

ФОРМИРОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНЫХ ПРИЗНАКОВ ДЛЯ ИДЕНТИФИКАЦИИ ОБЛАСТЕЙ ИНТЕРЕСА ИЗОБРАЖЕНИЙ ГЛАЗНОГО ДНА

Н.Ю. Ильясова^{1,2}, Р.А. Парингер^{1,2}, А.В. Куприянов^{1,2}, Е.А. Замыцкий³, Н.С. Ушакова²

¹ Институт систем обработки изображений РАН, Самара, Россия,

² Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет) (СГАУ), Самара, Россия

³ Самарский государственный медицинский университет, Самара, Россия

Предложена технология формирования эффективных признаков для идентификации областей интереса изображений глазного дна при проведении лазерной коагуляции. В основу технологии положен текстурный анализ выделенных паттернов изображений. Анализ информативности полученного пространства признаков и выбор наиболее эффективных осуществляется с использованием дискриминантного анализа данных. Определены наилучшие значения размеров фрагментации изображений для проведения сегментации и наборы признаков обеспечивающих необходимую точность идентификации областей интереса.

Ключевые слова: изображения глазного дна, лазерная коагуляция, текстурный анализ.

Введение

Основной причиной необратимой слепоты среди трудоспособного населения развитых стран является диабетическая ретинопатия (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] (рис.1). Лечение диабетического макулярного отёка довольно сложный процесс, включающий в себя как консервативные, так и хирургические лазерные методики. Лазерокоагуляция сетчатки является «золотым стандартом» лечения, эффективность которого подтверждена в ходе крупного исследования (ETDRS, 1987) [2]. В ходе лазерного лечения происходит нанесение серии дозированных микроожогов – лазерокоагулятов, в зоне отёка на сетчатке. Наложение коагулятов происходит либо по одному, либо серией 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 [3]. Наиболее предпочтительно оптимальное расположение коагулятов, что подразумевает нахождение их в зоне отёка на максимально равных друг от друга расстояниях и исключения попадания их на сосуды. Нанесение коагулятов с предварительным планированием производится под контролем автоматической системы позиционирования луча лазера, что позволяет осуществлять лечение с высокой точностью (рис.2).

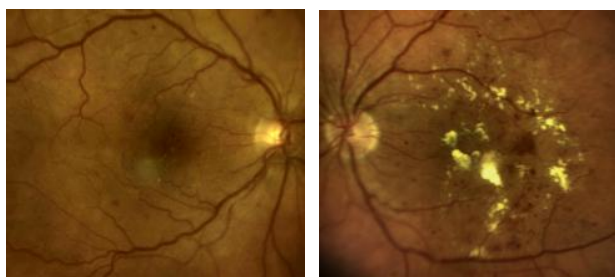


Рис.1. Пример диагностического изображения глазного дна без патологий (слева) и с патологией (справа)

Недостаток такого подхода заключается в отсутствии оптимальности расположения коагулятов в условиях высокой вариабельности форм отёка и сосудистого рисунка в нем. В первую очередь это происходит из-за ограниченного выбора форм паттерна, которые зачастую не соответствуют ни форме отёка, ни ходу сосудов. Если расстановку производить вручную по одному коагуляту, то оптимальность их расположения будет субъективна, а на планирование будет потрачено больше времени [4].

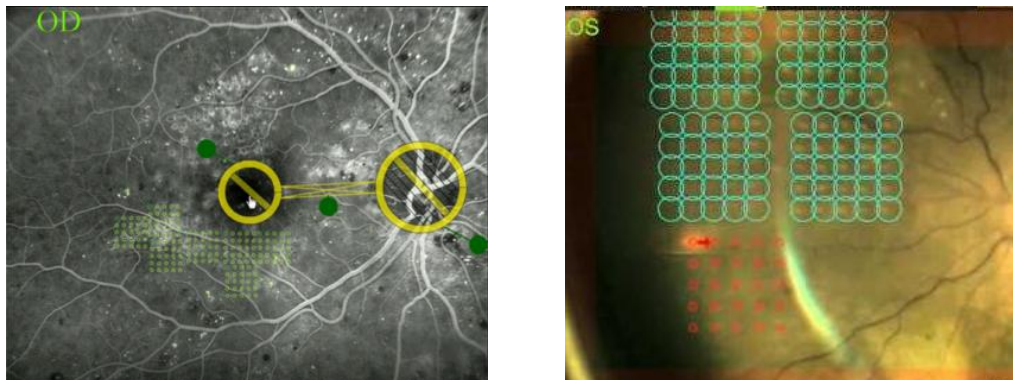


Рис.2. Примеры паттернов NAVILAS

Таким образом, разработка информационной технологии, включающей методы и алгоритмы оптимального автоматического заполнения коагулятами заданной зоны отёка с различным расположением в ней сети сосудов в настоящее время является актуальной задачей [5].

Для автоматизации процедуры лазерной коагуляции необходимо провести сегментацию изображения на определённые области интереса, которые характеризуются наличием объектов четырёх классов: экссудаты, сосуды, здоровые участки и макула. Область макулярного отёка определяется скоплением зон экссудации. При проведении лазерной терапии врачи рекомендуют обходить зону сосудов, и категорически запрещают накладывать коагуляты на зону макулы.

1. Технология выделения областей интереса на основе текстурного анализа биомедицинских изображений

Сегментацию будем осуществлять на основе принятия решения о принадлежности фрагментированных зон к одному из 4 указанных классов изображений объектов. Фрагментация проводилась путём разделения изображения на блоки квадратной формы, классификация которых осуществлялась с использованием представленной ниже технологии отбора эффективных признаков распознавания (рис. 3).

На начальном этапе технологии осуществляется выбор фрагментов определённого размера и их предварительная классификация с использованием врача-эксперта для проведения обучения системы распознавания. Анализ фрагментов показал, что они хорошо различаются своими текстурными свойствами. Текстурные признаки хорошо себя зарекомендовали для распознавания биомедицинских изображений и их дальнейшей диагностики [6]. Использовалась известная библиотека MaZda, позволяющей рассчитывать до 300 различных текстурных признаков [7]. Оценка эффективности полученного множества признаков проводилась на основе дискриминантного анализа [8-10]. Цель исследований – выделить из этого огромного количества признаков подмножество наиболее информативных для нашего класса биомедицинских изображений, обеспечивающих мини-

мальную ошибку кластеризации. При этом необходимо определить наилучший размер маски, с помощью которой система будет обрабатывать изображение и проводить автоматический выбор областей интереса при проведении лазерной коагуляции.

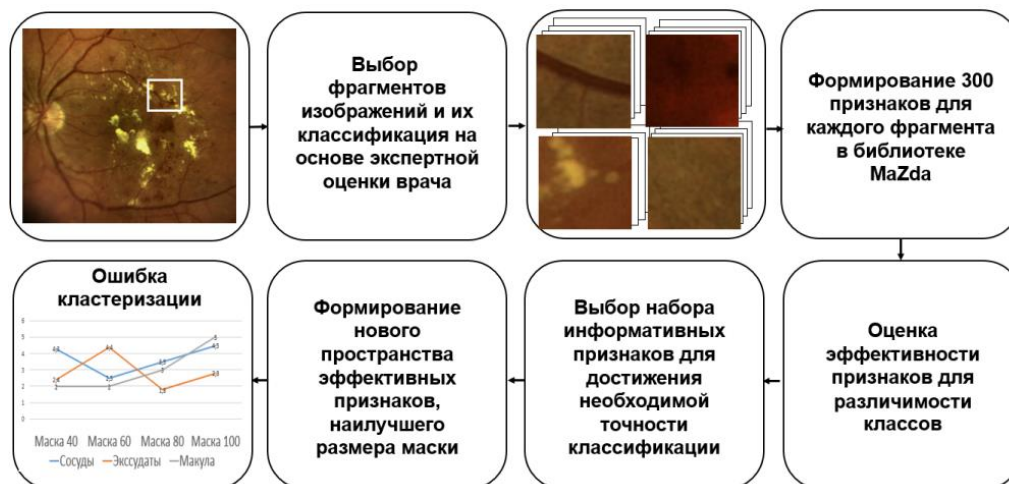


Рис.3. Технология формирования эффективных признаков для идентификации областей интереса изображений глазного дна

В результате дискриминантного анализа для каждой выборки объектов были определены лучшие признаки по критерию разделимости. Для оценки качества разделимости подсчитывалась ошибка кластеризации для каждого набора признаков, и различного размера окна фрагментации. Формирование наборов признаков проводилось на основе отбора лучших исходя из значений индивидуальных критериев разделимости. В рамках дискриминантного анализа применялась кластеризация с использованием метода K-средних, а в качестве меры сходства использовалось расстояние Евклида и Махаланобиса [11]. Необходимый минимальный размер окна фрагментации и мера сходства выбирались из критерия минимума ошибки кластеризации.

2. Результаты экспериментальных исследований

Экспериментальные исследования проводились на выборках, сформированных при анализе 70000 фрагментов, содержащих различные классы изображений. Исследования направлены на выделения наилучшего набора признаков и размера окна фрагментации для идентификации областей интереса с заданной точностью. При этом специфика анализируемого диагностического изображений накладывает ограничение на размер окна фрагментации. Чем меньше размер окна, тем будет получена более качественная сегментация при проведении лазерной коагуляции. Поэтому анализируя полученные в ходе исследований зависимости выбираем наименьшее значение окна фрагментации, при котором происходит качественный скачок значений ошибки кластеризации и критерия разделимости. На рисунке 4 представлены зависимости значений общегруппового критерия разделимости от размера фрагментации при различном числе выбранных признаков, характеризующиеся максимальным индивидуальным критерием разделимости.

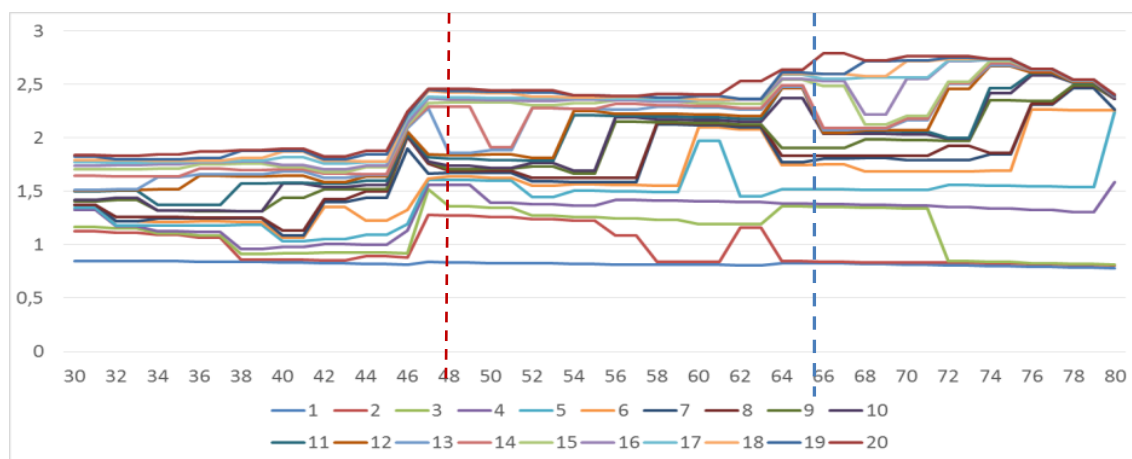


Рис.4. Зависимость значений общегруппового критерия разделимости от размера фрагментации при различном числе выбранных признаков с максимальным критерием разделимости

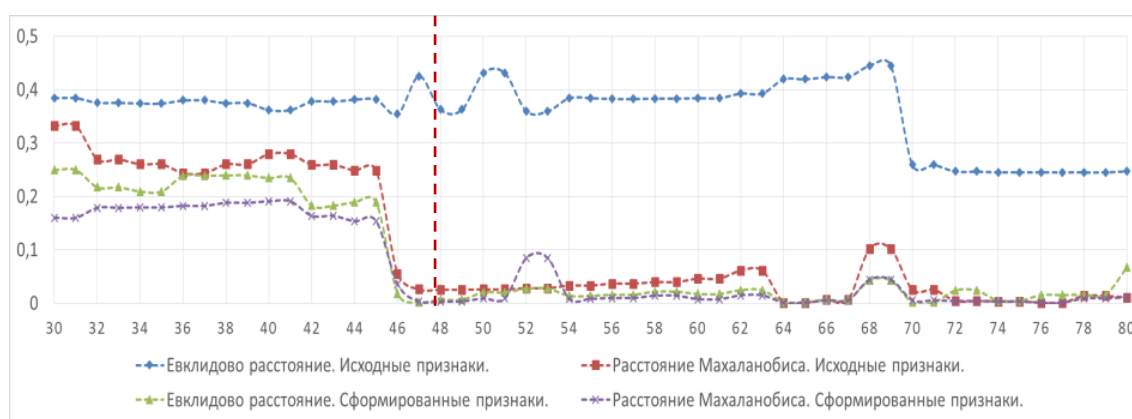


Рис.5. Зависимость ошибки кластеризации от размера окна фрагментации при различных мерах сходства при использовании 16 признаков, обладающих максимальным критерием разделимости

Исследование показали, что наибольшим общегрупповым критерием разделимости обладают наборы из 14-20 признаков при минимальном размере окна фрагментации 47 пикселей. Второй качественный скачок критерия разделимости происходит на уровне 64 пикселей. При этом указанные наборы характеризуются близкими зависимостями. Если рассмотреть зависимости ошибки кластеризации от размеров фрагментации для трёх наборов признаков наименьшей размерности – 14-16 (рис.6), то можно заметить, что наименьшей ошибкой при размере фрагментации 47 обладает набор из 16 признаков. Из рисунка 7, иллюстрирующего зависимость значения максимальной, средней и минимальной ошибок кластеризации от вида признаков (подмножество исходных признаков MaZda с максимальным критерием разделимости и вновь сформированных признаков на основе дискриминантного анализа) и типа мер схожести, можно сделать вывод что наилучший результат кластеризации обеспечивает расстояние Махаланобиса и набор из вновь сформированных признаков, полученных из 16 исходных. При этом рекомендовано использовать окно фрагментации размером в 47 пикселей. Это обеспечивает достоверность идентификации областей интереса не меньше 95%. Дальнейшее исследования направлены на совершенствование отдельных этапов представленной технологии, в частности изменение формы окна фрагментации, применение процедуры предварительной обработки изображения, позволяющей подчёркивать необ-

ходимые для анализа элементы изображения глазного дна, разработка альтернативного метода отбора признаков и использование более сложного алгоритма кластеризации.

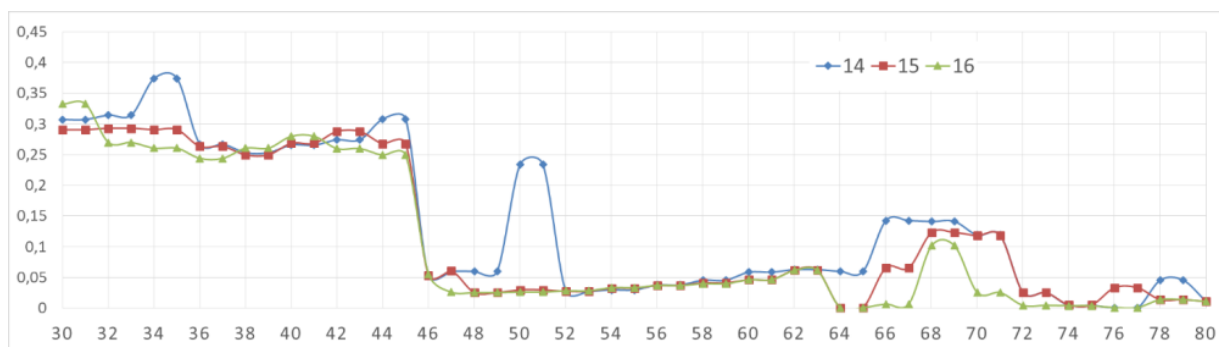


Рис.6. Зависимость ошибки кластеризации от размера окна фрагментации при использовании меры сходства Махаланобиса и наборов из 14, 15 и 16 признаков с максимальным критерием разделимости

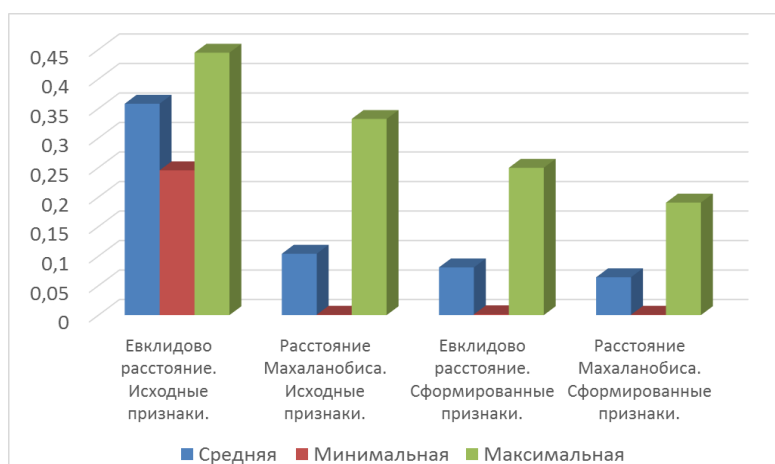


Рис.7. Иллюстрация различных типов ошибки кластеризации в зависимости от типов признаков и различных мер сходства

Благодарности

Работа выполнена при частичной поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках реализации мероприятий Программы повышения конкурентоспособности СГАУ среди ведущих мировых научно-образовательных центров на 2013–2020 годы; грантов РФФИ 14-07- 97040-р_поволжье_a, 15-29- 03823, 15-29- 07077; программы № 6 фундаментальных исследований ОНИТ РАН «Математические методы и информационные технологии интеллектуального анализа биомедицинских изображений в задачах медицинской диагностики» 2016 г.

Литература

1. Шадричев Ф. Е. Диабетическая ретинопатия // Современная оптометрия. – М., 2008. – № 4. – С. 36.
2. Астахов Ю. С., Шадричев Ф. Е., Красавина М. И., Григорьева Н. Н. Современные подходы к лечению диабетического макулярного отека // Офтальмологические ведомости. – М., 2009. – №4. – С. 59-69.
3. Kernt M., Cheuteu R., Liegl R.G., et al. Navigated focal retinal laser therapy using the NAVILAS® system for diabetic macula edema. // Ophthalmologie. – 2012. – Vol. 109. – P.692-700.
4. Замыцкий Е.А. Лазерное лечение диабетического макулярного отека // Аспирантский вестник Поволжья. – Самара, 2015 - №1-2 – С.79

5. HeiShun Yu, Using texture analyses of contrast enhanced CT to assess hepatic fibrosis / B. Tischler, M.M. Qureshi, J.A. Soto, S. Anderson, N. Dagainawala, B. Li, K. Buch, // *European Journal of Radiology*, 2016. – Vol.85, Issue 3. – P. 511–517.
6. Ильясова, Н.Ю. Методы цифрового анализа сосудистой системы человека. Обзор литературы // *Компьютерная оптика*. – 2013. – Т. 37, № 4. – С. 517-541.
7. Strzelecki, M. A software tool for automatic classification and segmentation of 2D/3D medical images / M. Strzelecki, P. Szczypinski, A. Materka, A. Klepaczko // *Nuclear Instruments & Methods In Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. – 2013. – Vol. 702. – P. 137–140
8. Пыасова, N.Yu. The Discriminant Analysis Application to Refine the Diagnostic Features of Blood Vessels Images / N.Yu. Ilyasova, A.V. Kupriyanov, R.A. Paringer // *Optical Memory & Neural Networks (Information Optics)*. – 2015. – Vol. 24, № 4. – P. 309-313.
9. 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. – ISSN 0134-2452.
10. Ильясова, Н.Ю., Исследование эффективности признаков для диагностики сосудистой патологии / Ильясова Н.Ю., Парингер Р.А. // *Известия Самарского научного центра РАН – Самара: Издательство Самарского научного центра РАН*, 2015. – Т 17, №2(5). – С. 1015-1020. – ISSN 1990-5378.
11. Введение в статистическую теорию распознавания образов / К. Фукунага. – М.: Наука, 1979. - 270 с.