинамических показателей нарушений ритмической активности сердца необходимо рассчитать площадь области изображения вентрикулограммы внутри выделенного контура ЛЖ. Соответствующая погрешность

$$E_A = \frac{\left| \sum_{(x,y) \in \Omega} a_D(x, y) - \sum_{(x,y) \in \Omega} a_p(x, y) \right|}{\sum_{(x,y) \in \Omega} a_D(x, y)}. \quad (3)$$

Площадь области вентрикулограммы внутри контура ЛЖ используется для вычисления объема ЛЖ и изменения объема ЛЖ после сокращения. Погрешность измерения изменения объема ЛЖ после сокращения

$$EFD = |EF_D - EF_p|,$$

где EF_D, EF_p – изменение площади области вентрикулограммы внутри контура ЛЖ, прослеженного кардиологом и выделенного автоматизированным методом соответственно.

Результаты выделения контуров ЛЖ, приведенные в табл. 1, усреднялись по 56 вентрикулограммам. В случае применения РВП средняя погрешность выделения контура и области внутри контура для вентрикулограмм в конце диастолы составляла 7,05% и 4,31% соответственно ($a=0,5$). Это означает, что применение РВП при $a=0,5$ позволило по сравнению с использованием оператора Собела снизить E_a на 0,16%, однако при этом наблюдалась увеличение E_c на 0,18%. Аналогичные погрешности для вентрикулограмм в конце систолы – 13,19% и 6,64% ($a=0,25$). Применение РВП при $a=0,25$ по сравнению с оператором Собела снизило E_c на 0,9%, E_a на 1,35%. Увеличение погрешностей E_c и E_a при выделении контуров ЛЖ на вентрикулограммах в конце систолы обусловлено тем, что в этом случае площадь ЛЖ на изображении относительно мала и представляет собой знаменатель в формулах (2), (3). Погрешность EFD измерения объема ЛЖ после сокращения в результате применения РВП с $a=1$ составляла 0,75%, что на 0,5% ниже чем при использовании оператора Собела.

Значения погрешностей E_c, E_a и EFD при выделении контуров ЛЖ с использованием РВП зависят от параметра a (см. табл. 1). Увеличение a приводит к снижению EFD , а также снижению E_c, E_a для вентрикулограмм в конце диастолы. Для вентрикулограмм в конце систолы погрешности E_c, E_a уменьшаются при убывании a .

Известно [7], что при значениях a , близких к 2, РВП осуществляет численное дифференцирование изображения и по своим результатам сходно с результатом применения градиентного оператора. Следовательно, для вычисления гемодинамических показателей, на значения которых влияет EFD , а также E_c, E_a в конце систолы, целесообразно выделение контуров ЛЖ проводить с использованием РВП на больших a . Если на значения гемодинамических показателей влияют погрешности E_c, E_a в конце диастолы, то при выделении контуров ЛЖ на вентрикулограмме лучше использовать РВП при малых a . Таким образом, применение РВП позволяет путем варьирования параметра a снизить как

погрешности выделения контура ЛЖ выделения области внутри контура, так и погрешность измерения изменения объема ЛЖ после сокращения.

Таблица 1. Результаты выделения контуров ЛЖ на венстрикулограммах автоматизированным методом по сравнению с контурами, прослеженными кардиологом

Метод с применением оператора Собела					
Погрешность	В конце диастолы		В конце систолы		EFD, %
	$E_c, %$	$E_a, %$	$E_c, %$	$E_a, %$	
Среднее значение	6,87	4,47	14,09	7,99	1,24
Стандартное отклонение	3,36	2,36	2,44	2,13	1,83
Метод с применением РВП, $a=1$					
Погрешность	В конце диастолы		В конце систолы		EFD, %
	$E_c, %$	$E_a, %$	$E_c, %$	$E_a, %$	
Среднее значение	7,21	4,52	13,83	7,70	0,75
Стандартное отклонение	3,89	2,12	2,92	2,07	1,35
Метод с применением РВП, $a=0,5$					
Погрешность	В конце диастолы		В конце систолы		EFD, %
	$E_c, %$	$E_a, %$	$E_c, %$	$E_a, %$	
Среднее значение	7,05	4,31	13,11	6,88	1,14
Стандартное отклонение	4,13	2,57	2,38	2,54	1,19
Метод с применением РВП, $a=0,25$					
Погрешность	В конце диастолы		В конце систолы		EFD, %
	$E_c, %$	$E_a, %$	$E_c, %$	$E_a, %$	
Среднее значение	7,05	4,31	13,19	6,64	2,35
Стандартное отклонение	4,58	2,82	2,12	2,35	1,34

Заметим, что погрешности EFD и E_a выделения контуров ЛЖ автоматизированным методом по сравнению с контурами, прослеженными кардиологом, не превышают допустимые для данной задачи значения.

В работе [8] определялась средняя погрешность результатов прослеживания контура разными кардиологами. Согласно этой

работе средняя погрешность определения области ЛЖ E_a для венстрикулограмм в конце диастолы и в конце систолы составила 7,3% и 15,2% соответственно. Средняя погрешность EFD при определении изменения площади области ЛЖ после сокращения составила 7,0%. При выделении контуров ЛЖ автоматизированным методом с использованием градиентного оператора или РВП E_a и EFD были меньше (см. табл. 1).

Для того чтобы проанализировать качество выделения контуров ЛЖ в зависимости от вида подчеркивающего преобразования прослеживание контуров выполнялось непосредственно для результата подчеркивающего преобразования без его взвешенного суммирования с результатом обобщения нейронной сети (т. е. взвешивающий коэффициент $w_w = 0$ в формуле (1)). Результаты выделения контуров ЛЖ показаны в табл. 2. Согласно этой таблице применение РВП при $a=1$ позволило по сравнению с оператором Собела снизить E_a на 0,4% для изображений в конце диастолы. Однако при этом наблюдалось увеличение E_c на 0,34%. Для венстрикулограмм в конце систолы применение РВП при $a=0,25$ по сравнению с оператором Собела снизило E_c на 0,78%, E_a на 1,62%. Погрешность EFD в результате применения РВП с $a=1$ была снижена на 0,38% по сравнению с использованием оператора Собела.

3. ВЫВОДЫ

Таким образом, применение репагулярного вейвлет-преобразования в качестве подчеркивающего преобразования для выделения контура левого желудочка на венстрикулограммах методом на основе многослойной нейронной сети предпочтительнее градиентных операторов. Оценены характеристики репагулярного вейвлет-преобразования при выделении контуров левого желудочка на венстрикулограммах в конце диастолы и в конце систолы. В результате экспериментов было показано, что метод с применением репагулярного вейвлет-преобразования способен выделять слабо различимые контуры, соответствующие контурам, прослеженным кардиологом, что повышает достоверность диагноза.

В качестве направления дальнейших исследований предполагается использовать репагулярное вейвлет-преобразование в моделях деформации контура при выделении контуров левого желудочка на венстрикулограммах.

Таблица 2. Результаты выделения контуров ЛЖ на вентрикулограммах автоматизированным методом без использования нейронной сети по сравнению с контурами, прослеженными кардиологом

Метод с применением оператора Собела					
Погрешность	В конце диастолы		В конце систолы		EFD, %
	$E_c, \%$	$E_a, \%$	$E_c, \%$	$E_a, \%$	
Среднее значение	8,89	7,01	16,71	10,27	1,30
Стандартное отклонение	4,10	4,27	1,59	2,40	1,05
Метод с применением РВП, $\alpha=1$					
Погрешность	В конце диастолы		В конце систолы		EFD, %
	$E_c, \%$	$E_a, \%$	$E_c, \%$	$E_a, \%$	
Среднее значение	9,23	6,62	16,69	9,31	0,92
Стандартное отклонение	4,40	5,26	0,77	2,39	1,02
Метод с применением РВП, $\alpha=0,5$					
Погрешность	В конце диастолы		В конце систолы		EFD, %
	$E_c, \%$	$E_a, \%$	$E_c, \%$	$E_a, \%$	
Среднее значение	9,13	6,82	16,10	8,70	1,19
Стандартное отклонение	4,47	5,12	1,32	1,62	1,87
Метод с применением РВП, $\alpha=0,25$					
Погрешность	В конце диастолы		В конце систолы		EFD, %
	$E_c, \%$	$E_a, \%$	$E_c, \%$	$E_a, \%$	
Среднее значение	9,28	6,97	15,93	8,65	2,54
Стандартное отклонение	4,32	5,11	2,09	1,92	2,02

4. СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

[1] Н. Н. Крюков, Е. Н. Николаевский, В. П. Поляков. *Ишемическая болезнь сердца (современные аспекты клиники, диагностики, лечения, профилактики, медицинской реабилитации, экспертизы)*. Самара, 2010. 651 с.

[2] A. Bravo, M. Vera, R. Medina. Edge detection in ventriculograms using support vector machine classifiers and deformable models, *Lecture Notes in Computer Science* 4756 (2007). pp. 793-802.

[3] K. Suzuki, I. Horiba, N. Sugie, M. Nanki. Extraction of left ventricular contours from left ventriculograms by means of a neural edge detector, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23(3) 2004. pp. 330-339.

[4] M.V. Polyakova, V.N. Krylov. Classification of methods of the signal semantic wavelet transform for image contour segmentation, *Computing* 7(1) (2008). pp. 51-57.

[5] Р. Гонсалес, Р. Вудс. *Цифровая обработка изображений*. Москва, 2005. 1072 с.

[6] В. О. Давыдов. *Автоматизация технологического процесса регистрации номеров при управлении транспортными потоками*: Дис. на соискание науч. ст. к.т.н. / Науч. рук. М. В. Максимов. Одесса, 2004. 155 с.

[7] М. В. Полякова, В. Н. Крылов, Н. А. Гуляева. Контурная сегментация изображений с помощью репагулярного вейвлет-преобразования в пространстве обобщенных функций. *Электроника и связь* 6 (2007). с. 26-31.

[8] P. F. Cohn, J. A. Levin, G. A. Bergeron, R. Gorlin. Reproducibility of the angiographic left ventricular ejection fraction in patients with coronary artery disease. *Amer. Heart J.* 88 (1974). pp. 713-720.



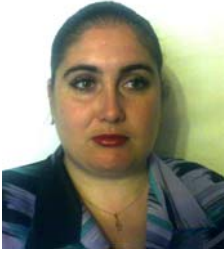
Полякова Марина Вячеславовна – специалист (1994), прикладная математика, Одесский государственный университет, к.т.н. (2004), автоматизированные системы управления и прогрессивные информационные технологии, доцент кафедры “Прикладная математика и информационные технологии в бизнесе” (2006), Одесский национальный политехнический университет.

Научные интересы: вейвлет-анализ, фракталы, теория обобщенных функций, функциональный анализ.



Крылов Виктор Николаевич – специалист (1978), радиотехника, Одесский политехнический институт, к.т.н. (1986), радиотехнические и телевизионные системы и устройства, д.т.н. (2003), автоматизированные системы управления и прогрессивные информационные технологии, профессор кафедры “Прикладная математика и информационные технологии в бизнесе” (2005), Одесский национальный политехнический университет.

Научные интересы: цифровая обработка изображений, распознавание образов.



Гуляева Наталья Анатольевна – специалист (1995), прикладная математика, Одесский государственный университет, старший преподаватель кафедры “Прикладная математика и информационные технологии в бизнесе” (2009), Одесский национальный политехнический университет.

Научные интересы: цифровая обработка изображений, распознавание образов.



Прущак Татьяна Владимировна – специалист (2007), информационно-измерительные системы, Одесский национальный политехнический университет, инженер (2007), Одесский национальный политехнический университет.

Научные интересы: цифровая обработка изображений, распознавание образов.



AUTOMATED SYSTEM OF ANALYSIS AND RECOGNITION OF VENTRICULOGRAMS ON THE BASE OF REPAGULAR WAVELET TRANSFORM

Marina Polyakova, Victor Krylov, Natalia Gulyaeva, Tatyana Pruschak

Odessa national polytechnic university,
 prospect Shevchenko, 1, Odessa, 65044, Ukraine,
 marina_polyakova@rambler.ru

Abstract: *The method of the extraction of the left ventricle contours is developed for ventriculograms which obtained by radiological research of heart with the angiographic system. The proposed method includes the underlining of left ventricle contours through the repagular wavelet transform, that allows to reduce the error of detection of the edge and the area of left ventricle.*

Keywords: *edge detection, wavelet transform, left ventriculogram*

In coronaroangiography, as a rule, the left ventriculography is included. Left ventriculogram allows to estimate the systole function of the left ventricle (LV) with gemodynamical indexes (end-systole and end-diastole volume of LV, cardiac index, shock index and other) [1].

For the calculation of gemodynamical indexes the LV contours is extracted on images in one of projections at the end-systole and at the end-diastole.

The results of this procedure influence on the error of evaluation of diagnostic parameters and, consequently, determine accuracy of diagnosis. Notice that intensity of pixels of representing ventriculogram within the limits of LV is heterogeneous, some parts of the LV contours of the left ventricles are very subtle. Therefore during the automated extraction of LV contours the experience of cardiologist must be taken into account, especially at processing of different areas of ventriculogram. In [2] for the extraction of LV contours a method including the followings stages is used:

- extraction of LV contours on ventriculogram by a neural network, that allows to take into account the experience of cardiologist;
- extraction of LV contours on ventriculogram with the use of the underlining transform, that provides robust segmentation;
- applying to the results of two previous stages of contour-extraction method the contour-tracing of image.

The gray-scale ventriculograms researched in this work were obtained with the method of digital

angiography without subtraction because of what ventriculograms were highly noised (a signal/noise ratio was 6 – 12 on power). The use of gradient operator on the stage of underlining transform resulted sometimes to the high values of the LV area error and the high difference in ejection fractions.

For the increase of robustness of extraction of LV contours on the place of the Sobel operator as underlining transform the repagular wavelet transform was used (RWT) [3].

This transform executes the convolution of image intensity function with functions

$$\psi(x, a) = |x|^{-a} \operatorname{sgn}(x)w(x, a),$$

where x is a spatial co-ordinate, and a is a parameter of transform, $w(x, a)$ is a function of window,

$$w(x, a) = \begin{cases} 1, & |x|^{-a} \geq \varepsilon; \\ 0, & |x|^{-a} < \varepsilon; \end{cases} \quad \varepsilon \text{ is fixed constant.}$$

A resulting contour was obtained by the weighing of image $r(x, y)$ obtained as a result of underlining transform, and image $f_n(x, y)$ obtained from neural network with a formula

$$B(x, y) = w_w f_n(x, y) + (1 - w_w)r(x, y), \quad (1)$$

where w_w is a weighing factor which was set as $w_w = 0,5$.

The contour-tracing of LV is executed on the underlined image edges.

Results of the LV contours extraction on ventriculogram with the use of RWT presented on a fig. 1.

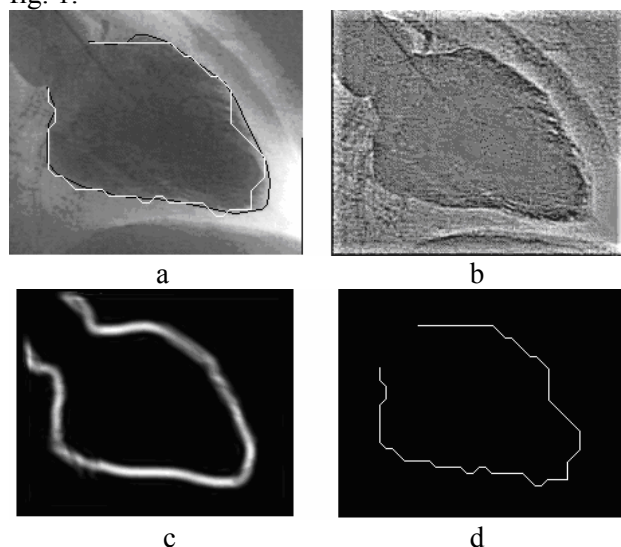


Fig. 1 – Contour extracted with the RWT, and contour traced by a cardiologist on ventriculogram at the end-diastole (a); result of thresholding after gomomorphic filtering (b); underlining transform (c); contour-tracing of image (d)

For the image from the fig. 1, a the parameter of RWT a was equal 1. The contours of LV extracted with the RWT less deviate from a manually traced contour at the detecting the subjective edges what at the use of gradient operator.

In the case of application of RWT the mean contour error and the area error for ventriculogram at the end-diastole was 7,05% and 4,31% accordingly ($a=0,5$). It means that application of RWT at $a=0,5$ allowed as compared to the use of Sobel operator to reduce the area error on 0,16%, however here observed increasing the contour error on 0,18%. Similar errors for ventriculogram at the end-of systole are 13,19% and 6,64% respectively ($a=0,25$). Application of the RWT at $a=0,25$ as compared to the Sobel operator reduced the contour error on 0,9% and the area error on 1,35%. The errors for left ventriculograms at end-systole were relatively large, because the area of the left ventricle at the end-systole was relatively small. The difference in ejection fractions as a result of application of the RWT with $a=1$ was 0,75% that on 0,5% smaller what at the use of the Sobel operator.

The contour error, the area error, and the difference in ejection fractions for the LV contours extracted with the RWT depend on the parameter a . Increasing of the parameter a results in the decreasing of the difference in ejection fractions. The contour error and the area error for ventriculogram at the end-diastole also decrease. For

ventriculogram at the end-systole the contour error and the area error diminish at the decreasing of the a .

It is known [3] that at the a near by 2, RWT is equivalent to the numeral differentiation of image and the RWT result in this case similarly with the result of gradient operator. Consequently, for the LV contours extraction is expedient to use the RWT with large a if its result is applied for the calculation of gemodynamical indexes which are influenced with the difference in ejection fractions, and also the contour and area error at the end-systole. If the contour error and the area error at the end-diastole influence on the values of gemodynamical indexes then for the LV contours extraction it is better to use the RWT with small a . Thus, application of RWT allows by varying of parameter a to reduce both the errors of the LV contours extraction and the difference in ejection fractions that increases the diagnosis quality.

In order that to analyse quality of LV contours extraction depending on the type of underlining transform tracing of contours was executed directly for the result of underlining transform without its weighting with the result of neural network (i.e. a weighing factor $w_w = 0$ in a formula (1)).

Application of RWT at $a=1$ allowed as compared to the Sobel operator to reduce the are error on 0,4% for images at the end-diastole. However the contour error was increase on 0,34%. For ventriculograms at the end-systole application of RWT at $a=0,25$ as compared to the Sobel operator reduced the contour error on 0,78%, and the area error on 1,62%. The difference in ejection fractions as a result of application of RWT with $a=1$ was diminished on 0,38% as compared to the use of the Sobel operator.

Thus the application of RWT as underlining transform for the LV contours extraction on ventriculograms preferably gradient operators for the method on the basis of multi-layered neural network.

REFERENCES

- [1] N. N. Kryukov, E. N. Nikolaevskiy, V. P. Polyakov. *Ischemic heart disease (modern aspects of clinic, diagnostics, treatment, prophylaxis, medical rehabilitation, examination)*. Samara, 2010. 651 p.
- [2] K. Suzuki, I. Horiba, N. Sugie, M. Nanki. Extraction of left ventricular contours from left ventriculograms by means of a neural edge detector, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23(3) (2004). pp. 330-339.
- [3] M. V. Polyakova, V. N. Krylov. Classification of methods of the signal semantic wavelet transform for image contour segmentation, *Computing* 7(1) (2008). pp. 51-57.