

## Применение графовой сегментации изображений ОКТ сетчатки для локализации областей диабетического макулярного отёка

Н.С. Демин<sup>1</sup>, А.С. Широканев<sup>1</sup>, Н.Ю. Ильясова<sup>1,2</sup>, Е.А. Замыцкий<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Самарский национальный исследовательский университет им. академика С.П. Королева, Московское шоссе 34А, Самара, Россия, 443086

<sup>2</sup>Институт систем обработки изображений РАН - филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, Молодогвардейская 151, Самара, Россия, 443001

<sup>3</sup>Самарский государственный медицинский университет, Чапаевская 89, Самара, Россия, 443099

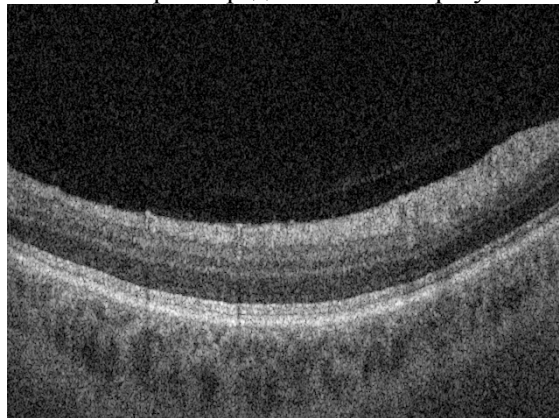
**Аннотация.** В статье предлагается технология сегментации изображений ОКТ для локализации областей диабетического макулярного отека. Актуальность проблемы обуславливается высокой долей населения в странах мира, у которых наблюдаются тяжёлые осложнения глаза, возникающие вследствие развития диабетического макулярного отека. Метод основан на эффективной графовой сегментации изображения. Был выбран набор параметров для повышения точности извлечения области сетчатки. Проведённое исследование позволило подобрать оптимальные параметры, обеспечивающие ошибку сегментации 2%.

### 1. Введение

Сахарный диабет является одним из самых распространенных и опасных эндокринных заболеваний. При диабете происходит изменение кровеносных сосудов сетчатки, которое может привести к развитию диабетической ретинопатии (ДРП). При ДРП поражаются все отделы сетчатки глаза, но именно изменения в центральных отделах в виде диабетического макулярного отёка приводят к наиболее быстрому и необратимому снижению зрения [1]. Точная и ранняя диагностика и правильное применение лечения может предотвратить слепоту в более чем 50% всех случаев [2]. «Золотым стандартом» лечения ДРП является лазерная коагуляция, эффективность которой подтверждена в ходе крупного исследования (ETDRS, 1987) [3].

В ходе лазерного лечения происходит нанесение серии дозированных микроожогов (лазерокоагулятов) в зоне отёка на сетчатке. Наложение коагулятов происходит либо по одному, либо серийно коагулятов, расположенных в виде заданной фигуры правильной формы – паттерна, либо с предварительным планированием расположения коагулятов с последующим наложением полученного плана на изображение сетчатки в режиме реального времени [4]. Для алгоритмов автоматического оптимального заполнения коагулятами областей отёка представленных в работах [5,6] необходимо локализовать области интереса на снимках глазного дна. Данная задача является актуальной и варианты её решения на основе формирования признаков методами дискриминантного анализа представлены в работе [7,8] с последующей сегментацией изображений в работах [9-11].

Анализ снимков оптической когерентной томографии (ОКТ) является одним из способов диагностики патологий сетчатки глаза [12], пример таких снимков представлен на рисунке 1. В настоящей работе предлагается использовать данный класс биомедицинских изображений с целью улучшения локализации областей интереса представленных в результатах работ [9-11].



**Рисунок 1.** Пример диагностического изображения ОКТ.

Для выделения сетчатки необходимо произвести сегментацию исходного снимка. Обычно для решения такой задачи применяется несколько методов [13].

- 1) Сегментация с использованием алгоритмов выделения краев. Этот метод малоприменим в нашей задаче из-за того, что исходные данные имеют ярко выраженные шумы в виде зернистости. И как следствие контура выделяются плохо и с разрывами.
- 2) Сегментация с использованием алгоритмов кластеризации. Данный метод так же чувствителен к качеству исходных данных, а так же к начальным параметрам, таким как количество кластеров и их начальным множествам.
- 3) Использование пороговой фильтрации по гистограммам. В нашем случае не применим из-за невозможности разделения порогом.
- 4) Различные итеративные алгоритмы разрастания областей. В большинстве случаев слишком затратные по количеству вычислений.
- 5) Методы, основанные на разрезах графов. Один из подобных методов предлагается в данной работе.

Исходные данные представляют собой DICOM файл, состоящий из серии снимком ОКТ. Метод, описываемый в данной работе, состоит из 4 этапов.

- 1) Каждый снимок подвергается предобработке, в результате которого с изображения удаляется область стекловидного тела.
- 2) Каждое полученное изображение проходит графовую сегментацию. На нём выделяется область сетчатки.
- 3) После обработки всех снимков строится карта толщины сетчатки.
- 4) Сравнение полученной карты с эталоном и определение областей интереса.

## **2. Предобработка, основанная на технологии выделения краев**

Как было сказано ранее, применение алгоритмов выделения контуров к исходным данным не имеют смысла, так как изображения ОКТ имеют ярко выраженное свойство зернистости. В связи с чем выделение четких границ проблематично из-за резких частых перепадов градиента изображения. Однако данная методика может быть применена в качестве предобработки с целью уменьшения количества дальнейших вычислений. Суть данного этапа заключается в выделении на снимке границы между сетчаткой и стекловидным телом.

Алгоритм Кэнни [14] известен как один из самых лучших детекторов границ. Он состоит из 5 основных этапов.

- 1) Фильтрация шума в исходном изображении с помощью сглаживания. Применяется свёртка с фильтром Гаусса, ядро которого вычисляется по формуле (1).

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right). \quad (1)$$

- 2) Вычисление градиента и его направления для сглаженного изображения. Самый распространенный способ заключается в использовании оператора Собеля. Угол вектора направления градиента округляется и квантуется по значениям  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ .
- 3) Подавление не-максимумов. Только локальные максимумы градиента по конкретным направлениям отмечаются как границы.
- 4) Двойная пороговая фильтрация, в ходе которой определяются сильные и потенциально возможные границы. Если значение пикселя выше верхней границы – он принимает максимальное значение (граница считается достоверной), если ниже – пиксель подавляется, точки со значением, попадающим в диапазон между порогов, принимают фиксированное среднее значение (они будут уточнены на следующем этапе).
- 5) Трассировка областей неоднозначности. Итоговые границы определяются путём подавления всех краёв, несвязанных с определенными (сильными) границами. Упрощённо, задача сводится к выделению групп пикселей, получивших на предыдущем этапе промежуточное значение, и отнесению их к границе (если они соединены с одной из установленных границ) или их подавлению (в противном случае). Пиксель добавляется к группе, если он соприкасается с ней по одному из 8-ми направлений.

В нашем случае, использование оператора Собеля на 2 этапе дает слишком грубое приближение значение градиента, из-за чего интересующая нас граница имеет нечёткое и прерывистое очертание.

Как было сказано ранее, для фильтрации шумов используется фильтр Гаусса. По свойству свертки:

$$\frac{d}{dx}(f * H) = f * \frac{d}{dx} H. \quad (2)$$

Исходя из формулы (2) первые 2 этапа алгоритма Кэнни могут быть заменены свёрткой с ядром, которое является производной функции Гаусса.

Градиент изображения можно вычислить по формуле (3).

$$|G| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}. \quad (3)$$

А угол вектор его направления по формуле (4).

$$\theta = \text{atan}\left(\frac{G_x}{G_y}\right). \quad (4)$$

$G_x$  и  $G_y$  являются производными по направлениям  $x$  и  $y$  соответственно. Тогда в соответствии с формулой (1) и формулой (2) ядро фильтра для вычисления значения  $G_x$  будет определяться формулой (5), а для  $G_y$  формулой (6).

$$f(x, y) = \frac{-x}{2\pi\sigma^4} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \exp\left(-\frac{y^2}{2\sigma^2}\right), \quad (5)$$

$$f(x, y) = \frac{-y}{2\pi\sigma^4} \exp\left(-\frac{y^2}{2\sigma^2}\right) \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right). \quad (6)$$

Результатом применения алгоритма Кэнни является граница между сетчаткой и стекловидным телом. Полученный результат подвергается заключительной обработке: удаление области, содержащей стекловидное тело, на изображении.

### 3. Эффективная графовая сегментация

Выбранный технология сегментации основан на алгоритме эффективной графовой сегментации [15], однако мы будем использовать его упрощенный вариант. Данный метод основывается на алгоритме Краскала [16] построения минимального остовного дерева взвешенного связного неориентированного графа.

В нашем случае каждый пиксель представляется вершиной графа. Ребра этого графа соединяют соседние пиксели, их веса равны:

$$w(v_i, v_j) = |I(p_i) - I(p_j)|,$$

где  $I(p_i)$  – это значения функции яркости  $p_i$  пикселя.

В ходе выполнения алгоритма Краскала мы получим множество разрозненных кластеров на изображении с минимальными суммарными значениями весов ребер.

На каждом шаге для текущего ребра с минимальным весом определяем принадлежат ли его вершины к одному уже существующему кластеру или нет. В случае если они принадлежат разным кластерам сравниваем вес этого ребра с минимальным из максимальных весов ребер в этих 2 соседних кластерах. Если вес текущего ребра меньше, то кластеры сливаются.

На рисунке 2 представлено исходное изображение, а на рисунке 3 результат работы алгоритма сегментации.

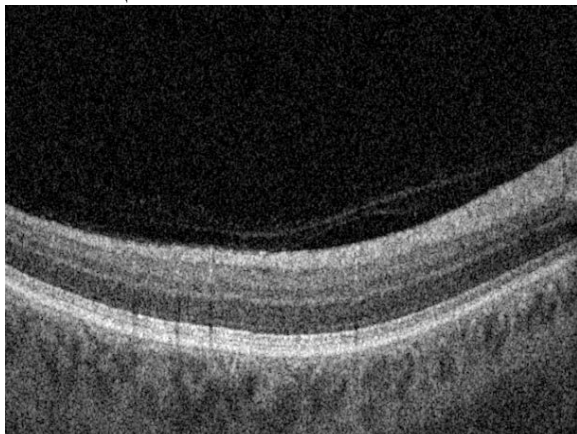


Рисунок 2. Исходное изображение до сегментации.



Рисунок 3. Изображение, полученное после сегментации.

### 4. Определение отклонений толщины сетчатки

После того как будет обработан весь набор снимков (в нашем случае это 85 снимков для каждого глаза) мы можем составить карту толщины сетчатки  $T_e$ . После чего проводится сравнение с эталоном  $T_n$  и выявляются отклонения по формуле (7).

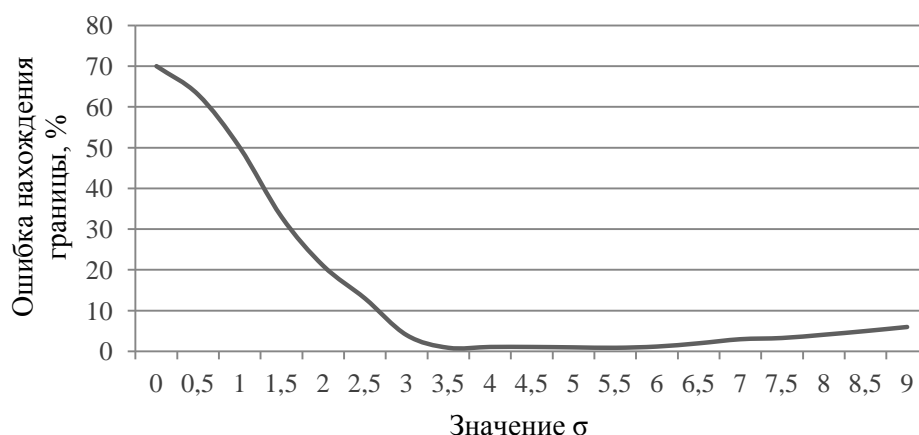
$$T_d = \frac{T_e - T_n}{T_n} \cdot 100\% \quad (7)$$

Зоны, получившие оценку отклонения больше 30%, считаются зонами интереса. Полученные результаты могут быть использованы в качестве уточняющих данных для локализации зон интереса в работах [9-11].

### 5. Результаты экспериментальных исследований

Экспериментальные исследования проводились на наборе снимков размерами  $640 \times 940$  пикселей. Оценивались различные параметры алгоритмов и эмпирически подбирались наиболее оптимальные.

Параметр  $\sigma$  в формуле (5) и формуле (6) выбирался по критерию ошибки отклонения выделенной границы от границы отмеченной экспертом. На рисунке 4 представлен график зависимости ошибки от значения параметра  $\sigma$ .



**Рисунок 4.** График зависимости ошибки нахождения границы от параметра  $\sigma$ .

При малом значении  $\sigma$  имеется большая ошибка из-за того, что полученная линия имеет большое количество разрывов, при значении в 3,5 ошибка почти сводилась к 0 и слабо колебалась вплоть до значения 6,5. При дальнейшем увеличении так же увеличивалась ошибка, в связи с увеличением размытия исходных данных и потери значимых значений изображения. Оптимальным значением была выбрана  $\sigma=3,5$ .

Порог бинаризации изображения в алгоритме Кэнни выбирался исходя из критерия уменьшения лишней границ на результирующем изображении. Так как искомая граница имела самое большое значение градиента, то был найден порог равный 0,6, при котором на всех снимках оставалась только интересующая нас линия.

Оптимальный параметра доли минимального размера кластера выбирался в соответствии с 2 критериями.

- 1) Уменьшение общего количество кластеров, особенно в зоне нашего интереса (в идеале, чтобы сетчатка стала 1 сегментом). Но при этом необходимо, чтобы необходимый нам кластер не слился с соседними. На рисунке 5 представлен график зависимости количества кластеров от доли минимального размера кластера. При параметре больше 2,493% количество кластеров уменьшается медленно.
- 2) В качестве критерия выбора параметра доли минимального размера кластера использовалось значение ошибки отклонения выделенной области относительно области отмеченной экспертом. На рисунке 6 представлен график зависимости этой ошибки от доли минимального размера кластера.



**Рисунок 5.** График зависимости количества кластеров от параметра доли минимального размера кластера относительно площади сегментируемого изображения.



**Рисунок 6.** График зависимости ошибки от параметра минимального размера кластера относительно площади сегментируемого изображения.

При значении 2,493% параметра доли минимального размера кластера удалось достичь минимальной ошибки сегментации равной 2%.

Данная зависимость обусловлена тем, что при доле размере кластера меньше 1,662% в искомую зону попадает сразу несколько кластеров, далее ошибка уменьшается из-за перемещения части пикселей между соседними кластерами. После значения в 2,493% искомая нами область начинает захватывать пиксели соседних кластеров и как следствие ошибка увеличивается.

## 6. Заключение

Представлена технология сегментации изображений ОКТ для локализации областей диабетического макулярного отека. Актуальность проблемы обуславливается высокой долей населения в странах мира, у которых наблюдаются тяжёлые осложнения глаза, возникающие вследствие развития диабетического макулярного отека. Метод основан на эффективной графовой сегментации изображения.

В ходе проведённого исследования было продемонстрировано, что оптимальным значением параметра  $\sigma$  в ядре фильтра, которое используется на этапе предобработки, является значение  $\sigma=3,5$ . Порог бинаризации изображения в алгоритме Кэнни выбирался исходя из критерия уменьшения лишних границ на результирующем изображении. Наилучший результат обеспечил порог 0,6. Экспериментально было показано, что при значении 2,493% параметра доли минимального размера кластера удаётся достичь ошибки 2% при выделении области сетчатки глаза.

## 7. Литература

- [1] Дога, А.В. Современные аспекты диагностики и лечения диабетического макулярного отека / А.В. Дога, Г.Ф. Качалина, Е.К. Педанова, Д.А. Буряков // ФГБУ Межотраслевой научно-технический комплекс «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова. – Москва, 2014. – Т. 4. – С. 51-59.
- [2] Замыцкий, Е.А. Лазерное лечение диабетического макулярного отека // Аспирантский вестник Поволжья. – Самара, 2015. – № 2. – С. 79.
- [3] Астахов, Ю.С. Современные подходы к лечению диабетического макулярного отека / Ф.Е. Шадричев, М.И. Красавина, Н.Н. Григорьева // Офтальмологические ведомости. – 2009. – № 4. – С. 59-69.
- [4] Kernt, M. Navigated focal retinal laser therapy using the NAVILAS® sys-tem for diabetic macula edema / R. Cheuteu, R.G. Liegl // Ophthalmologe. – 2012. – Vol. 109. – P. 692-700.
- [5] Ilyasova, N.Yu. Coagulate map formation algorithms for laser eye treatment / N. Ilyasova, D. Kirsh, R. Paringer, A. Kupriyanov, A. Shirokanev // IEEE Xplore. – 2017. – P. 1-5.

- [6] Широканев, А.С. Исследование алгоритмов расстановки коагулятов на изображение глазного дна / А.С. Широканев, Д.В. Кириш, Н.Ю. Ильясова, А.В. Куприянов // Компьютерная оптика. – 2018. – Т. 42, № 4. – С. 712-721. DOI: 10.18287/2412-6179-2018-42-4-712-721.
- [7] Ilyasova, N.Yu. Regions of interest in a fundus image selection technique using the discriminative analysis methods / N. Ilyasova, R. Paringer, A. Kupriyanov // Lecture Notes in Artificial Intelligence (Subseries of Lecture Notes in Computer Science). – 2016. – Vol. 9972 LNCS. – P. 408-417.
- [8] Ильясова, Н.Ю. Формирование признаков для повышения качества медицинской диагностики на основе методов дискриминантного анализа / Н.Ю. Ильясова, А.В. Куприянов, Р.А. Парингер // Компьютерная оптика. – 2014. – Т. 38, № 4. – С. 751-756.
- [9] Ilyasova, N. A smart feature selection technique for object localization in ocular fundus images with the aid of color subspaces / N. Ilyasova, R. Paringer, A. Shirokanev // Procedia Engineering. – 2017. – Vol. 201. – P. 736-745.
- [10] Ilyasova N.Yu. Intelligent feature selection technique for segmentation of fundus images / N. Ilyasova, R. Paringer, A. Kupriyanov, D. Kirsh // IEEE Xplore. Seventh International Conference on Innovative Computing Technology (INTECH). – 2017. – P. 138-143.
- [11] Shirokanev, A.S. A smart feature selection technique for segmentation of fundus images / A.S. Shirokanev, N.U. Ilyasova, R.A. Paringer // Procedia Engineering. – 2018. – Vol. 201. – P. 736-745.
- [12] Sonka, M. Quantitative analysis of retinal OCT // Medical Image Analysis. – 2016. – Vol. 33. – P. 165-169.
- [13] Ильясова, Н.Ю. Методы цифрового анализа сосудистой системы человека. Обзор литературы // Компьютерная оптика. – 2013. – Т. 37, № 4. – С. 517-541.
- [14] Canny, J.A. Computational Approach to Edge Detection // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. – 1986. – Vol. PAMI-8, № 6. – P. 679-698.
- [15] Felzenszwalb, P. Efficient Graph-Based Image Segmentation / P. Felzenszwalb, D. Huttenlocher // International Journal of Computer Vision. – 2004. – Vol. 59, № 2. – P. 167-181.
- [16] Kruskal, B. On the Shortest Spanning Subtree of a Graph and the Traveling Salesman Problem // Proc. AMS. – 1956. – Vol. 7, № 1. – P. 48-50.

### **Благодарности**

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (гранты № 16-41-630761, № 17-01-00972, № 18-37-00418), государственного задания 3.3025.2017/4.6 и Министерства науки и высшего образования Российской Федерации, в рамках выполнения работ по государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН (соглашение №007-ГЗ/Ч3363/26).

## Applying of graph-based retinal OCT image segmentation for localizing of diabetic macular edema regions

N.S. Demin<sup>1</sup>, A.S. Shirokanev<sup>1</sup>, N.U. Ilyasova<sup>1,2</sup>, E.A. Zamyckij<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Samara National Research University, Moskovskoe Shosse 34A, Samara, Russia, 443086

<sup>2</sup>Image Processing Systems Institute of RAS - Branch of the FSRC "Crystallography and Photonics" RAS, Molodogvardejskaya street 151, Samara, Russia, 443001

<sup>3</sup>Samara State Medical University, Chapayevskaya street 89, Samara, Russia, 443099

**Abstract.** The paper offers a technique for OCT image segmentation to solve region diabetic macular edema detection problem. The relevance of the problem is caused by a large number of the population with diabetic retinopathy in different countries around the world. The technique based on efficient graph-based image segmentation. A set of parameters was selected to increase a retina region extraction accuracy. The study allowed us to choose the optimal parameters that provide a segmentation error of 2%.