

ЧИСЛЕННЫЕ МЕТОДЫ И АНАЛИЗ ДАННЫХ

Технология интеллектуального отбора признаков для системы автоматического формирования плана коагулятов на сетчатке глаза

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

¹ ИСОИ РАН – филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН,
443001, Россия, г. Самара, ул. Молодогвардейская, д. 151;

² Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королёва,
443086, Россия, г. Самара, Московское шоссе, д. 34

Аннотация

В работе предложена технология отбора эффективных признаков для локализации индивидуальных особенностей анатомических и патологических структур на глазном дне человека. Она позволила провести интеллектуальный анализ признаков с использованием цветных подпространств для решения задачи выделения областей интереса. Данная задача является актуальной для повышения эффективности проведения операции лазерной коагуляции. В основу технологии положен текстурный анализ определённых паттернов изображений. Исходные текстурные признаки производятся из разных статистических дескрипторов изображений, вычисленных с использованием библиотеки MaZda (гистограмма изображения, градиент изображения, матрицы длины серий и смежности). Анализ информативности пространства признаков и выбор наиболее эффективных осуществляется с использованием дискриминантного анализа данных. Определены наилучшие значения размеров окна фрагментации изображений для проведения кластеризации глазного дна и наборы признаков, обеспечивающих необходимую точность идентификации областей интереса при анализе следующих 4 классов изображений: экссудаты, толстые сосуды, тонкие сосуды и здоровые участки. В технологии отбора признаков применялась кластеризация с использованием метода K-средних, а в качестве меры сходства использовалось расстояние Евклида и Махаланобиса. Необходимый минимальный размер окна фрагментации и мера сходства выбирались из критерия минимума ошибки кластеризации среди всех наименьших размеров окон. Наилучшие результаты продемонстрировало использование 6 признаков, сформированных попарным отбором с поворотом и применением расстояния Махаланобиса, и окна фрагментации размером 12.

В статье представлена также система автоматического формирования плана коагулятов, которую планируется использовать для поддержки принятия решений при проведении операции лазерной коагуляции сетчатки при лечении диабетического макулярного отёка, разрабатываемая на основе предложенной технологии.

Ключевые слова: лазерная коагуляция, глазное дно, изображения глазного дна, текстурные признаки, интеллектуальный анализ данных, отбор признаков.

Цитирование: Ильясова, Н.Ю. Технология интеллектуального отбора признаков для системы автоматического формирования плана коагулятов на сетчатке глаза / Н.Ю. Ильясова, А.С. Широкаев, А.В. Куприянов, Р.А. Парингер // Компьютерная оптика. – 2019. – Т. 43, № 2. – С. 304-315. – DOI: 10.18287/2412-6179-2019-43-2-304-315.

Введение

Сахарный диабет (СД) является одним из самых распространённых неинфекционных заболеваний в мире и достиг масштабов эпидемии как в развивающихся странах, так и в большинстве развитых стран [1, 2]. По данным Международной диабетической федерации, к началу 2015 года в мире насчитывалось более 400 млн. пациентов с СД [3]. Кроме того, количество людей с нарушением толерантности к глюкозе, которые с высокой долей вероятности могут пополнить группу больных с СД, во всём мире составляет 530 млн. человек [3, 4].

При СД происходит изменение кровеносных сосудов сетчатки, которое приводит к нарушению обеспечения сосудов сетчатки кислородом. Такое состояние зрительной системы ведёт к появлению диабетической ретинопатии (ДРП). Одним из наиболее тяжёлых осложнений ДРП, приводящих к слепоте, является макулярный отёк [5, 6] (рис. 1).

Впервые эффективность лазерокоагуляции в лечении макулярного отёка была доказана в масштабном рандомизированном многоцентровом исследовании ETDRS [7]. Лазерокоагуляция сетчатки является «золотым стандартом» лечения ДРП [6, 8]. Использование лазерокоагуляции подразумевает нанесение серии

дозированных ожогов в области отёка. Формирование ожога происходит за счёт поглощения лазерного излучения пигментным эпителием сетчатки и преобразованием его в тепловую энергию [5, 9–13]. Наложение коагулятов происходит либо по одному, либо серийно коагулятов, расположенных в виде заданной фигуры правильной формы – паттерна, либо с предварительным планированием расположения коагулятов на изображении сетчатки в режиме реального времени [11, 14] (рис. 2).

Наиболее предпочтительно оптимальное расположение коагулятов в зоне макулярного отёка на максимально равных друг от друга расстояниях и исключения попадания их на сосуды. Если расстановку производить вручную по одному коагуляту, то оптимальность их расположения будет субъективна, а на планирование будет потрачено больше времени [8, 15].

Для автоматизации процедуры лазерной коагуляции необходимо провести сегментацию изображения на области интереса. Таким образом, разработка информационной технологии отбора признаков для проведения сегментации изображения глазного дна с целью последующего автоматического заполнения коагулятами зоны отёка в настоящее время является актуальной задачей.

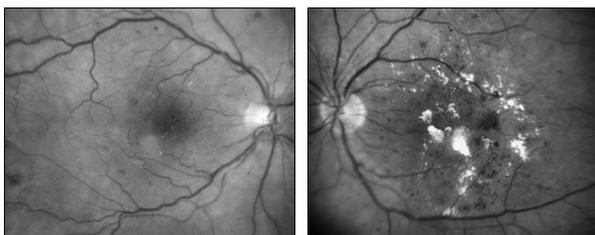


Рис. 1. Пример диагностического изображения глазного дна без патологий (слева) и с патологией (справа)

Для расчёта информативного признакового пространства предварительно проводилась фрагментация изображения на определённые области интереса, которые характеризуются наличием объектов четырёх классов: экссудаты, толстые сосуды, тонкие сосуды и здоровые участки. При этом использовался врач-эксперт для проведения обучения системы распознавания.

Область макулярного отёка определяется скоплением зон экссудации. При проведении лазерной терапии врачи запрещают накладывать коагуляты на толстые сосуды и не рекомендуют затрагивать здоровые участки и тонкие сосуды, чтобы повысить эффективность проведения лазерной операции.

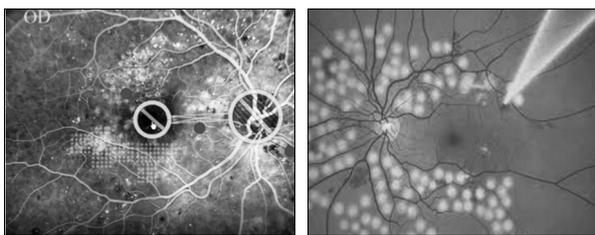


Рис. 2. Примеры наложения коагулятов при проведении лазерной операции (правее) и примеры паттернов программного средства NAVILAS

Предложена система формирования плана коагулятов, основанная на сегментации изображения глазного дна с использованием текстурных признаков и применении алгоритмов расстановки коагулятов.

1. Технология формирования эффективных признаков для сегментации изображения глазного дна в различных подпространствах

Для автоматизации процедуры лазерной коагуляции необходимо провести сегментацию изображения на указанные области интереса. Для того, чтобы провести более точную сегментацию, в работе [16] нами была предложена технология формирования набора эффективных признаков на основе анализа текстурных свойств указанных классов изображений с использованием дискриминантного анализа.

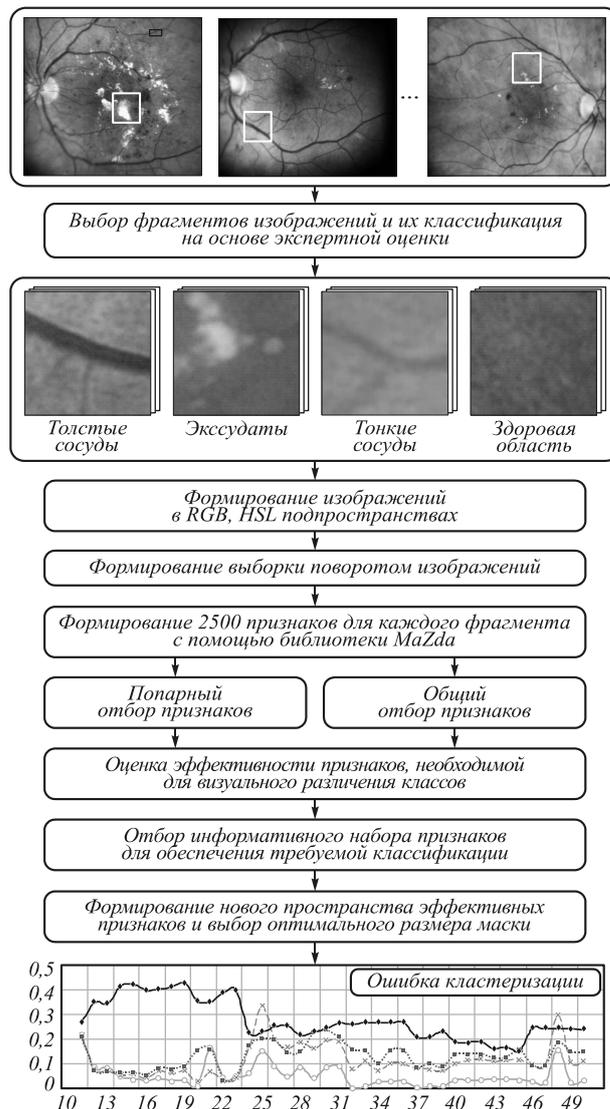


Рис. 3. Технология формирования эффективных признаков для идентификации областей интереса изображений глазного дна

Выделение областей интереса осуществлялось на основе принятия решения о принадлежности фрагментированных зон к одному из 4 классов объектов: экссудаты, толстые сосуды, тонкие сосуды и здоро-

вые участки. Фрагментация проводилась путём разделения изображения на блоки квадратной формы, классификация которых осуществлялась на основе технологии, представленной в [16].

Технология основывается на методах кластеризации с использованием текстурных признаков. Анализ областей интереса (ROI) исходных изображений показал, что они хорошо различаются своими текстурными свойствами. Текстурные признаки и ранее показывали хорошие результаты при распознавании биомедицинских изображений и их дальнейшей диагностики [17, 18–20]. Для расчёта текстурных признаков нами использовалась известная библиотека MaZda [21, 22]. В работе [31] рассматривается похожая задача выявления патологий по изображениям клеток крови на основе анализа текстурных признаков различных классов исходных изображений в разных цветовых подпространствах. Поэтому в настоящей работе было решено усовершенствовать ранее рассмотренную технологию и сформировать не только выборку фрагментов в исходном цветовом пространстве, но и в отдельных компонентах цветового пространства RGB и HSL, а также выборку полутоновых фрагментов изображений. Были проведены сравнительные экспериментальные исследования на предмет выявления более информативных цветовых пространств и подпространств, а также более информативных текстурных признаков различных цветовых подпространств.

Таким образом, было сформировано 7 исходных выборок, содержащих вектора признаков, подсчитанных на изображениях в различных комбинациях компонент цветовых пространств RGB и HSL. Кроме того, было принято решение проводить дополнительную процедуру поворота обучающих фрагментов изображений для получения более объективных результатов при формировании набора эффективных признаков.

В работе использовался общий и попарный отбор признаков. При использовании общего способа отбора признаков признаковое пространство составляется из числа лучших признаков по значению критерия разделимости дискриминантного анализа J_1 [23–25], рассчитываемого для всех 4 классов исследуемых объектов. Наряду с общим, в отличие от работы [16], нами использовался также попарный способ отбора признаков, заключающийся в выборе признаков, обладающих наибольшим значением критерия разделимости при различении каждой пары классов и последующем их объединении в единый набор. Для оценки качества полученных наборов проводилось вычисление ошибки кластеризации для всех исследуемых размеров окна фрагментации. Кластеризация осуществлялась методом K-средних, а в качестве меры сходства использовалось расстояние Евклида и Махаланобиса [24]. Модифицированная технология отбора эффективных признаков распознавания представлена на рис. 3. Технология является частью описываемой в работе компьютерной

системы диагностики, отдельные этапы исследований которой были представлены на международных конференциях [16, 26–28].

2. Текстурные признаки

Как отмечалось выше, текстурные признаки хорошо себя зарекомендовали для распознавания биомедицинских изображений и их дальнейшей диагностики. Существует большое количество текстурных признаков. Программа «MaZda» [22], используемая в данной работе, производит расчёт следующих групп признаков текстуры:

- а) основанные на статистических характеристиках;
- б) основанные на градиентных параметрах;
- в) основанные на матрице смежности;
- г) основанные на групповой матрице (матрице длины серий) [22].

3. Результаты экспериментальных исследований

Цель экспериментов – продемонстрировать возможности предложенной технологии для проведения интеллектуального анализа пространства признаков при решении конкретной диагностической задачи. Представленная технология позволяет не только выделить информативные признаки в конкретных цветовых пространствах, но и определить эффективный признак для различия двух определённых классов при конкретном значении окна фрагментации благодаря использованию различных правил отбора признаков.

Экспериментальные исследования проводились на выборках, сформированных при анализе 132600 фрагментов, содержащих различные классы изображений [27, 28]. Для каждой из сформированных выборок были рассчитаны и отобраны по критерию разделимости наиболее информативные текстурные признаки. Рассматривались наборы признаков, полученные при объединении от 1 до 6 информативных признаков для каждой пары классов при попарном отборе и до 30 наиболее информативных признаков по критерию разделимости при общем способе отбора признаков (рис. 4, 5).

Исследования направлены на выделение наилучшего набора признаков и размера окна фрагментации для идентификации областей интереса с заданной точностью. При этом специфика анализируемого диагностического изображения накладывает ограничение на размер окна фрагментации. Чем меньше размер окна, тем более качественная диагностика при проведении лазерной коагуляции будет получена. Поэтому, анализируя полученные в ходе исследований зависимости, выбираем наименьшее значение окна фрагментации, при котором происходит качественный скачок значений ошибки кластеризации и критерия разделимости.

На рис. 4 показана зависимость значений общегруппового критерия разделимости от размера окна фрагментации при различном числе отобранных признаков (1–30), которые характеризуются максимальным индивидуальным критерием разделимости. На рисунке видно, что оптимальным числом признаков

является 13, так как дальнейшее их увеличение не ведёт к существенному росту общего критерия разделимости. При этом качественный скачок на графике наблюдается при размере окна 12, что говорит о предположительно низком значении ошибки кластеризации в данной точке. Это подтверждает график зависимости ошибки кластеризации от размера окна фрагментации при различных мерах сходства (рис. 6). Исходные признаки, представленные на рис. 6, представляют собой набор признаков, которые были вычислены программой MaZda, а сформированные признаки представляют собой признаки с максимальным

критерием разделимости при попарном отборе. Качественный скачок изменения ошибки кластеризации происходит при том же значении величины окна фрагментации – 12 (выделено пунктиром), позволяющем получить допустимую ошибку. На рис. 5 представлен аналогичный график зависимости общегруппового критерия разделимости от размера окна фрагментации при различном числе отобранных признаков, но при попарном способе отбора. На графике (рис. 5) можно наблюдать также заметное увеличение критерия разделимости при аналогичном значении минимального размера окна – 12.

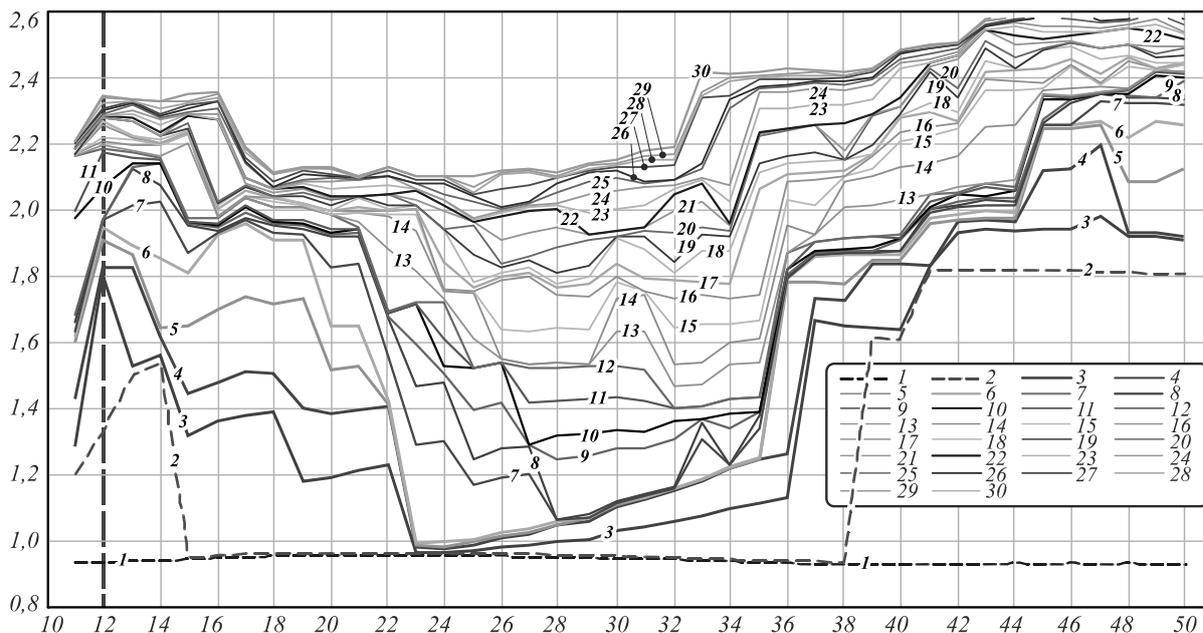


Рис. 4. Зависимость значений общегруппового критерия разделимости от размера окна фрагментации при различном числе выбранных признаков с максимальным критерием разделимости (общий отбор признаков)

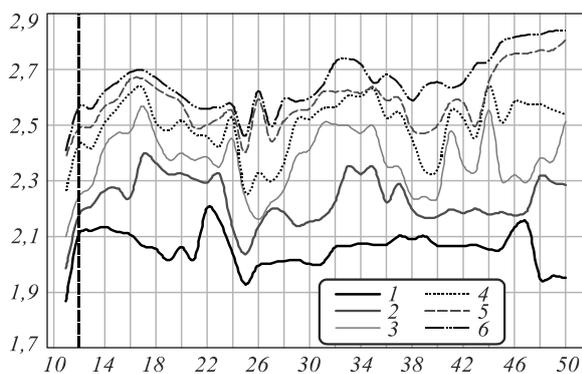


Рис. 5. Зависимость значений общегруппового критерия разделимости от размера окна фрагментации при различном числе выбранных признаков (1–6) с максимальным критерием разделимости при попарном отборе признаков

Эксперименты показали, что попарный отбор даёт меньшую ошибку кластеризации по сравнению с общим отбором признаков (рис. 7).

На рис. 8 и 9 показан анализ информационного содержания отдельных цветовых подпространств (зелёный, красный, синий) и изображения уровня серого. На рис. 8 показана ошибка кластеризации по сравнению с размером окна фрагментации при ис-

пользовании меры сходства Махаланобиса для набора из 13 признаков с максимальным критерием разделения для общей техники выбора признаков. На рис. 9 продемонстрирован аналогичный график ошибки кластеризации для попарного выбора. Анализ информативности цветовых подпространств для набора из 13 признаков при общем способе отбора (рис. 8) и для набора из 6 признаков при попарном (рис. 9) показал, что при использовании попарного способа отбора ошибка кластеризации существенно меньше при любом размере блока фрагментации (рис. 8, 9). Проанализировав данные графика, приведённого на рис. 9, можно сделать вывод о том, что наименьшая ошибка кластеризации и минимальный размер окна сегментации с допустимой минимальной ошибкой (<2,5%) достигается для фрагментов размером 12 пикселей при использовании признаков, отобранных попарным способом в зелёном цветовом подпространстве. Таким образом, зелёное подпространство является наиболее информативным.

На рис. 10 отображена частота отбора признаков зелёного подпространства для различных значений окна фрагментации (от 10 до 50) и различных углов поворота.

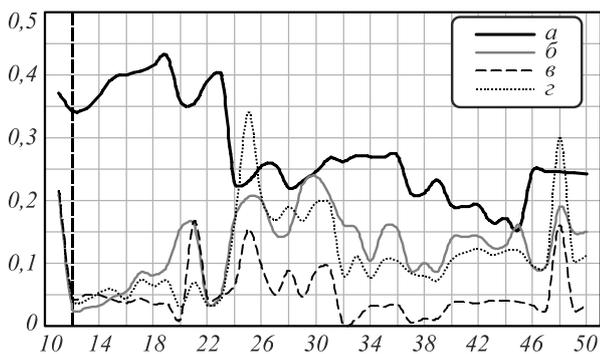


Рис. 6. Зависимость ошибки кластеризации от размера окна фрагментации: Евклидово расстояние, исходные признаки (а); расстояние Махаланобиса, исходные признаки (б); Евклидово расстояние, вновь сформированные признаки (в); расстояние Махаланобиса, вновь сформированные признаки (г)

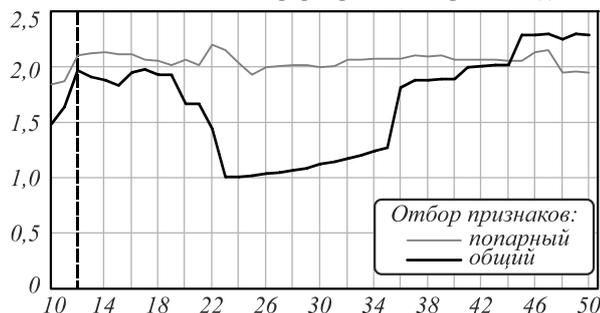


Рис. 7. Зависимость значений общегруппового критерия разделимости признаков от размера окна фрагментации при различных способах отбора признаков (количество признаков б с максимальным критерием разделимости)

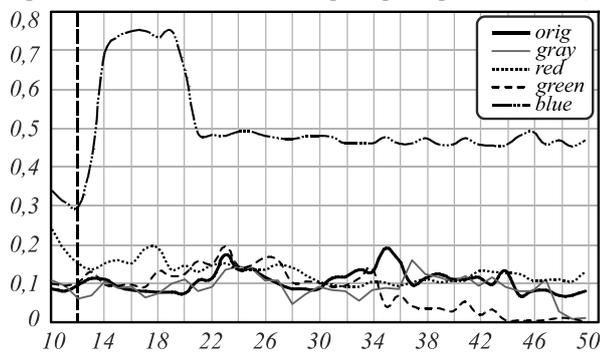


Рис. 8. Зависимость ошибки кластеризации от размера окна фрагментации при использовании меры сходства Махаланобиса и набора из 13 признаков, информативных при общем способе отбора

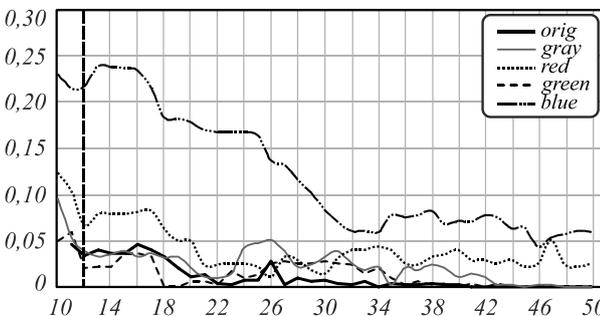


Рис. 9. Зависимость ошибки кластеризации от размера окна фрагментации при использовании меры сходства Махаланобиса и набора из 6 признаков, информативных при попарном отборе признаков

На рис. 10 можно увидеть признаки, наиболее часто встречаемые при формировании вектора информативных признаков при различных окнах фрагментации, которые оказались нечувствительными к повороту изображений.

Видно, что при попарном отборе вышли на первый план статистические признаки и некоторые признаки исчезли, как неинвариантные к повороту.

Эксперименты показали, что наиболее информативными и наиболее вероятными при отборе для различных размеров окон фрагментации оказались следующие признаки:

- а) при попарном отборе:
 - G_Sigma, H_Perc.99%, B_Perc.10%, B_Perc.01%, B_Perc.99%, G_Skewness, B_GrVariance, H_S(1,0)Correlat, G_S(5,0)Entropy, B_S(5,5)Entropy, Perc.10%, H_S(0,1)Correlat, G_S(5,5)Entropy;
- б) при общем отборе:
 - G_S(5,-5)Entropy, G_S(5,5)Entropy, B_Perc.99%, G_S(0,5)Entropy, G_S(4,-4)Entropy, G_S(5,0)Entropy, G_S(4,4)Entropy, G_Sigma, G_S(0,1)Entropy, G_S(1,0)Entropy, H_Perc.99%, G_S(0,1)Correlat, G_S(1,0)Correlat.

Общими признаками при любом способе отбора оказались признаки: G_S(5,5)Entropy, B_Perc.99%, G_S(5,0)Entropy, G_Sigma, H_Perc.99% (первая буква обозначает цветное подпространство). В табл. 1 вынесены признаки, характеризуемые максимальным критерием разделимости в зависимости от конкретной техники отбора признаков и наличия поворота изображения.

Табл. 1. Набор признаков с максимальным критерием разделимости в зависимости от способа отбора признаков и наличия поворота изображения

| | Общий отбор | Попарный отбор |
|--------------|--|--|
| С поворотом | B_Perc.99% B_Perc.90% G_S(1,0)Entropy G_S(0,1)Entropy H_Perc.90% G_S(0,5)Entropy | Perc.10% G_Skewness G_S(5,0)Entropy B_Perc.99% B_GrVariance H_Perc.90% |
| Без поворота | B_Perc.99% B_Perc.90% G_S(1,0)Entropy G_S(0,5)Entropy G_S(0,3)Entropy G_S(0,4)Entropy | Perc.10% S(0,5)Entropy G_Skewness G_S(0,5)Entropy B_GrVariance H_Perc.90% |

На рис. 11 показаны результаты сегментации изображения дна, полученные с использованием предлагаемой методики выбора признаков. Основываясь на визуальной оценке медицинского эксперта, можно сделать вывод, что наилучший результат сегментации представлен на рис. 11г, что также было подтверждено вышеупомянутыми экспериментальными исследованиями.

После сегментации выделяется область, в которую производится расстановка коагулятов. На рис. 12 представлены фрагмент изображения с эксудатами и

изображения с расставленными коагулятами в выделенной наилучшим способом сегментации области.

4. Компьютерная система автоматического формирования плана коагулятов

Сегментация изображения глазного дна и расстановка коагулятов представляют собой ключевые этапы предлагаемой технологии. На рис. 13 представлена общая схема системы, включающей следующие шаги:

совмещение данных, полученных с помощью ОКТ, с изображением глазного дна, сегментация изображения глазного дна, формирование карты отклонения толщины исследуемой сетчатки от нормы, выделение области интереса, в которую будут расставлены коагуляты, на основе выделения зон с патологией на карте высот и исключения запрещённых зон, расстановка коагулятов в выделенную область интереса.

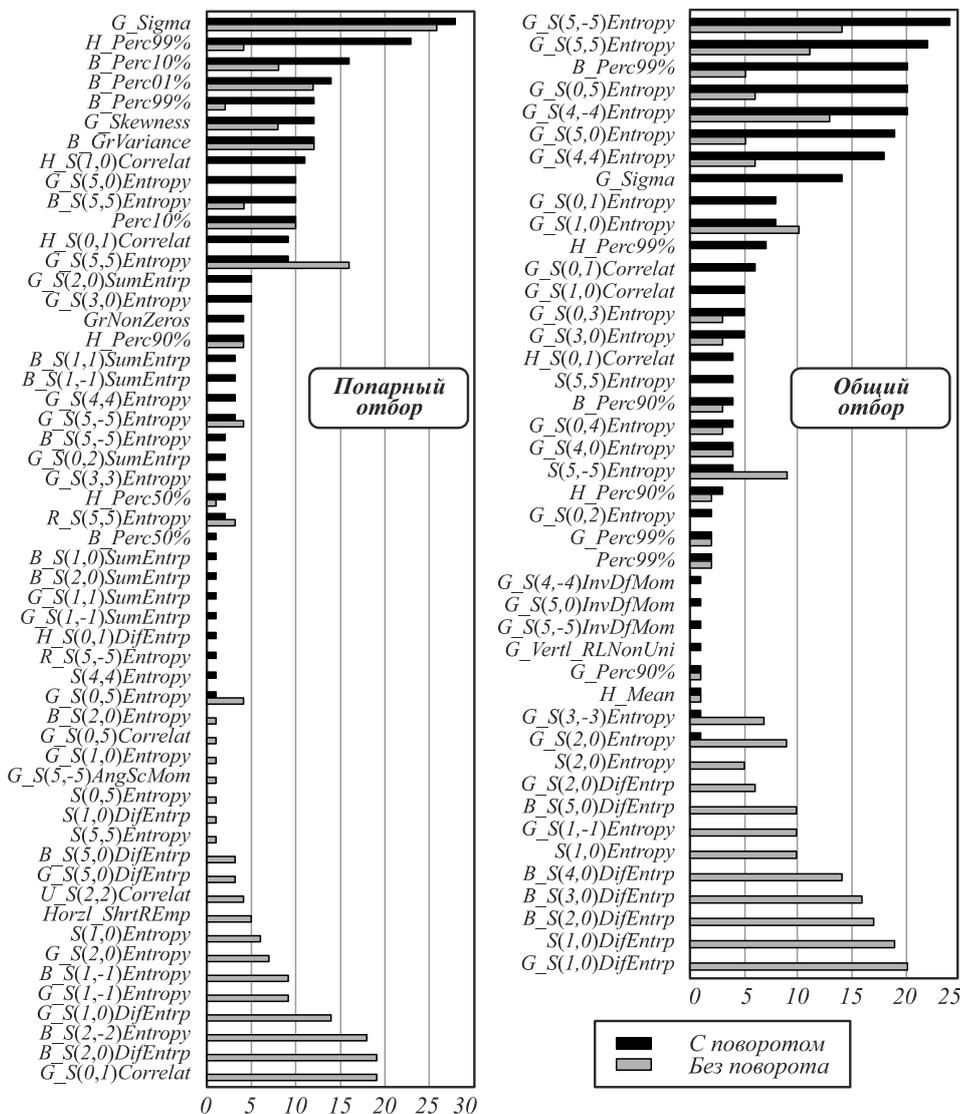


Рис. 10. Частота попаданий признаков в зеленое подпространство признаков при различных размерах окна фрагментации при попарном отборе признаков и общем отборе признаков

Для формирования карты отклонения от нормы необходимо получить карту высот сетчатки, наложенную на изображение глазного дна. На изображении ОКТ выделение патологических зон осуществляется врачом вручную. Врач ориентируется на смоделированную карту высот здоровой сетчатки и карту высот сетчатки пациента, полученной при помощи ОКТ. Затем врач вручную расставляет ключевые точки на изображениях глазного дна и ОКТ, чтобы совместить их. Наложение патологических зон на изображение глазного дна осуществляется на основе аф-

финного преобразования, вычисляемого по расставленным ключевым точкам изображений.

Сегментация позволяет выделить запрещённые области на изображении глазного дна, которые исключаются из области с высокими отклонениями от нормы. В выделенную область интереса расставляются коагуляты одним из предложенных алгоритмов. В работах [29, 30] были предложены 7 алгоритмов расстановки коагулятов в заданную область интереса, различающихся формируемыми картами коагулятов: квадратная, гексагональная, волновая, упорядочен-

ная, граничная, адаптивно граничная, случайная. Квадратная карта является близким аналогом заполнения области интереса коагулятами на основе квадратных паттернов. Адаптивно-граничная карта обладает высокой вычислительной сложностью. Самой низкой вычислительной сложностью обладает упорядоченная карта [29, 30]. Программная система будет позволять в интерактивном режиме выбирать нужный алгоритм расстановки коагулятов из предложенных 7.

Предложенная система на этапе подготовки к операции формирует оптимальный план по изображению глазного дна пациента. Врач на основе полученной картины осуществляет серию микроожогов. В дальнейшем система будет использована в качестве технологии дополненной реальности: камера принимает изображение глазного дна пациента, а система в режиме реального времени отображает врачу результат формирования плана коагулятов.

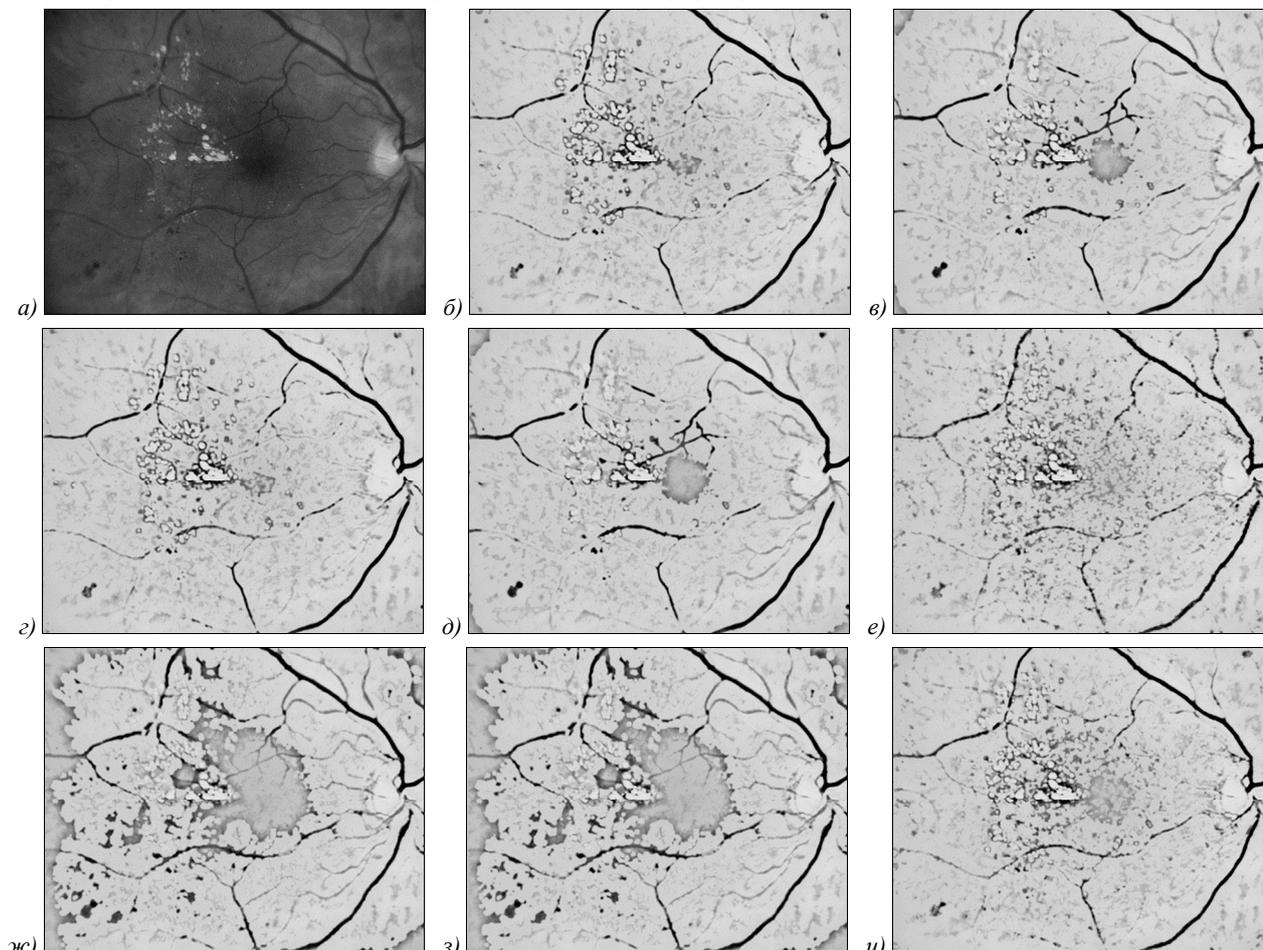


Рис. 11. Результаты сегментации изображения глазного дна, полученные в зависимости от способа отбора признаков, наличия поворота изображения и различных мер близости: а) исходное изображение; б) в) з) д) – попарный отбор признаков; е), ж), з), и) общий отбор признаков; б), в), е), ж) без поворота; г), д), з), и) с поворотом; б), г), е), и) расстояние Махаланобиса; в), д), ж), з) Евклидово расстояние

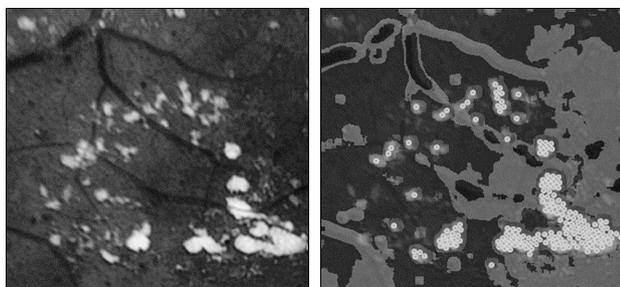


Рис. 12. Результаты заполнения коагулятам выделенных областей интереса:
а) зона экссудат;
б) результат заполнения коагулятами

На рис. 14 представлен интерфейс программного комплекса, который позволяет отображать промежу-

точные результаты обработки. Интерфейс реализован с использованием технологии WPF на языке C#. Модули вычисления признаков реализованы в динамической библиотеке на языке C++ с целью повышения производительности. Программный комплекс позволяет учитывать данные ОКТ сетчатки пациента и на основе этих данных выделять область интереса, в которую затем расставляются коагуляты.

Заключение

В работе представлена технология отбора эффективных признаков с использованием различных цветовых подпространств для проведения сегментации изображений глазного дна. Технология позволила осуществить интеллектуальный анализ признаков для

решения задачи выделения областей интереса, содержащих 4 класса объектов (экссудаты, здоровые участки, толстые, тонкие сосуды) для проведения операции лазерной коагуляции.

Для оценки эффективности набора признаков была использована процедура кластеризации на основе метода К-средних. В качестве меры сходства – расстояния Евклида и Махаланобиса. Необходимый размер окна фрагментации и мера сходства выбирались из критерия минимума ошибки кластеризации среди всех наименьших размеров окна фрагментации. Экспериментальные исследования технологии на серии из 70 изображений (132600 фрагментов, содержащих различные классы элементов глазного дна в различ-

ных цветовых подпространствах) позволили выделить наиболее информативные текстурные признаки (13 при общем способе отбора и 6 – при попарном отборе признаков), а также размер окна фрагментации (равного 12 пикселям) для получения наилучшего результата кластеризации. При этом необходимо отметить, что по сравнению с работой [16] использование различных цветовых подпространств и дополнительного поворота изображений обучающих выборок позволило существенно уменьшить размер окна фрагментации (с 47 до 12 пикселей) при сохранении достоверности не меньше 95 %, что является важным при проведении операции лазерной коагуляции.

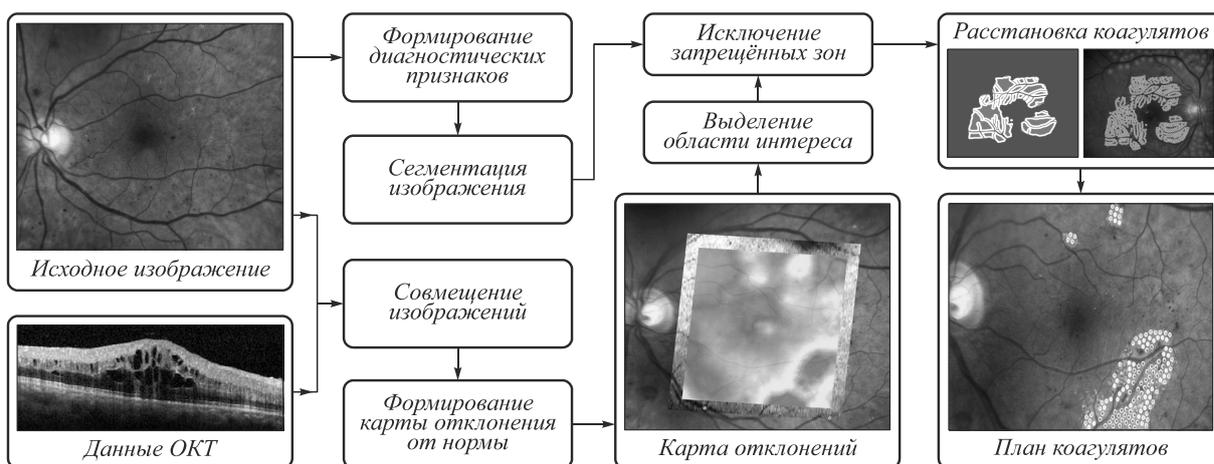


Рис. 13. Технология формирования плана коагулятов с использованием разработанных методов сегментации изображений глазного дна и расстановки коагулятов

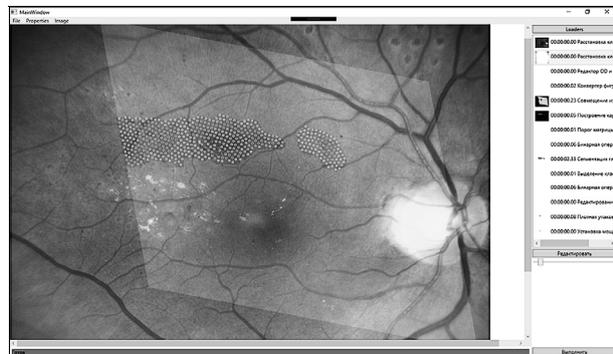


Рис. 14. Программный интерфейс системы формирования плана коагулятов на изображении глазного дна

Попарный способ отбора признаков позволил снизить ошибку кластеризации в 2 раза и более чем в 2 раза уменьшить количество признаков (до 6). В зависимости от различных способов отбора признаков и наличия поворота изображений были получены несколько наборов информативных признаков, обладающих наибольшим критерием разделимости.

В результате экспериментальных исследований были получены следующие рекомендации для получения наилучших результатов кластеризации: 1) маска фрагментации – 12 пикселей; 2) попарный отбор признаков; 3) использование следующих текстурных признаков: Perc.10%, G_Skewness, G_S(5,0)Entropy, B_Perc.99%, B_GrVariance, H_Perc.90%. Также сле-

дует отметить, что предложенная технология позволила не только выделить информативные признаки в конкретных цветовых пространствах, но и выявить наиболее информативное цветовое подпространство при наилучшем способе отбора признаков.

Предложена система автоматического формирования плана коагулятов на основе сегментации изображений глазного дна с применением эффективных текстурных признаков и алгоритмов расстановки коагулятов. Система может быть использована для эффективного лечения диабетической ретинопатии, в процессе которого врач будет наносить микроожоги на глазное дно в соответствии с предложенным системой планом коагулятов. Дальнейшие исследования направлены на совершенствование отдельных этапов представленной технологии, в частности применение процедуры предварительной обработки изображения, позволяющей подчёркивать необходимые для анализа элементы изображения глазного дна.

Благодарности

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (гранты № 16-41-630761, № 17-01-00972, № 19-29-01135, № 19-29-01235), 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/ЧЗ363/26).

Литература

1. **Дедов, И.И.** Государственный регистр сахарного диабета в Российской Федерации: статус 2014 г. и перспективы развития / И.И. Дедов, М.В. Шестакова, О.К. Викулова // Сахарный диабет. – 2015. – Т. 18, № 3. – С. 5-23.
2. **Дедов, И.И.** Распространенность сахарного диабета 2 типа у взрослого населения России (исследование NATION) / И.И. Дедов, М.В. Шестакова, Г.Р. Галстян // Сахарный диабет. – 2016. – Т. 19, № 2. – С. 104-112.
3. **Zhang, X.** Prevalence of diabetic retinopathy in the United States, 2005-2008 / X. Zhang, J.B. Saaddine, C.F. Chou, M.F. Cotch, Y.J. Cheng, L.S. Geiss, E.W. Gregg, A.L. Albright, B.E. Klein, R. Klein // Journal of the American Medical Association. – 2010. – Vol. 304. – P. 649-656.
4. **Wong, T.Y.** Relation between fasting glucose and retinopathy for diagnosis of diabetes: three population-based cross-sectional studies / T.Y. Wong, G. Liew, R.J. Tapp, M.I. Schmidt, J.J. Wang, P. Mitchell, R. Klein, B.E. Klein, P. Zimmet, J. Shaw // Lancet. – 2008. – Vol. 371, Issue 9614. – P. 736-743.
5. **Sakata, K.** Relationship of macular microcirculation and retinal thickness with visual acuity in diabetic macular edema / K. Sakata, H. Funatsu, S. Harino, H. Noma, S. Hori // Ophthalmology. – 2007. – Vol. 114, Issue 11. – P. 2061-2069.
6. **Doga, A.V.** Modern diagnostic and treatment aspects of diabetic macular edema / A.V. Doga, G.F. Kachalina, E.K. Pedanova, D.A. Buryakov // Ophthalmology, Diabetes. – 2014. – No. 4. – P. 51-59.
7. **Astakhov, Y.S.** Modern approaches to the treatment of a diabetic macular edema / Y.S. Astakhov, F.E. Shadrachev, M.I. Krasavina, N.N. Grigoryeva // Ophthalmologic Sheets. – 2009. – No. 4. – P. 59-69.
8. **Замыцкий, Е.А.** Анализ интенсивности коагулятов при лазерном лечении диабетического макулярного отека на роботизированной лазерной установке NAVILAS / Е.А. Замыцкий, А.В. Золотарев, Е.В. Карлова, П.А. Замыцкий // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2017. – Т. 13, № 2. – С. 375-378.
9. **Крылова, И.А.** Лазерное лечение диабетического макулярного отека / И.А. Крылова, А.П. Гойдин, О.Л. Фабрикантов // Современные технологии в офтальмологии. – 2017. – № 1. – С. 147-149.
10. **Чупров, А.Д.** Микроимпульсное лазерное воздействие в лечении диабетического макулярного отека / А.Д. Чупров, Д.А. Илюхин // Современные технологии в офтальмологии. – 2017. – № 1. – С. 327-329.
11. **Kernt, M.** Navigated focal retinal laser therapy using the NAVILAS system for diabetic macula edema / M. Kernt, R. Cheuteu, R.G. Liegl, F. Seidensticker, S. Cserhati, C. Hirneiss, C. Haritoglou, A. Kampik, M. Ulbig, A.S. Neubauer // Ophthalmology. – 2012. – Vol. 109, Issue 7. – P. 692-700.
12. **Park, H.Y.** Early diabetic changes in the nerve fibre layer at the macula detected by spectral domain optical coherence tomography / H.Y. Park, I.T. Kim, C.K. Park // The British Journal of Ophthalmology. – 2011. – Vol. 95, Issue 9. – P. 1223-1228.
13. **Thomas, R.L.** Incidence of diabetic retinopathy in people with type 2 diabetes mellitus attending the diabetic retinopathy screening service for wales: retrospective analysis / R.L. Thomas, F. Dunstan, S.D. Luzio, S.R. Chowdury, S.L. Hale, R.V. North, R.L. Gibbins, D.R. Owens // British Medical Journal. – 2012. – Vol. 344. – e874.
14. **Litjens, G.** A survey on deep learning in medical image analysis / G. Litjens, T. Kooi, B.E. Bejnordi, A.A.S. Adiyoso, F. Ciompi, M. Ghafoorian, A.W.M. Jeroen van der Laak, B. Ginneken, C.I. Sánchez // Medical Image Analysis. – 2017. – Vol. 42. – P. 60-88.
15. **Deák, G.G.** A systematic correlation between morphology and functional alterations in diabetic macular edema / G.G. Deák, M. Bolz, M. Ritter, S. Prager, T. Benesch, U. Schmidt-Erfurth // Investigative Ophthalmology and Visual Science. – 2010. – Vol. 51, Issue 12. – P. 6710-6714.
16. **Ilyasova, N.Yu.** Regions of interest in a fundus image selection technique using the discriminative analysis methods / N.Yu. Ilyasova, R.A. Paringer, A.V. Kupriyanov. – In: Computer vision and graphics. ICCVG 2016 / ed. by L.J. Chmielewski, A. Datta, R. Kozera, K. Wojciechowski. – Cham: Springer, 2016. – P. 408-417. – DOI: 10.1007/978-3-319-46418-3_36.
17. **Daginawala, N.** Using texture analyses of contrast enhanced CT to assess hepatic fibrosis / N. Daginawala, B. Li, K. Buch, H. Yu, B. Tischler, M.M. Qureshi, J.A. Soto, S. Anderson // European Journal of Radiology. – 2016. – Vol. 85, Issue 3. – P. 511-517.
18. **Gentillon, H.** Parameter set for computer-assisted texture analysis of fetal brain / H. Gentillon, L. Stefańczyk, M. Strzelecki, M. Respondek-Liberska // BMC Research Notes. – 2016. – No. 9. – P. 496.
19. **Acharya, U.R.** An integrated index for the identification of diabetic retinopathy stages using texture parameters / U.R. Acharya, E.Y. Ng, J.H. Tan, S.V. Sree, K.H. Ng // Journal of Medical Systems. – 2012. – Vol. 36, Issue 3. – P. 2011-2020.
20. **Texture analysis for magnetic resonance imaging** / ed. by M. Hajek, M. Dezortova, A. Materka, R. Lerski // Prague: Med4publishing, 2006. – 234 p.
21. **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 and Methods In Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. – 2013. – Vol. 702. – P. 137-140.
22. **Szczypiński, M.** MaZda – A software package for image texture analysis / M. Szczypiński, M. Strzelecki, A. Materka, A. Klepaczko // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – 2009. – Vol. 94, Issue 1. – P. 66-76.
23. **Ilyasova, 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 and Neural Networks (Information Optics). – 2015. – Vol. 24, Issue 4. – P. 309-313. – DOI: 10.3103/S1060992X15040037.
24. **Введение в статистическую теорию распознавания образов** / К. Фукунага. – М.: Наука, 1979. – 270 с.
25. **Ким, Дж.-О.** Факторный, дискриминантный и кластерный анализ / Дж.-О. Ким, Ч.У. Мьюллер, У.Р. Клекка [и др.]. – М.: Финансы и статистика, 1989. – 215 с.
26. **Ilyasova, N.Yu.** A modified technique for smart textural feature selection to extract retinal regions of interest using image pre-processing / N.Yu. Ilyasova, A.S. Shirokanev, R.A. Paringer, A.V. Kupriyanov, A.V. Zolotarev // Journal of Physics: Conference Series. – 2018. – Vol. 1096. – 012095. – DOI: 10.1088/1742-6596/1096/1/012095.
27. **Ilyasova, N.Yu.** Big data application for smart features formation in medical diagnostic tasks / N.Yu. Ilyasova, A.V. Kupriyanov, R.A. Paringer, D.V. Kirsh, A.S. Shirokanev, V.A. Soifer // Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition and Artificial Intelligence. – 2018. – P. 597-601.

28. **Широканев, А.С.** Технология интеллектуального отбора признаков для сегментации изображений глазного дна / А.С. Широканев, Н.Ю. Ильясова, Р.А. Парингер // Сборник трудов ИТНТ-2018 IV международная конференция и молодежная школа «Информационные технологии и нанотехнологии» (ИТНТ-2018). – 2018. – С. 2463-2473.
29. **Широканев, А.С.** Исследование алгоритмов расстановки коагулятов на изображение глазного дна / А.С. Широканев, Д.В. Кирш, 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.
30. **Ilyasova, N.** Coagulate map formation algorithms for laser eye treatment / N. Ilyasova, D. Kirsh, R. Paringer, A. Kupriyanov, A. Shirokanev, E. Zamycky // 3rd International Conference on Frontiers of Signal Processing (ICFSP 2017). – 2017. – P. 120-124. – DOI: 10.1109/ICFSP.2017.8097154.
31. **Пат. 2385494 С1 Российская Федерация G 06 Т 7/40.** Способ распознавания изображения текстуры клеток / Никитаев В.Г., Проничев А.Н., Чистов К.С., Хоркин В.А.; заявитель и правообладатель Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования Московский инженерно-физический институт (государственный университет); № 2008141633/28, заявл. 22.10.2008, опубл. 27.03.2010, Бюл. № 9. – 15 с.: ил.

Сведения об авторах

Ильясова Наталья Юрьевна, 1966 года рождения. В 1991 году окончила с отличием Самарский государственный аэрокосмический университет имени С.П. Королёва (СГАУ). В 1997 году защитила диссертацию на соискание степени кандидата технических наук, в 2015 году защитила диссертацию на соискание степени доктора технических наук. В настоящее время работает старшим научным сотрудником в Институте систем обработки изображений РАН – филиале ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН и одновременно профессором кафедры технической кибернетики Самарского университета. Круг научных интересов включает цифровую обработку сигналов и изображений, анализ и интерпретацию биомедицинских изображений. Имеет более 130 публикаций, в том числе 45 статей и три монографии (в соавторстве). E-mail: ilyasova@smr.ru.

Широканев Александр Сергеевич, 1993 года рождения, аспирант Самарского национального исследовательского университета имени академика С.П. Королёва. В настоящее время работает младшим научным сотрудником в Институте систем обработки изображений РАН – филиале ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН и одновременно ассистентом кафедры технической кибернетики Самарского университета. Сфера научных интересов: интеллектуальный анализ медицинских изображений; цифровая обработка изображений; математическое моделирование; численные методы. E-mail: alexandrshirokanev@gmail.com.

Куприянов Александр Викторович, 1978 года рождения, профессор кафедры технической кибернетики Самарского национального исследовательского университета имени академика С.П. Королёва; старший научный сотрудник Института систем обработки изображений РАН – филиала ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН. Сфера научных интересов: цифровая обработка сигналов и изображений; распознавание образов и искусственный интеллект; анализ и интерпретация биомедицинских сигналов и изображений. E-mail: akupr@ssau.ru.

Парингер Рустам Александрович, 1990 года рождения, доцент кафедры технической кибернетики Самарского национального исследовательского университета имени академика С.П. Королева (Самарский университет), научный сотрудник Института систем обработки изображений РАН – филиала ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН. В 2013 году окончил факультет информатики СГАУ. Кандидат технических наук с 2017 года. Круг научных интересов включает интеллектуальный анализ данных, распознавание образов и искусственные нейронные сети. E-mail: rusparinger@gmail.com.

ГРНТИ: 28.23.15

Поступила в редакцию 11 февраля 2019 г. Окончательный вариант – 23 марта 2019 г.

Technology of intellectual feature selection for a system of automatic formation of a coagulate plan on retina

N.Yu. Ilyasova^{1,2}, A.S. Shirokanev^{1,2}, A.V. Kupriyanov^{1,2}, R.A. Paringer^{1,2}

¹IPSI RAS – Branch of the FSRC “Crystallography and Photonics” RAS,
Molodogvardeyskaya 151, 443001, Samara, Russia;

²Samara National Research University, Moskovskoye shosse, 34, 443086, Samara, Russia

Abstract

The paper proposes a technology for effective feature selection to localize individual characteristics of anatomical and pathological structures in the human eye fundus. Such an approach allows the intellectual analysis of features to be conducted using color subspaces and the regions of inter-

est to be identified. This problem is relevant because in this way the efficiency of laser coagulation surgery can be improved. The technology is based on the texture analysis of certain image patterns. The initial textural attributes are derived from different statistical image descriptors calculated using the MaZda library (image histogram, image gradient, series length and adjacency matrices). The analysis of the feature space informativity and selection of the most effective features are carried out using the discriminant data analysis. The best-size image fragmentation windows for eye fundus clustering and sets of features that provide the necessary accuracy in identifying the regions of interest were derived via analyzing the following four image classes: exudates, thick vessels, thin vessels, and healthy areas. The feature selection technology was based on clustering using a K-means method, with the Euclidean and Mahalanobis distance used as a similarity measure. The required minimum size of the fragmentation window and the similarity measure were chosen from a criterion of the minimum clustering error among all the smallest window sizes. The article also presents a system for automatically forming a coagulate plan, expected to be used to support the decision-making during laser retinal coagulation surgery in the treatment of diabetic macular edema. This system is currently being developed based on the proposed technology.

Keywords: laser coagulation, eye fundus, fundus images; textural features; data mining; feature selection.

Citation: Ilyasova NYu, Shirokanev AS, Kupriyanov AV, Paringer RA. Technology of intellectual feature selection for a system of automatic formation of a coagulate plan on retina. *Computer Optics* 2019; 43(2): 304-315. DOI: 10.18287/2412-6179-2019-43-2-304-315.

Acknowledgements: This work was financially supported by the Russian Foundation for Basic Research under grant No. 16-41-630761, No. 17-01-00972, No. 19-29-01135, No. 19-29-01235 and by the Ministry of Science and Higher Education within the State assignment to the FSRC "Crystallography and Photonics" RAS No. 007-GZ/Ch3363/26 (theoretical results).

References

- [1] Dedov II, Shestakova MV, Vikulova OK. The state register of diabetes in the Russian Federation: status of 2014 and development perspectives [In Russian]. *Diabetes* 2015; 18(3): 5-23.
- [2] Dedov II, Shestakova MV, Galstyan GP. The prevalence of type 2 diabetes in the adult population of Russia (NATION study) [In Russian]. *Diabetes* 2016; 19(2): 104-112.
- [3] Zhang X, Saaddine JB, Chou CF, Cotch MF, Cheng YJ, Geiss LS, Gregg EW, Albright AL, Klein BE, Klein R. Prevalence of diabetic retinopathy in the United States, 2005-2008. *JAMA* 2010; 304: 649-656.
- [4] Wong TY, Liew G, Tapp RJ, Schmidt MI, Wang JJ, Mitchell P, Klein R, Klein BE, Zimmet P, Shaw J. Relation between fasting glucose and retinopathy for diagnosis of diabetes: three population-based cross-sectional studies. *Lancet* 2008; 371(9614): 736-743.
- [5] Sakata K, Funatsu H, Harino S, Noma H, Hori S. Relationship of macular microcirculation and retinal thickness with visual acuity in diabetic macular edema. *Ophthalmology* 2007; 114(11): 2061-2069.
- [6] Doga AV, Pedanova EK, Buryakov DA. Modern diagnostic and treatment aspects of diabetic macular edema [In Russian]. *Ophthalmology, Diabetes* 2014; 4: 51-59.
- [7] Astakhov YS, Shadrachev FE, Krasavina MI, Grigoryeva NN. Modern approaches to the treatment of a diabetic macular edema. *Ophthalmologic sheets* 2009; 4: 59-69.
- [8] Zamytskiy EA, Zolotarev AV, Karlova EV, Zamytskiy PA. Analysis of the coagulates intensity in laser treatment of diabetic macular edema in a Navilas robotic laser system [In Russian]. *Saratov Journal of Medical Scientific Research* 2017; 13(2): 375-378.
- [9] Krylova IA, Goidin AP, Fabrikantov OL. Diabetic macular edema laser treatment [In Russian]. *Modern Technology in Ophthalmology* 2017; 1: 147-149.
- [10] Chuprov AD, Iluhin DA. Micropulse laser effects in diabetic macular edema treatment [In Russian]. *Modern Technology in Ophthalmology* 2017; 1: 327-329.
- [11] Kernt M, Cheuteu R, Liegl RG, Seidensticker F, Cserhati S, Hirneiss C, Haritoglou C, Kampik A, Ulbig M, Neubauer AS. Navigated focal retinal laser therapy using the NAVILAS system for diabetic macula edema. *Ophthalmology* 2012; 109(7): 692-700.
- [12] Park HY, Kim IT, Park CK. Early diabetic changes in the nerve fibre layer at the macula detected by spectral domain optical coherence tomography. *The British Journal of Ophthalmology* 2011; 95(9): 1223-1228.
- [13] Thomas RL, Dunstan F, Luzio SD, Chowdury SR, Hale SL, North RV, Gibbins RL, Owens DR. Incidence of diabetic retinopathy in people with type 2 diabetes mellitus attending the diabetic retinopathy screening service for wales: retrospective analysis. *BMJ* 2012; 344: e874.
- [14] Litjens G, Kooi T, Bejinordi BE, Adiyoso AAS, Ciompi F, Ghafoorian M, van der Laak JAWM, Ginneken B, Sánchez CI. A survey on deep learning in medical image analysis. *Medical Image Analysis* 2017; 42: 60-88.
- [15] Deák GG, Bolz M, Ritter M, Prager S, Benesch T, Schmidt-Erfurth U. A systematic correlation between morphology and functional alterations in diabetic macular edema. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010; 51(12): 6710-6714.
- [16] Ilyasova NYu, Paringer RA, Kupriyanov AV. Regions of interest in a fundus image selection technique using the discriminative analysis methods. In Book: Chmielewski LJ, Datta A, Kozera R, Wojciechowski K, eds. *Computer vision and graphics (ICCVG 2016)*. Cham: Springer; 2016: 408-417. DOI: 10.1007/978-3-319-46418-3_36.
- [17] Dagainawala N, Li B, Buch K, Yu H, Tischler B, Qureshi MM, Soto JA, Anderson S. Using texture analyses of contrast enhanced CT to assess hepatic fibrosis. *European Journal of Radiology* 2016; 85(3): 511-517.
- [18] Gentillon H, Stefańczyk L, Strzelecki M, Respondek M, Liberska. Parameter set for computer-assisted texture analysis of fetal brain. *BMC Research Notes* 2016; 9: 496.
- [19] Acharya UR, Ng EY, Tan JH, Sree SV, Ng KH. An integrated index for the identification of diabetic retinopathy stages using texture parameters. *Journal of Medical Systems* 2012; 36(3): 2011-2020.

- [20] Hajek M, Dezortova M, Materka A, Lersk R, eds. Texture analysis for magnetic resonance imaging. Prague: Med4publishing; 2006.
- [21] Strzelecki M, Szczypinski P, Materka A, Klepaczko A. A software tool for automatic classification and segmentation of 2D/3D medical images. Nuclear Instruments and Methods In Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment 2013; 702: 137-140.
- [22] Szczypinski M, Strzelecki M, Materka A, Klepaczko A. MaZda – A software package for image texture analysis. Computer Methods and Programs in Biomedicine 2009; 94(1): 66-76.
- [23] Ilyasova NYu, Kupriyanov AV, Paringer RA. The discriminant analysis application to refine the diagnostic features of blood vessels images. Optical Memory and Neural Networks (Information Optics) 2015; 24: 309-313. DOI: 10.3103/S1060992X15040037.
- [24] Fukunaga K. Introduction to statistical pattern recognition. New York, London: Academic Press; 1972.
- [25] Kim J-O, Mueller ChW, Klecka WR. Factor, discriminant, and cluster analysis. Beverly Hills, CA: Sage Publications; 1989.
- [26] Ilyasova NYu, Shirokanev AS, Paringer RA, Kupriyanov AV. A modified technique for smart textural feature selection to extract retinal regions of interest using image pre-processing. Journal of Physics: Conference Series 2018; 1096: 012095. DOI: 10.1088/1742-6596/1096/1/012095.
- [27] Ilyasova NYu, Kupriyanov AV, Paringer RA, Kirsh DV, Shirokanev AS, Soifer VA. Big data application for smart features formation in medical diagnostic tasks. Proc Int Conf Patt Recog Artif Intell 2018: 597-601.
- [28] Shirokanev AS, Ilyasova NYu, Paringer PA. A smart feature selection technique for segmentation of fundus images. Proc IV International Conference on Information Technology and Nanotechnology (ITNT-2018) 2018: 2463-2473.
- [29] Shirokanev AS, Kirsh DV, Ilyasova NYu, Kupriyanov AV. Investigation of algorithms for coagulate arrangement in fundus images. Computer Optics 2018; 42(4): 712-721.
- [30] Ilyasova NYu, Kirsh DV, Paringer RA, Kupriyanov AV, Shirokanev AS, Zamycky EA. Coagulate map formation algorithms for laser eye treatment. 3rd International Conference on Frontiers of Signal Processing, ICFSP 2017: 120-124. DOI: 10.1109/ICFSP.2017.8097154.
- [31] Nikitaev VG, Pronichev AN, Chistov KS, Khorkin VA. Method for recognition of cell texture image. Pat RF of Invent N 2385494 of March 3, 2010, Russian Bull of Inventions N9, 2010.

Authors' information

Nataly Yurievna Ilyasova (b. 1966), graduated with honors from S.P. Korolyov Samara State Aerospace University (SSAU) (1991). She received her PhD (1997) and DSc (2015) in Technical Sciences. At present, she is a Senior Researcher at the Image Processing Systems Institute of RAS – Branch of the FSRC "Crystallography and Photonics" RAS, and holding a part-time position of Professor at SSAU's Technical Cybernetics sub-department. The area of interests includes digital signals and image processing, pattern recognition and artificial intelligence, biomedical imaging and analysis. She's list of publications contains more than 130 scientific papers, including 45 articles and 3 monographs published with coauthors. E-mail: ilyasova@smr.ru.

Aleksandr Sergeevich Shirokanev (b. 1993), graduated (2017) with a master's degree in Applied Mathematics and Informatics. At present, he is a Junior Researcher at the Image Processing Systems Institute of RAS – Branch of the FSRC "Crystallography and Photonics" RAS, and holding a part-time position of an assistant at SSAU's Technical Cybernetics sub-department. At present he is an assistant of the Technical Cybernetics department at Samara University. The area of interests includes digital image processing, mathematical modeling, numerical analysis and intellectual analysis of medical images. E-mail: alexandrshirokanev@gmail.com.

Alexandr Victorovich Kupriyanov (born 1978) graduated with honors from Samara State Aerospace University (SSAU) (2001). Candidate's degree in Technical Sciences (2004) and Doctor of Engineering Science (2013). Currently, Associate Professor at SSAU's Technical Cybernetics sub-department, and part-time position as Senior Researcher at the Image Processing Systems Institute of RAS – Branch of the FSRC "Crystallography and Photonics" RAS. Areas of interest: digital signals and image processing, pattern recognition and artificial intelligence, nanoscale image analysis and understanding, biomedical imaging and analysis. More than 90 scientific papers, including 42 published articles and 2 monographs. E-mail: akupr@ssau.ru.

Rustam Alexandrovich Paringer, (b. 1990), received Master's degree in Applied Mathematics and Informatics from Samara State Aerospace University (2013). He received his PhD in 2017. Assistant professor of the Technical Cybernetics department and researcher of IPSI RAS – Branch of the FSRC "Crystallography and Photonics". Research interests: data mining, machine learning and artificial neural networks. E-mail: rusparinger@gmail.com.

Received February 11, 2019. The final version – March 23, 2019.