



## ВЫДЕЛЕНИЕ КОНТУРОВ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА НА ВЕНТРИКУЛОГРАММЕ С РАЗМЕТКОЙ ТОЧЕК ИЗОБРАЖЕНИЯ МЕТОДОМ АКТИВНЫХ КОНТУРОВ

**Марина Полякова**

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 и разметку точек изображения с использованием активных контуров. Это позволяет снизить ошибку выделения контура и области левого желудочка.

**Ключевые слова:** вейвлет-преобразование, левая вентрикулограмма, метод активных контуров.

## EXTRACTION OF LEFT VENTRICULAR CONTOURS FROM VENTRICULOGRAMS WITH LABELING OF IMAGE PIXELS BY ACTIVE CONTOURS

**Marina Polyakova**

Odessa National Polytechnic University,  
1, Shevchenko avenue, Odessa, 65044, Ukraine,  
marina\_polyakova@rambler.ru

**Abstract:** The method of the extraction of left ventricular contours is developed for ventriculograms which obtained by radiological research of heart with the angiographic system. The proposed method includes the underlining of left ventricular contours through the repagular wavelet transform and labeling the pixels of image by active contours that reduced the error of detection of the edge and the area of left ventricle.

**Keywords:** wavelet transform, left ventriculogram, active contours.

### 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].

Для расчета гемодинамических показателей проводится выделение контуров левого желудочка (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. Особенность ангиографических изображений в том, что улучшение качества выделения контуров ЛЖ даже на несколько процентов может значительно повысить достоверность диагноза.

Перспективным подходом к улучшению качества выделения контуров ЛЖ является применение для решения этой задачи методов активных контуров [2] и разработанного автором репагулярного вейвлет-преобразования (ВП) [3]. Поэтому целью работы является разработка и исследование метода выделения контуров ЛЖ с использованием метода активных контуров и репагулярного ВП для повышения качества этой процедуры в автоматизированной системе анализа и распознавания венстрикулограмм.

## 1. АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩИХ МЕТОДОВ ВЫДЕЛЕНИЯ КОНТУРОВ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА НА ВЕНТРИКУЛОГРАММАХ

При выполнении коронароангиографии, как правило, проводят левую венстрикулографию. Эта процедура позволяет провести количественную оценку органических и функциональных нарушений ЛЖ сердца. Оценка нарушений региональной сократимости ЛЖ проводится 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 венстрикулограмма 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].

Заметим, что интенсивность пикселей изображения венстрикулограммы 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 венстрикулограммы. Поэтому методы выделения

контуров ЛЖ на венстрикулограммах, известные из литературы, в большинстве основаны на классификации с обучением. Так, согласно классификационному методу сегментации венстрикулограмм, 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 [4] для выделения контура ЛЖ используется метод, включающий следующие этапы (рис. 1):

- выделение контуров ЛЖ на венстрикулограмме с помощью нейронной сети, что позволяет учесть знания врача-диагноста;
- выделение контуров ЛЖ на венстрикулограмме 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 венстрикулограмм, что положительно повлияло на достоверность диагноза. Однако авторы работы [4] в качестве подчеркивающего преобразования использовали градиентный оператор Собела, имеющий низкую помехоустойчивость. Поэтому в работе [3] для достоверности диагноза была улучшена помехоустойчивость метода выделения контуров ЛЖ путем применения в качестве подчеркивающего преобразования репагулярного ВП.

Заметим, что в [3, 4] разметка точек изображения проводилась путем прослеживания контура ЛЖ по подчеркнутым перепадам значений признака сегментации. Результирующий контур не являлся гладким и характеризовался высокой погрешностью определения координат для точек перепадов интенсивности. Известно, что гладкое решение задачи контурной сегментации изображений позволяют получить методы активных контуров [5, 6, 7], применяемые для разметки точек изображения. Основными сложностями использования этих методов являются выбор начального приближения контура, обработка вогнутых фрагментов контура, помехоустойчивость и высокий уровень вычислительных затрат.



Рис. 1 – Функциональная схема метода выделения контуров ЛЖ на вентрикулограмме

Согласно методу активных контуров в процессе сегментации изображений минимизируется энергетический функционал, состоящий обычно из 2-х слагаемых: внутренней энергии, обеспечивающей гладкость контура и внешней энергии, направляющей эластичный контур к границам объекта на изображении.

В [5] определена внешняя сила для методов активных контуров, получившая название градиентный векторный поток, которая устраняет два ключевых недостатка этой группы методов – охватывает большую область контура изображения за счет диффузии векторов градиента при подчеркивании контура и способна обрабатывать вогнутые фрагменты контура. Другая внешняя сила, определенная для методов активных контуров через свертку векторных полей (СВП), не только обладает преимуществами градиентного векторного потока, но и помехоустойчива, имеет меньшую вычислительную сложность [6]. Эта внешняя сила вычисляется путем свертки результата подчеркивающего преобразования изображения с векторным полем.

Для изображений иерархической структуры, содержащих объекты разного масштаба, метод активных контуров был модифицирован следующим образом [7]. Выполнялось

масштабно-пространственное представление изображения. Метод активных контуров запускался сначала для выделения контуров объекта на представлении изображения с большим масштабом. Полученный результат помехоустойчивый, т. к. использование представления изображения с большим масштабом позволяет подавить шум и сгладить мелкие детали изображения. Этот результат использовался при следующем запуске метода активных контуров на представлении изображения с малым масштабом. Последнее позволяет уточнить границы объекта, полученные при предыдущем запуске метода активных контуров и снизить погрешность определения координат для точек перепадов интенсивности.

Хотя изображение вентрикулограммы имеет иерархическую структуру (ЛЖ содержит направляющий провод и катетер, наблюдается также распространение контрастного вещества), использование метода работы [7] затруднено слабой контрастностью участков изображения. Поэтому в данной работе разработан комбинированный метод выделения контуров ЛЖ на вентрикулограмме, позволяющий уменьшить погрешность определения координат для точек границ однородных областей. В основу

разработанного метода положен метод работы [4] (см. рис. 1). Однако на этапе разметки точек изображения вместо процедуры прослеживания предлагается применять метод активных контуров с использованием СВП. Далее излагаются основные положения этого метода и приводится определение СВП.

## 2. МЕТОД АКТИВНЫХ КОНТУРОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ СВЕРТКИ ВЕКТОРНЫХ ПОЛЕЙ

Активный контур на плоскости представляется параметрической кривой  $v(s) = [x(s), y(s)]^T$ ,  $s \in [0, 1]$ , которая деформируется на изображении в результате минимизации энергетического функционала [5, 6, 7]

$$E_{ac} = \int_0^1 \left( \frac{1}{2} (\alpha |v'(s)|^2 + \beta |v''(s)|^2) + E_{ext}(v(s)) \right) ds, \quad (1)$$

где  $\alpha, \beta$  – весовые коэффициенты, регулирующие гладкость и упругость контура соответственно;  $v'(s), v''(s)$  – 1-я и 2-я производные  $v(s)$  по  $s$ .

$E_{ext}(v(s))$  – внешняя энергия параметрической кривой  $v(s)$ , принимающая на контурах малые значения [5]. В [5] внешняя энергия для полутонового изображения  $I(x, y)$  определяется как  $E_{ext}(v(s)) = -|\nabla I(x, y)|^2$ , где  $\nabla$  – оператор градиента.

Согласно необходимому условию минимизации функционала (1) в точке минимума контур изображения удовлетворяет уравнению Эйлера – Лагранжа

$$\alpha v''(s) - \beta v''''(s) - \nabla E_{ext}(v(s)) = 0, \quad (2)$$

которое может рассматриваться как уравнение баланса сил

$$f_{int}(v(s)) + f_{ext}(v(s)) = 0,$$

где  $f_{int}(v(s)) = \alpha v''(s) - \beta v''''(s)$  – внутренняя сила, определяющая гладкость и упругость контура;  $f_{ext}(v(s)) = -\nabla E_{ext}(v(s))$  – внешняя сила, которая направляет контур к границам объекта на изображении. Решение (2) представляет собой решение уравнения градиентного спуска

$$\frac{\partial v(s, t)}{\partial t} = \alpha v''(s, t) - \beta v''''(s, t) - f_{ext}(v(s, t)), \quad (3)$$

где  $v(s)$  рассматривается еще и как функция времени  $t$ , а начальное приближения обозначается как  $v(s, 0)$ .

Численное решение (3) на дискретной решетке значений  $s$  получают методом конечных разностей [8]. Для этого непрерывный контур  $v(s), s \in [0, 1]$ , дискретизируют и представляют множеством  $M$  дискретных точек  $v_i, i \in \{0, 1, \dots, M-1\}$ , – элементов контура. Деформация контура в матричной форме проводится по формуле

$$(I + \tau A)V^{t+1} = V^t + \tau F^t, \quad (4)$$

где  $I$  – единичная  $M \times M$  матрица,  $\tau$  – параметр шага итерации  $V^t = [v_0^t, v_1^t, \dots, v_{M-1}^t]^T$ ,  $F^t = [f_{ext}(v_0^t), f_{ext}(v_1^t), \dots, f_{ext}(v_{M-1}^t)]^T$  – матрицы  $M \times 2$ , представляющие координаты значений элементов активного контура и внешней силы в момент времени  $t$  соответственно.  $A$  – матрица  $M \times M$ , циклическая, пентадиагональная, которая используется для вычисления значений внутренней силы. Для вычисления  $V^{t+1}$  в (4) можно использовать разложение Холесского [9].

При использовании СВП для метода активных контуров определяется ядро векторного поля  $k(x, y) = (u_k(x, y), v_k(x, y))$ . Все вектора этого ядра направлены к центру ядра и вычисления проводятся по формуле

$$k(x, y) = m(x, y)n(x, y),$$

где  $m(x, y)$  – величина вектора в точке  $(x, y)$ ,  $n(x, y)$  – единичный вектор, направленный к центру ядра в точке  $(0, 0)$ :

$$n(x, y) = (-x/r, -y/r),$$

причем  $n(0, 0) = (0, 0)$ ,  $r = \sqrt{x^2 + y^2}$  – расстояние до центра ядра. Если центр ядра размещен над точкой контура изображения, то свободная частица, помещенная в область ядра, будет двигаться по направлению к его центру.

Внешняя сила  $f_{vc}(x, y) = (u_{vc}(x, y), v_{vc}(x, y))$  вычисляется путем свертки ядра векторного поля  $k(x, y)$  и изображения с подчеркнутыми контурами  $f(x, y)$ , полученного в результате подчеркивающего преобразования изображения  $I(x, y)$ :

$$f_{vc}(x, y) = f(x, y) * k(x, y) = (f(x, y) * u_k(x, y), f(x, y) * v_k(x, y)),$$

Т. к. значения  $f(x, y)$  неотрицательные и возрастают по мере приближения к контуру изображения, контуры имеют больший вес при определении величины СВП по сравнению с областями однородной интенсивности. Следовательно, внешняя сила, определяемая путем СВП, притягивает свободные частицы к контурам изображения.

СВП зависит от величины ядра векторного поля  $m(x, y)$ . Значения  $m(x, y)$  положительны, при

удалении от контуров изображения убывают и зависят от расстояния до центра ядра, например,

$$m(x, y) = (r + \varepsilon)^{-\gamma},$$

где  $\gamma$  – положительный параметр, контролирующий скорость убывания  $m(x, y)$  при удалении от контура изображения,  $\varepsilon$  – малая положительная константа, позволяющая избежать деления на нуль [6].

При численной реализации СВП ядро векторного поля представляется матрицей дискретных чисел  $K = \{k(x, y); x, y = -R, \dots, -1, 0, 1, \dots, R\}$ , где  $R$  – заданный радиус ядра (рис. 2). Для вычисления СВП выполняется дискретная свертка подчеркнутого изображения с матрицей  $K$  в области преобразования Фурье [6]. Вектор внешней силы масштабируется к единичному вектору для того, чтобы контур изображения обрабатывался с постоянной скоростью, если шаг  $\tau$  в (4) постоянный [6].

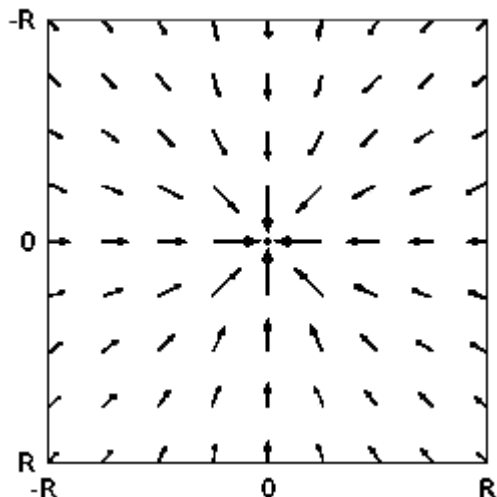


Рис. 2 – Пример дискретного ядра векторного поля с  $R = 4$

Метод активных контуров с применением СВП используется в данной работе для разметки точек венстрикулограмм в модификации, предложенной в работе [7]. Модифицированный таким образом метод активных контуров далее будем называть многошаговым согласно терминологии [10], т. к. решение исходной задачи этим методом получается путем решения нескольких оптимизационных подзадач.

### 3. МЕТОД ВЫДЕЛЕНИЯ КОНТУРОВ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА С РАЗМЕТКОЙ ТОЧЕК ВЕНТРИКУЛОГРАММЫ МЕТОДОМ АКТИВНЫХ КОНТУРОВ

Полутоновые изображения венстрикулограмм размера 512x512 пикселей были получены методом цифровой ангиографии без вычитания,

поэтому кроме ЛЖ, на них были отображены соседние органы, например, ребра. На рис. 3 показаны венстрикулограмма в конце диастолы в 30° правой косо́й проекции (рис. 3, а) и венстрикулограмма в конце систолы (рис. 3, в). Очевидно, что некоторые фрагменты контуров ЛЖ слабо различимы.

Применение цифровой ангиографии без вычитания обусловило высокую зашумленность венстрикулограмм, исследуемых в данной работе (отношение сигнал/шум составило 31 – 52 по мощности).

В основу метода выделения контуров ЛЖ на венстрикулограммах, разрабатываемого и исследуемого в данной работе, была взята функциональная схема с рис. 1. На этапе подчеркивающего преобразования согласно исследованиям, проведенным в [4] использовалось репагулярное ВП с параметром  $\alpha = 0,25$ .

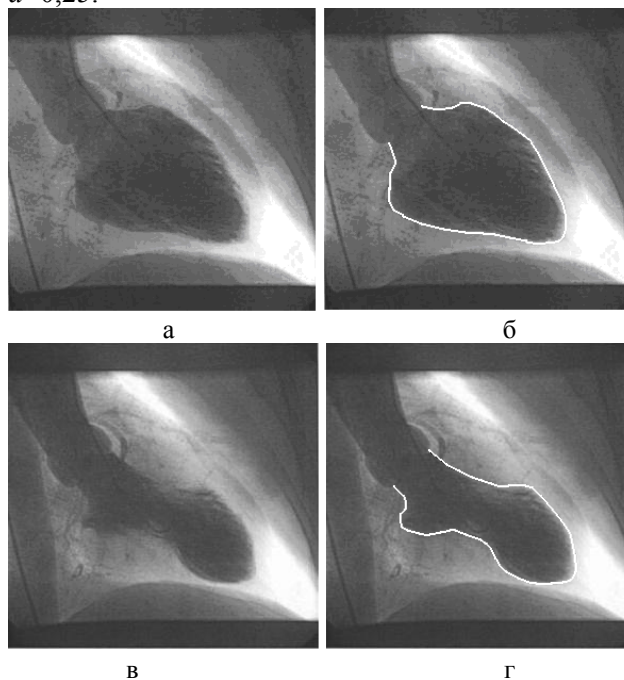


Рис. 3 – Левая венстрикулограмма в конце диастолы (а) и в конце систолы (в), контуры ЛЖ, прослеженные кардиологом (б, г)

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 репагулярного ВП 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 репагулярное ВП 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 репагулярного ВП,  $2N_a$  – количество коэффициентов фильтра, которое зависит от  $\varepsilon$  и  $a$ .

Использование репагулярного ВП позволяет выбрать соответствующий целям обработки уровень масштабно-пространственного представления изображения и обеспечивает необходимую помехоустойчивость и допустимую погрешность результата сегментации.

Многошаговый метод активных контуров с использованием СВП, применяемый при разметке точек изображения при выделении контуров ЛЖ на вентрикулограмме реализуется в 2 этапа.

Подчеркнутое изображение было получено 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 [4]

$$B(x, y) = w_w f_n(x, y) + (1 - w_w) r(x, y), \quad (5)$$

где  $w_w$  – взвешивающий коэффициент, который выбирался как  $w_w = 0,3$  для вентрикулограмм в конце диастолы и  $w_w = 0,6$  для вентрикулограмм в конце систолы.

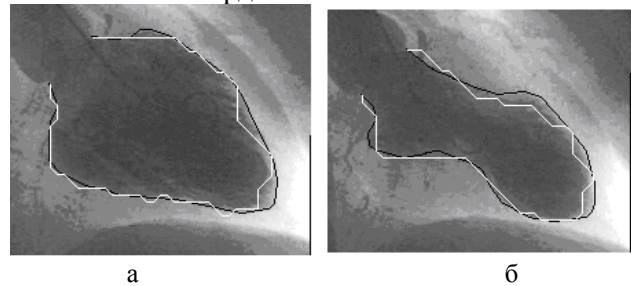
Затем для начального приближения контура в виде окружности запускался метод активных контуров с использованием СВП, для которого  $R=1, \gamma=0, \varepsilon=0$ . Такой выбор параметров приводит к частному случаю СВП – градиентному векторному потоку, использование которого целесообразно на данном этапе, т. к. подчеркнутое изображение, полученное по формуле (5) не является зашумленным и, следовательно, этот метод позволяет выделить контур ЛЖ с низкой погрешностью определения координат для точек границ объекта.

На втором этапе многошагового метода активных контуров с использованием СВП для выделения контуров ЛЖ на вентрикулограмме результирующий контур, полученный на первом этапе метода, уточняется. Для этого выполняется подчеркивание результата гомоморфной фильтрации исходного изображения с помощью репагулярного ВП. Параметр репагулярного ВП  $a$  на данном этапе выбирался равным 1 для вентрикулограмм в конце диастолы и 0,25 – для вентрикулограмм в конце систолы.

Далее запускался метод активных контуров с использованием СВП, однако уже с параметрами  $R=32; \gamma=2,2; \varepsilon=10^{-8}$ . В качестве начального приближения контура на этом этапе использовался результирующий контур первого этапа метода выделения контуров ЛЖ на вентрикулограмме. К полученному на втором этапе метода контуру ЛЖ применялась морфологическая операция замыкания для того, чтобы сгладить мелкие дефекты [11].

Результаты выделения контуров ЛЖ на вентрикулограммах в конце диастолы и в конце систолы методом работы [3] с применением репагулярного ВП в качестве подчеркивающего преобразования показаны на рис. 4. Контур, выделенный с использованием репагулярного ВП, обозначен на рис. 4 светлой линией наряду с контуром, прослеженным кардиологом (черная линия).

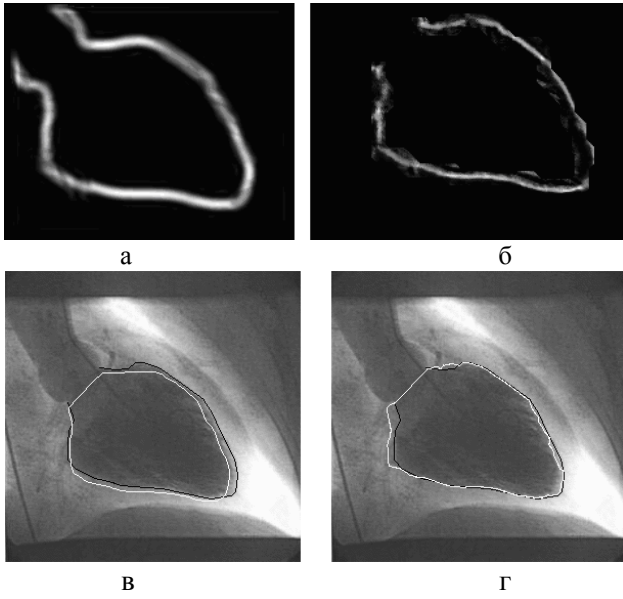
Контур ЛЖ, выделенные методом работы [3], практически на всем своем протяжении согласуются с контурами, прослеженными кардиологом. Однако некоторые фрагменты выделенных контуров как следствие несоблюдения условия гладкости в результате прослеживания отличаются от контуров, обозначенных кардиологом.



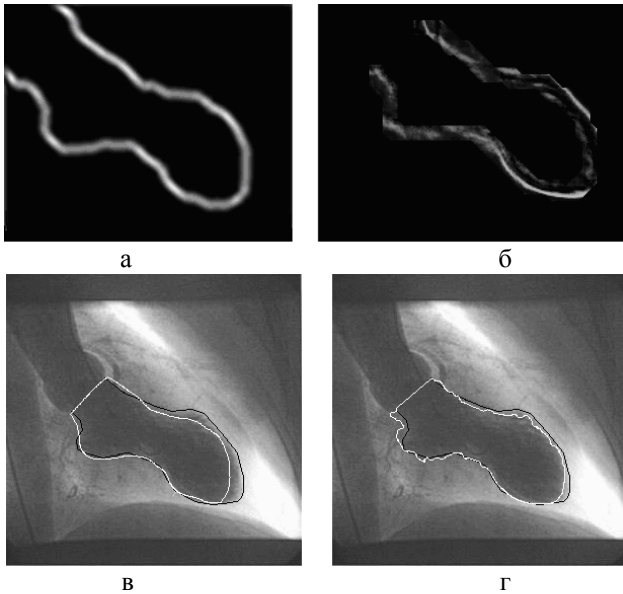
**Рис. 4 – Контур, выделенный методом работы [3], и контур, обозначенный кардиологом, на вентрикулограмме в конце диастолы с рис. 3, а (а) и на вентрикулограмме в конце систолы с рис. 3, в (б)**

Результаты выделения контуров ЛЖ на вентрикулограммах с рис. 4 многошаговым методом активных контуров с использованием СВП показаны на рис. 5 – 6. Черной линией на рис. 5, в, г и 6, в, г обозначен контур,

прослеженный кардиологом.



**Рис. 5 – Результат подчеркивающего преобразования вентрикулограммы с рис. 3, а (а), этапа обобщения нейронной сети (б); первого этапа многошагового метода активных контуров (в); второго этапа многошагового метода активных контуров (г)**



**Рис. 6 – Результат подчеркивающего преобразования вентрикулограммы с рис. 3, в (а), этапа обобщения нейронной сети (б); первого этапа многошагового метода активных контуров (в); второго этапа многошагового метода активных контуров (г)**

#### 4. АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ

Для оценки качества разметки точек изображения вентрикулограммы полученный контур ЛЖ 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:

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

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

где  $\Omega$  – область определения изображения вентрикулограммы.

Количественная оценка различия между контуром, выделенным автоматизированным методом и контуром, прослеженным кардиологом, аналогично [4] определялась путем вычисления величины

$$E_c = \frac{\sum_{(x,y) \in \Omega} a_p(x, y) \oplus a_D(x, y)}{\sum_{(x,y) \in \Omega} a_D(x, y)}, \quad (6)$$

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

$$E_A = \frac{\left| \sum_{(x,y) \in \Omega} a_D(x, y) - \sum_{(x,y) \in \Omega} a_p(x, y) \right|}{\sum_{(x,y) \in \Omega} a_D(x, y)}. \quad (7)$$

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.

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

| <b>Многошаговый метод активных контуров</b>                      |                  |          |                 |          |        |
|--|------------------|----------|-----------------|----------|--------|
| Погрешность  | В конце диастолы |          | В конце систолы |          | EFD, % |
|  | $E_c, %$         | $E_a, %$ | $E_c, %$        | $E_a, %$ |        |
| Среднее значение   | 6,66             | 0,87     | 11,06           | 2,33     | 1,56   |
| Стандартное отклонение   | 2,30             | 0,45     | 0,98            | 1,41     | 0,62   |
| <b>Метод с применением репагулярного ВП, <math>a=1</math></b>    |                  |          |                 |          |        |
| 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   |
| <b>Метод с применением репагулярного ВП, <math>a=0,25</math></b> |                  |          |                 |          |        |
| 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   |

В случае применения метода работы [3] средняя погрешность выделения контура и области внутри контура для венстрикулограмм в конце диастолы составляла 7,05% и 4,31% соответственно ( $a=0,25$ ). Это означает, что применение многошагового метода активных контуров с использованием СВП позволило уменьшить  $E_c$  на 0,5%,  $E_a$  – в 5,2 раза. Аналогичные величины для венстрикулограмм в конце систолы при использовании метода работы [3] составили 13,19% и 6,64% ( $a=0,25$ ). Следовательно, применение многошагового метода активных контуров с использованием СВП позволило снизить  $E_c$  на 2,1%,  $E_a$  – в 3 раза. Увеличение  $E_c$  и  $E_a$  при выделении контуров ЛЖ на венстрикулограммах в конце систолы обусловлено тем, что в этом случае площадь ЛЖ на изображении относительно мала и представляет собой знаменатель в формулах (6), (7). Погрешность EFD измерения объема ЛЖ после сокращения в результате применения репагулярного ВП с  $a=1$  составляла 0,75%, что

на 0,8% ниже чем при использовании многошагового метода активных контуров с применением СВП.

Сравним полученные результаты выделения контуров ЛЖ на венстрикулограммах в конце диастолы с результатами, приведенными в работе [2]. Применение классификационного метода работы [2] дало  $E_c=5,97%$ , что на 0,7% меньше, чем аналогичная характеристика разработанного метода (см. табл. 1), погрешность  $E_a=3,71%$ , которая в 4,3 раза выше, чем  $E_a$  для венстрикулограмм в конце диастолы, приведенная в табл. 1.

Далее приведены характеристики выделения контуров ЛЖ на венстрикулограммах на 1-м этапе многошагового метода активных контуров с применением СВП (табл. 2). Заметим, что на 2-м этапе этого метода для венстрикулограмм в конце диастолы погрешность  $E_a$  снижена в 7,5 раз,  $E_c$  – в 1,5 раза, для венстрикулограмм в конце систолы погрешность  $E_a$  уменьшилась в 4,2 раза,  $E_c$  – в 1,6 раза. Погрешность EFD измерения изменения объема ЛЖ после сокращения в результате 2-го этапа многошагового метода активных контуров снижена в 3 раза.

**Таблица 2. Результаты выделения контуров ЛЖ на венстрикулограммах на 1-м этапе автоматизированного метода по сравнению с контурами, прослеженными кардиологом**

| <b>1-й этап многошагового метода активных контуров</b> |                  |          |                 |          |        |
|--|------------------|----------|-----------------|----------|--------|
| Погрешность  | В конце диастолы |          | В конце систолы |          | EFD, % |
|  | $E_c, %$         | $E_a, %$ | $E_c, %$        | $E_a, %$ |        |
| Среднее значение                                       | 10,20            | 6,58     | 17,82           | 9,86     | 4,54   |
| Стандартное отклонение                                 | 3,39             | 4,68     | 0,36            | 0,49     | 2,19   |

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 [12] определялась средняя погрешность результатов прослеживания контура экспертами 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 многошаговым методом активных контуров с использованием СВП  $E_a$  и *EFD* были меньше (см. табл. 1).

## 5. ВЫВОДЫ

Таким образом, применение многошагового метода активных контуров с использованием свертки векторных полей для разметки точек на изображениях венрикулограмм при выделении контуров левого желудочка предпочтительнее прослеживания. На первом этапе этого метода проводится обработка на малом масштабе изображения, полученного фактически в результате анизотропной диффузии, когда сохранены контуры интересующего нас объекта на венрикулограмме – левого желудочка, а контуры объектов внутри него (направляющего провода и катетера) и вне его (ребер) сглаживаются. На втором этапе метода проводится обработка уже исходного изображения, но с большим масштабом для того, чтобы сохранить помехоустойчивость результата выделения контуров левого желудочка на предыдущем этапе метода. Оценены характеристики качества выделения контуров левого желудочка на венрикулограммах в конце диастолы и в конце систолы. В результате экспериментов было показано, что применение многошагового метода активных контуров с использованием свертки векторных полей позволяет выделить слабо различимые контуры, соответствующие контурам, прослеженным кардиологом, что повышает достоверность диагноза.

## 6. СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [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. (in Russian).
- [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). p. 793-802.
- [3] M. V. Polyakova, V. N. Krylov, N. A. Gulyeva, T. V. Pruschak, Control automatic system of analysis and recognition of ventriculograms

on a base of the repagular wavelet transform, *International Journal of Computing*, (9) 4 (2010), p. 335-344. (in Russian).

- [4] 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). p. 330-339.
- [5] C. Xu, J. L. Prince, Snakes, shapes, and gradient vector flow, *IEEE Trans. Image Processing*, (7) 3 (1998). p. 359-369.
- [6] B. Li, S. T. Action, Active contour external force using vector field convolution for image segmentation, *IEEE Trans. on Image Processing*, (16) 8 (2007). p. 2096-2105.
- [7] C. Rogab, S. Itzerott, B. U. Schneider, H. Kaufmann, R. F. Huttl, Edge segmentation by alternating vector field convolution snake, *Internation J. of Computer Science and Network Security*, (9) 8 (2009). p. 123-131.
- [8] L. D. Cohen, I. Cohen, Finite-element methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D images, *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, (15) 11 (1993). p. 1131-1147.
- [9] A. A. Samarskiy, A. V. Gulin, *Numeral methods*, Moscow, 1989, 432 p. (in Russian).
- [10] A. F. Izmailov, M. V. Solodov, *Numeral methods of optimization*, Moscow, 2003, 300 p. (in Russian).
- [11] R. Gonsales, R. Woods, *Digital image processing*, Moscow, 2005, 1072 p. (in Russian).
- [12] 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). p. 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.