

Полякова М. В.,  
Ищенко А. В.,  
Емец Ю. В.

## ПРИМЕНЕНИЕ ОБОБЩЕННЫХ ГРЕБЕНЧАТЫХ ВЕЙВЛЕТ-ФУНКЦИЙ ДЛЯ СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ АНГИОГРАММ

*Усовершенствован метод сегментации изображений сосудов на ангиограммах путем применения преобразования с обобщенной гребенчатой вейвлет-функцией, а также предложена процедура улучшения качества выделения скелетона сосудов путем удаления петель. Это позволило повысить быстродействие метода сегментации ангиограмм и обеспечить качество локализации дерева сосудов на ангиограмме, необходимое для принятия диагностического решения.*

**Ключевые слова:** скелетон, сегментация изображений, ангиограмма, вейвлет-преобразование

### 1. Введение

Результаты, получаемые при диагностике пораженных сосудов на современном оборудовании, характеризуются очень большим размером 3D-данных высокого разрешения [1]. Для создания трехмерной модели сосудов выполняется сегментация ангиографических изображений, цель которой — сокращение объема обрабатываемой информации и обеспечение инвариантности к преобразованиям интенсивности изображений. Затем выполняется построение скелетона сосуда для формирования его 3D-модели, которая является более удобной для принятия диагностического решения. В процессе сегментации и скелетизации ангиографических изображений решаются задачи локализации дерева сосуда на ангиограмме и бинаризации ангиографического изображения. Далее проводится анализ бинаризованного изображения ангиограммы [2].

Проведенный анализ существующих методов сегментации изображений сосудов на ангиограммах показал, что основным недостатком этих методов является высокое время обработки или, как альтернатива, высокий уровень аппаратных затрат. Однако возможность объединения диагностического и лечебного потенциала метода ангиографии во время одной процедуры накладывает временные ограничения на метод сегментации ангиографических изображений. Поэтому для сокращения вычислительных затрат в методах сегментации ангиограмм используют многомасштабную обработку изображений [3].

Так, метод работы [3] выполняет локализацию дерева сосудов на ангиограмме путем анализа собственных значений матрицы Гессе  $H(x, y)$  в каждой точке изображения  $I(x, y)$ ,  $x = 1, \dots, N$ ;  $y = 1, \dots, M$ . При вычислении этой матрицы учитывалось, что ширина сосуда на всей его протяженности изменяется. Поэтому для выделения фрагментов сосуда различной ширины выполнялось масштабно-пространственное представление ангиографического изображения [4] и анализ собственных значений матрицы Гессе проводился на фиксированном множестве значений масштаба. Для каждого из значений масштаба  $s$  путем свертки с производной гауссиана вычислялись частные производные изображения  $I(x, y)$ :  $I_{xy}(x, y)$ ,  $I_{xx}(x, y)$ ,  $I_{yx}(x, y)$ ,  $I_{yy}(x, y)$ .

Однако при многомасштабной обработке изображения время обработки не удовлетворяет временным ограничениям методов сегментации ангиограмм. Повысить быстродействие рассматриваемого метода сегментации ангиограмм можно путем применения разработанной в [5] обобщенной гребенчатой вейвлет-функции, заменив несколько уровней обработки одним. Последнее достигается за счет того, что свертка с обобщенной гребенчатой вейвлет-функцией аналогична использованию набора полосовых фильтров. К тому же применение обобщенных гребенчатых вейвлет-функций обеспечивает качество локализации дерева сосудов на ангиограмме, необходимое для принятия диагностического решения.

Целью работы является повышение качества выделения скелетона на изображении ангиограмм путем морфологической обработки и сокращение времени обработки ангиограмм за счет применения обобщенных гребенчатых вейвлет-функций для локализации сосудов. Для достижения поставленной цели решаются следующие задачи:

- усовершенствование метода сегментации изображений сосудов на ангиограммах путем применения преобразования с обобщенными гребенчатыми вейвлет-функциями;
- улучшение качества выделения скелетона сосудов путем удаления петель;
- исследование быстродействия и помехоустойчивости усовершенствованного метода при сегментации изображений, полученных в ходе ангиографического исследования коронарных сосудов.

### 2. Метод сегментации ангиограмм с использованием вейвлет-функций

В этой работе усовершенствован метод работы [3], в котором для нахождения частных производных проводится преобразование с обобщенной вейвлет-функцией.

В результате вычисления значений обобщенной гребенчатой вейвлет-функции  $\psi(x)$  получаем дискретную последовательность  $\{\psi_n\}_{n=0}^N$ , где  $N$  — количество коэффициентов этой последовательности, которую используем в качестве коэффициентов фильтра для обработки изображений [5]. На рис. 1 показана импульсная

характеристика фильтра  $\{\Psi_n\}_{n=0}^N$ , полученная путем применения 3-х итераций каскадного алгоритма [6] к двумасштабному разностному уравнению с коэффициентами  $\left\{-\frac{1}{2^{3+\alpha}}, \frac{1}{2^{2+\alpha}}, -\frac{1}{2^{1+\alpha}}, 1, 1, -\frac{1}{2}, \frac{1}{2^{2+\alpha}}, -\frac{1}{2^{3+\alpha}}\right\}$ , масштабированными к единице, где  $\alpha=0,7$ .

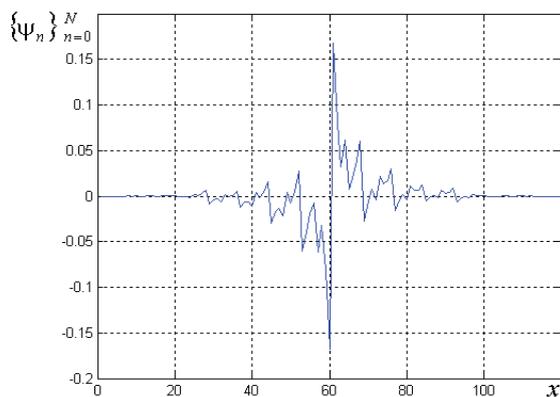


Рис. 1. Импульсная характеристика фильтра  $\{\Psi_n\}_{n=0}^N$

Фильтр  $\{\Psi_n\}_{n=0}^N$  использовался для нахождения частных производных изображения  $I_{xx}(x, y)$ ,  $I_{xy}(x, y)$ ,  $I_{yx}(x, y)$ ,  $I_{yy}(x, y)$ . Далее согласно методу работы [3] для каждого пикселя изображения вычислялась матрица Гессе  $H(x, y)$  по формуле

$$H(x, y) = \begin{pmatrix} I_{xx}(x, y) & I_{xy}(x, y) \\ I_{yx}(x, y) & I_{yy}(x, y) \end{pmatrix}$$

и определялись собственные значения этой матрицы  $\lambda_h(x, y)$  и  $\lambda_l(x, y)$ , где  $|\lambda_h(x, y)| \geq |\lambda_l(x, y)|$ . Предполагалось, что сосуды на ангиограмме обозначены темным цветом на более светлом фоне, тогда они могут быть выделены при помощи следующих условий на собственные значения матрицы Гессе в каждой точке изображения:

$$\lambda_h(x, y) \gg \lambda_l(x, y), \tag{1}$$

$$\lambda_l(x, y) \approx 0, \tag{2}$$

$$\lambda_h(x, y) > 0. \tag{3}$$

Условия (1)–(2) позволяют обнаружить на изображении объекты, похожие на сосуды. Условие (3) означает, что подобные объекты выделены темным цветом на светлом фоне.

Далее в точках изображения, в которых выполняется условие (3), вычисляются две характеристики:  $S(x, y)$  и  $R_b(x, y)$ .  $R_b(x, y)$  показывает, насколько форма объекта на изображении близка к пятну,  $R_b(x, y) = \frac{|\lambda_l(x, y)|}{|\lambda_h(x, y)|}$ . Так как  $|\lambda_h(x, y)| > |\lambda_l(x, y)|$ , то  $R_b(x, y)$  принимает значения из отрезка  $[0, 1]$ , а для пикселей объектов, похожих на сосуды,  $R_b(x, y)$  близка к нулю. Функция  $S(x, y)$  характеризует помехоустойчивость представления изображения сосудов с помощью собственных значений матрицы Гессе и вычисляется как норма Фробениуса этой матрицы  $S(x, y) = \|H(x, y)\|_F = \sqrt{|\lambda_l(x, y)| + |\lambda_h(x, y)|}$ .

Значения  $S(x, y)$  малы в зашумленных областях изображения со слабо различимыми фрагментами сосудов. В точках изображения, для которых условие (3) не выполняется, функции  $S(x, y)$  и  $R_b(x, y)$  полагаются равными нулю.

На основе функций  $S(x, y)$  и  $R_b(x, y)$  определяется функция  $g_{c, \beta}(x, y)$ , локализирующая сосуды на ангиограмме

$$g_{c, \beta}(x, y) = \begin{cases} e^{-R_b^2(x, y)/2\beta^2} (1 - e^{-S^2(x, y)/2c^2}), \\ \text{если } |\lambda_h(x, y)| > 0, \\ 0, \text{ в противном случае,} \end{cases}$$

где  $c, \beta$  — параметры. В [9]  $\beta$  фиксировалось равным 0,5;  $c$  полагалось равным половине максимального по  $(x, y)$  значения  $\|H(x, y)\|_F, x=1, \dots, N, y=1, \dots, M$ .

При реализации базового метода работы [3] в процессе многомасштабной обработки функция  $g_{c, \beta}(x, y)$  вычислялась для каждого из значений масштаба  $s$  из фиксированного множества  $S$ . В результате получался набор функций  $V_{s_0}(x, y) = g_{c, \beta}(x, y)|_{s=s_0}$ . Далее для каждого пикселя изображения определялось значение  $V(x, y) = \max_{s_0 \in S} V_{s_0}(x, y)$ . К функции  $V(x, y)$  затем применялось пороговая обработка с гистерезисом [3].

В предлагаемой модификации базового метода для нахождения частных производных изображения проводится преобразование с обобщенной вейвлет-функцией с компактным носителем на единственном масштабе. Затем с учетом результата преобразования вычисляется функция  $g_{c, \beta}(x, y)$ . Далее пороговая обработка с гистерезисом применяется непосредственно к функции  $g_{c, \beta}(x, y)$ , т. е. в качестве  $V(x, y)$  выбирается  $g_{c, \beta}(x, y)$ :  $V(x, y) = g_{c, \beta}(x, y)$ .

В ходе пороговой обработки с гистерезисом изображение  $V(x, y)$  преобразовалось в бинарное изображение  $B(x, y)$  с помощью двух порогов — верхнего и нижнего. Верхний и нижний пороги для обработки изображения определялись как  $\alpha t_h$  и  $\beta t_h, \alpha > \beta, \alpha > 0, \beta > 0$ , — параметры (например,  $\alpha = 1,1; \beta = 0,9$ ),  $t_h$  — значение порога, вычисленное методом работы [7].

Полученное бинарное изображение  $B(x, y)$  содержало мелкие отдельно расположенные темные и белые области. Такие фрагменты препятствовали построению качественного скелетона на следующем шаге обработки ангиограммы. Поэтому к изображению  $B(x, y)$  применялась фильтрация слитных групп [8]. Далее выполнялась скелетизация бинарного изображения и удаление ложных ветвей скелетона изображения путем стирания концевых точек при условии, что длина паразитных составляющих не превышает заданного числа пикселей и не достигнута точка ветвления.

Полученный скелетон сосуда содержал некоторое количество петель. Для их удаления использовалась морфологическая обработка. В данной работе предлагается следующая процедура удаления петель.

1. Сначала задается порог. Петли, размер которых превышает заданный порог, удаляются, для чего находим замкнутые четырехсвязные области темных пикселей на изображении скелетона, которые отвечают петлям — признаком этих областей является черная область в окружении белого контура.

2. Затем в цикле перебираются выделенные петли, и проверяется, не превышает ли найденная область заданный порог. При этом мы контролируем выход за границы изображения.

3. На следующем шаге проводится дилатация для каждой найденной петли на изображении скелетона для того, чтобы удалить контур, окружающий петлю.

4. В результате работы данной процедуры получаем скелетон, который не содержит петель, но имеет разрывы, которые необходимо соединить. Для этого задается максимальное расстояние для отрезков, которые будут соединяться и путем перебора фрагментов изображения, которые отвечают удаленным петлям, находятся конечные точки на скелетоне для каждого фрагмента. Затем определяется расстояние между этими точками. Если это расстояние не превышает максимальное расстояние, то с помощью алгоритма Брезенхема эти отрезки соединяются [9]. В результате получаем скелетон сосуда без петель.

### 3. Экспериментальные исследования и выводы

При проведении экспериментальных исследований учитывалось, что выделение сосудов на ангиограммах преследует две цели: получение центральных линий крупных сосудов для дальнейшей обработки и получение количественной оценки затенения артерий. Обозначим  $W(x, y)$  — выходное изображение в результате выделения сосудов на ангиограмме, и сравним его с изображением  $W_0(x, y)$ , представляющим результат сегментации врачом-диагностом исходной ангиограммы. Вычислялись следующие характеристики: среднеквадратичная ошибка  $MSE$ ; коэффициент корреляции  $NC$ ; вероятность  $\alpha$  ошибки первого рода (ложной тревоги); вероятность  $\beta$  ошибки второго рода (пропуска точки сосуда). Результаты оценивания этих характеристик на 37 ангиограммах, сегментированных базовым и разработанным методом, приведены в табл. 1.

Таблица 1

Результаты оценивания характеристик сегментации ангиограмм

Характеристика	$MSE$	$NC$	$\alpha$	$\beta$	Время обработки, с
Базовый метод	0,0298	0,8079	0,0176	0,0122	53,0
Разработанный метод	0,0283	0,8178	0,0138	0,0142	30,1

Заметим, что применение обобщенной гребенчатой вейвлет-функции позволило снизить среднеквадратичную ошибку на 5 %, а также повысить коэффициент корреляции на 1 %. При этом вероятность  $\alpha$  ошибки 1-го рода сократилась в 1,22 раза, а вероятность  $\beta$  ошибки 2-го рода возросла в 1,14 раз.

В процессе экспериментальных исследований также проводилось сравнение скелетона  $S$  бинарного изображения, полученного путем сегментации ангиограммы модифицированным методом, со скелетоном  $M$  изображения, который является результатом сегментации той же ангиограммы экспертом. Вычислялись следующие характеристики [10]:

— отношение количества пикселей на скелетоне:

$$SMCR(S, M) = \frac{|S|}{|M|},$$

— минимальное расстояние от скелетона  $S$  до скелетона  $M$ :

$$MSD(S, M) = \left\{ \min_{s \in S} d(m, s) \mid m \in M \right\},$$

— минимальное расстояние от скелетона  $S$  до скелетона  $M$ :

$$SMD(S, M) = \left\{ \min_{m \in M} d(m, s) \mid s \in S \right\}.$$

Результаты сравнения модифицированного метода по сравнению с базовым методом представлены в табл. 2.

Таблица 2

Результаты исследования эффективности модифицированного метода в сравнении с базовым

Метод сегментации	$SMCR$	$MSD$		$SMD$		Время обработки, с
		Среднее значение	Стандартное отклонение	Среднее значение	Стандартное отклонение	
Базовый	1,1620	1,1288	1,9208	3,5708	7,8904	14,7
Разработанный	1,0437	2,6162	0,9046	2,6659	0,5777	14,2

В результате экспериментов было показано, что среднее значение и стандартное отклонение минимального расстояния от скелетона  $S$  до скелетона  $M$  снизились на 11 % и 88 % соответственно, и стандартное отклонение минимального расстояния от скелетона  $M$  до скелетона  $S$  снизилось на 89 %.

На рис. 2, а показано реальное изображение, на котором выделялось дерево сосудов (рис. 2, б) и строился скелетон (рис. 2, в). Далее выделены петли (рис. 2, г) и получен скелетон без петель (рис. 2, д).

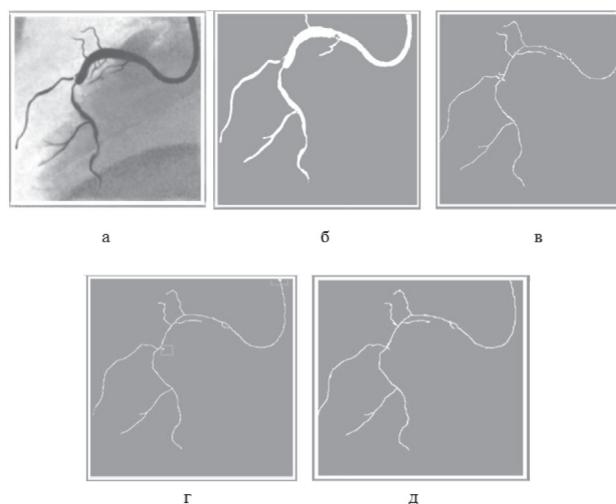


Рис. 2. Результаты применения метода на реальных изображениях: исходное изображение ангиограммы (а), дерево сосудов на ангиограмме, полученное с использованием обобщенной гребенчатой вейвлет-функции (б), скелетон дерева сосудов до удаления петель (в), выделение петель на скелетоне (г), скелетон изображения сосудов без петель (д)

Таким образом в работе усовершенствован метод сегментации ангиограмм с применением вейвлет-функций для построения скелетона сосудов. На основе

проведених досліджень можна зробити висновок, що запропонований метод відповідає практичним вимогам і дозволяє уточнити локалізацію ураження судинистого русла, що підвищує достовірність діагнозу ішемічної хвороби серця.

#### Література

1. Ільєсова, Н. Ю. Комп'ютерна технологія відновлення просторової структури коронарних судин по ангиографічній проекції [Текст] / Н. Ю. Ільєсова, Н. Л. Казанський, А. О. Корєпанов, А. В. Купріянов, А. В. Устинов, А. Г. Храмов // Комп'ютерна оптика. — 2009. — Т. 33, № 3. — С. 281–317.
2. Kirbas, C. A review of vessel extraction techniques and algorithms [Text] / C. Kirbas, F. Quek // ACM Computing Survey. — 2004. — № 36(2). — pp. 81–124.
3. Frangi, A. F. Multiscale vessel enhancement filtering [Text] / A. F. Frangi, W. J. Niessen, K. L. Vincken, M. A. Viergever // Lecture Notes in Computer Science. — 1998. — № 1496. — pp. 130–138.
4. Lindeberg, T. Edge detection and ridge detection with automatic scale selection [Text] / T. Lindeberg // International Journal of Computer Vision. — № 30(2). — 1998. — pp. 117–154.
5. Полякова, М. В. Обобщенные вейвлет-функции с компактным носителем в задаче сегментации изображений упорядоченных текстур [Текст] / М. В. Полякова, В. Н. Крылов // Электроника и связь. — № 1. — 2007. — С. 27–36.
6. Добеши, И. Десять лекций по вейвлетам [Текст] / И. Добеши. — Москва — Ижевск, 2001. — 464 с.
7. Otsu, N. A threshold selection method from gray-level histograms [Text] / N. Otsu // IEEE Trans. Syst. Man, Cybern SMC-9. — 1979. — pp. 62–66.
8. Давыдов, В. О. Автоматизация технологического процесса регистрации номеров при управлении транспортными потоками [Текст] : дис. на соискание науч. ст. к. т. н. / В. О. Давыдов; науч. рук. М. В. Максимов. — Одесса, 2004. — 155 с.
9. Роджерс, Д. Алгоритмические основы машинной графики [Текст] : пер. с англ. [Текст] / Д. Роджерс, С. А. Вичеса, Г. В. Олохонтовой, П. А. Монахова. — М.: Мир, 1989. — 512 с.
10. Kazmar, T. Opacity quantification in cardiac angiogram sequences [Text] / T. Kazmar, J. Kybic, J. Jan, J. Kozumplik, I. Provaznik (Eds.) // BIOSIGNAL: Analysis of Biomedical Signals and Images. — Brno, 2008. — p. 66.

#### ЗАСТОСУВАННЯ УЗАГАЛЬНЕНИХ ГРЕБІНЧАСТИХ ВЕЙВЛЕТ-ФУНКЦІЙ ДЛЯ СЕГМЕНТАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ АНГІОГРАМ

Удосконалено метод сегментації зображень судин на ангиограмах шляхом застосування перетворення з узагальненою гребенчатою вейвлет-функцією, а також запропонована процедура поліпшення якості виділення скелетона судин шляхом видалення петель. Це дозволило підвищити швидкість методу сегментації ангиограм і забезпечити якість локалізації дерева судин на ангиограмі, необхідну для прийняття діагностичного рішення.

**Ключові слова:** скелетон, сегментація зображень, ангиограма, вейвлет-перетворення.

*Полякова Марина Вячеславовна, кандидат технічних наук, доцент, кафедра прикладної математики та інформаційних технологій, Одеський національний політехнічний університет, Україна, e-mail: marina\_polyakova@rambler.ru.*

*Ищенко Аlesia Владимировна, асистент, кафедра прикладної математики та інформаційних технологій, Одеський національний політехнічний університет, Україна, e-mail: alesia.ishchenko@gmail.com.*

*Емец Юрий Владимирович, кафедра прикладної математики та інформаційних технологій, Одеський національний політехнічний університет, Україна, e-mail: emetsuv@rambler.ru.*

*Полякова Марина Вячеславівна, кандидат технічних наук, доцент, кафедра прикладної математики та інформаційних технологій, Одеський національний політехнічний університет, Україна.*

*Ищенко Олеся Володимирівна, асистент, кафедра прикладної математики та інформаційних технологій, Одеський національний політехнічний університет, Україна.*

*Емец Юрий Владимирович, кафедра прикладної математики та інформаційних технологій, Одеський національний політехнічний університет, Україна.*

*Polyakova Marina, Odessa National Polytechnic University, Ukraine, e-mail: marina\_polyakova@rambler.ru.*

*Ishchenko Alesia, Odessa National Polytechnic University, Ukraine, e-mail: alesia.ishchenko@gmail.com.*

*Emets Yuriy, Odessa National Polytechnic University, Ukraine, e-mail: emetsuv@rambler.ru*

УДК 693.542.4:691.4

Новицький О. П.

## МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ВИГОТОВЛЕННЯ ТА ВИПРОБУВАННЯ ГРУНТОЦЕМЕНТНИХ ПАЛЬ

*Стаття присвячена лабораторним дослідженням впливу технології виготовлення ґрунтоцементних паль на їх показники якості. Описано моделювання бурозмішувальної технології з урахуванням ґрунтових умов влаштування паль. Проведені дослідження впливу добавки пластифікатора та зміни глибини занурення паль на їх міцність та отримані відповідні залежності. Результати досліджень підтвердили достовірність методу моделювання та ефективність використання добавки.*

**Ключові слова:** ґрунтоцементні палі, ґрунтоцемент, пластифікуючі добавки, випробування на міцність

### 1. Вступ

Нині успішно впроваджений у будівництво бурозмішувальний метод виготовлення ґрунтоцементу. За допомогою спеціального обладнання ґрунт без його

виймання із свердловини руйнується у певному об'ємі загального масиву основи. При цьому, в розпушений ґрунт розчинонасосом нагнітається цементний розчин під тиском 0,2–0,5 МПа, який ретельно перемішується з ґрунтом робочим органом. Після тужавіння суміші