

Разработка и исследование методов оценивания параметров сосудов с использованием модификации локального веерного преобразования

Н.Ю. Ильясова^{а,б}, А.С. Баисова^а, А.В.Куприянов^{а,б}

^а Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева, 443086, ул. Московское шоссе, 34, Самара, Россия

^б Институт систем обработки изображений РАН – филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, 443001, ул. Молодогвардейская, 151, Самара, Россия

Аннотация

Оценивание геометрических параметров сосудов является важным этапом при диагностировании многих сосудистых заболеваний. В данной работе описан метод оценивания диаметра сосудов, основанный на модификации метода локального веерного преобразования. Представлены результаты экспериментов, отображающие зависимость точности оценивания толщины сосуда от соотношения шум/сигнал на обрабатываемом изображении, от радиуса кривизны сосуда, от количества точек и углов усреднения. Эксперименты подтвердили устойчивость предложенного метода к различным шумам и к структурной сложности объекта, а также устойчивость к изменению радиуса кривизны сосуда.

Ключевые слова: локальное веерное преобразование; глазное дно; обработка изображений сосудов; оценка локальных параметров

1. Введение

Раннее обнаружение, анализ глазных патологий и их своевременное лечение имеют важное значение для предотвращения потери зрения. Автоматическое обнаружение и классификация заболеваний сетчатки являются важным направлением исследований в последнее время и имеют огромный потенциал для оказания помощи на ранней стадии заболеваний [1, 2].

Глаукома является тяжёлым заболеванием глаз, и анализ диска зрительного нерва, а точнее отношения параметров кровеносных сосудов различных областей, используется для её диагностики. По полученной информации в результате исследований можно классифицировать изображение как нормальное или с патологией. Одним из наиболее быстрых способов выявления болезни является определение патологии по толщине сосудов [3, 4]. На данный момент диаметр больного сосуда, отклоняется примерно лишь на 20% от диаметра здорового сосуда. Этот факт является основной мотивацией для разработки наиболее точных методов оценки состояния артериол сетчатки.

Диагноз сосудистого заболевания ставится исходя из диагностических признаков, которые основываются на геометрических параметрах сосудов. Одними из важнейших параметров являются диаметр и направление сосуда.

В последние годы разрабатывается много алгоритмов обработки изображений, направленных на анализ сосудистой системы вообще и диска зрительного нерва в частности. Все они различны и имеют свои преимущества и недостатки [5-12]. Алгоритмы, основанные на комплексном непрерывном вейвлет-преобразовании [12] имеют параметры, которые являются оптимизированными для представления структуры линий в разных направлениях. В работе [13] представлен метод оценки параметров сосудов, основанный на математической морфологии, использующийся как инструмент для извлечения частей изображения, которые полезны для описания границ и скелета сосуда. Он разработан на основе разреженного представления сигналов. В работе [13] предполагается, что каждый сигнал представляет собой линейную комбинацию нескольких морфологически различных компонентов. Окончательная карта сосуда получается адаптивным пороговым методом. Результаты показывают, что предложенный метод хорошо справляется с обнаружением аномалий и патологий в изображении сетчатки. Главным недостатком использования исключительно морфологических методов является то, что они не используют информацию о форме профиля сосудов. Вдобавок, осуществляя поиск только продолговатых структур, можно упустить из виду сильно извитые сосуды.

В работе [14] представлен метод оценивания диаметра сосуда с использованием алгоритма, основанного на параметрической модели сосуда, который может принимать сколь угодно сложную форму. Автоматический алгоритм способен сегментировать целое дерево сосудов, рассчитать диаметр сосуда и направление в цифровом офтальмологическом изображении. В работе [15] описан алгоритм, использующий новую параметрическую поверхностную модель интенсивности поперечного сечения сосудов. Важным преимуществом этого метода является его стабильность по сравнению с различными методами, но недостатком, как отмечают авторы, является то, что результаты зависят от тестовых данных, условий выполнения эксперимента. Если в тестовых наборах диапазон ширины сосудов будет широким, то точность измерения значительно упадёт. Другие подходы измерения диаметра основаны на аппроксимации профиля яркости сосуда. В основном, профиль яркости сосуда имеет гауссов профиль, поэтому часто для оценки диаметра сосуда используется аппроксимация его поперечного сечения с помощью кривой Гаусса [16, 17]. Однако больные сосуды склонны иметь ярко выраженные границы, поэтому их профиль напоминает

комбинацию из двух гауссиан, что создаёт проблемы в измерении их диаметра автоматизированными системами, а также ложное распознавание одного сосуда как двух.

В данной работе предлагается метод оценивания локальных параметров сосудистой системы глазного дна, основанный на использовании модификации локального веерного преобразования, который является по сравнению с указанными методами более помехоустойчивым за счёт использования дополнительной фильтрации шумов и усреднения, а также позволяет эффективно анализировать ветвления, пересечения, окончания сосудов при наличии ряда мешающих факторов, например, близлежащих сосудов.

2. Модификация локального веерного преобразования

В работе предложена модификация локального веерного преобразования (МЛВП), предназначенная для работы с реальными изображениями сосудистых систем низкого качества и которая хорошо справляется с такими особенностями, как наличие пятен и близко расположенных сосудов.

Метод основан на анализе на анализе распределения функции яркости по секторам в зависимости от радиуса окружности, размера и угла поворота сектора (рис.1а)[2]. Для каждого положения сектора вычисляются параметры локальной области: среднее значение и дисперсия функции яркости $f(x, y)$. Анализируя эти параметры, как функцию угла, можно определить наличие сосуда в данной точке, оценить его толщину, определить направление.

Модифицированное ЛВП определяется по следующим формулам:

$$F(x_0, y_0, a, q, r) = \frac{1}{S_q} \int_0^{a+q/2} \int_0^r f(x_0 + t \cos j, y_0 + t \sin j) dt dj, \tag{1}$$

$$D(x_0, y_0, a, q, r) = \frac{1}{S_q} \int_0^{a+q/2} \int_0^r [f(x_0 + t \cos j, y_0 + t \sin j) - F(x_0, y_0, a, q, r)]^2 dt dj, \tag{2}$$

где (x_0, y_0) – точка, относительно которой проводятся измерения, a – полярный угол сектора, q – телесный угол сектора, r – радиус, $S_\theta = \theta R^2 / 2$ – площадь сектора.

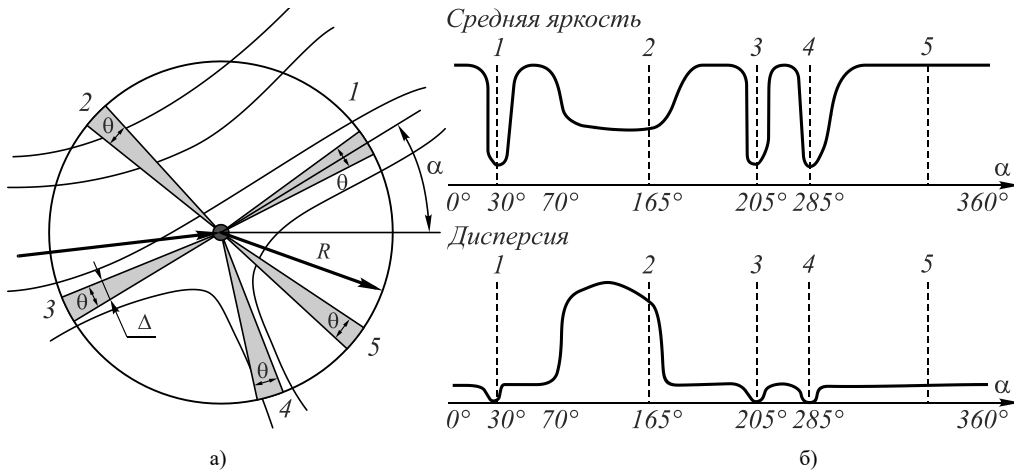


Рис. 1. Круглая область с сектором, повернутым в различные положения.

3. Оценивание локального направления сосуда

Метод МЛВП позволяет провести оценивание локального направления. МЛВП позволяет получить радиальную развёртку с более выраженными локальными минимумами, чем при вычислении ЛВП, при этом локальные минимумы будут соответствовать направлениям ветвления.

Таким образом, для получения оценки направлений сосудов необходимо для каждой полученной радиальной развёртки по углу, соответствующей какому-либо радиусу, решить оптимизационную задачу поиска минимумов[2]. Алгоритм основан на анализе списка направлений, представляющего собой вектор для каждого радиуса, длина которого равна числу направлений и значения которого равны единице в случае фиксации ветви и нулю в остальных случаях. В списке направлений могут присутствовать области постоянных значений, равных единицам. Это указывает на то, что обнаруженная ветвь имеет толщину более одного пикселя. В этом случае единица фиксируется только в центральном отсчёте области.

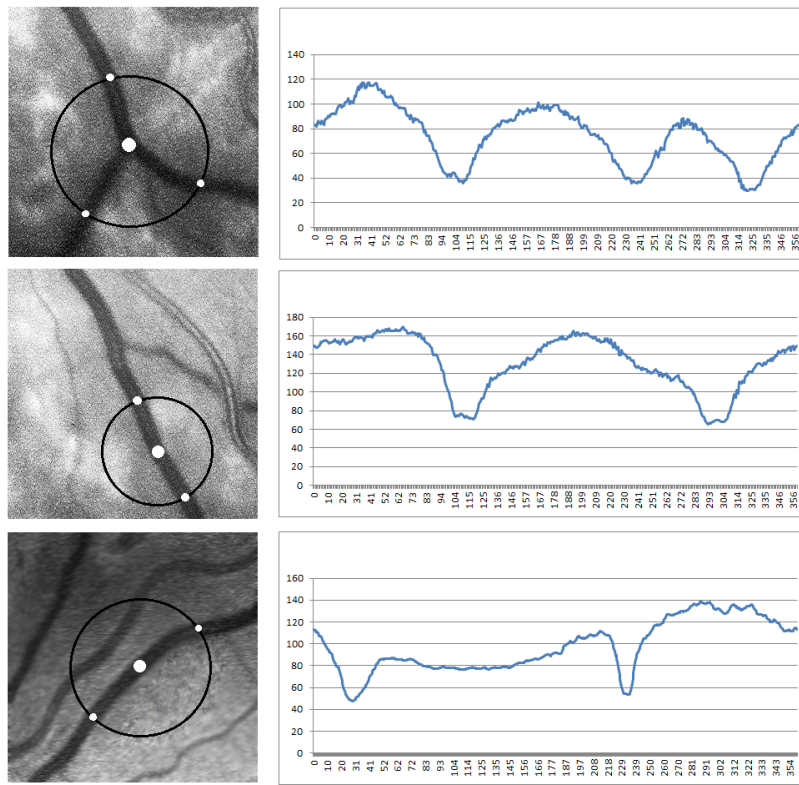


Рис. 2. Участки сосудов с соответствующими радиальными развёртками.

4. Оценивание толщины сосудов

Для оценивания толщины сосуда будем использовать ЛВП, предположив, что сосуд расположен параллельно оси ОХ (рис. 3).

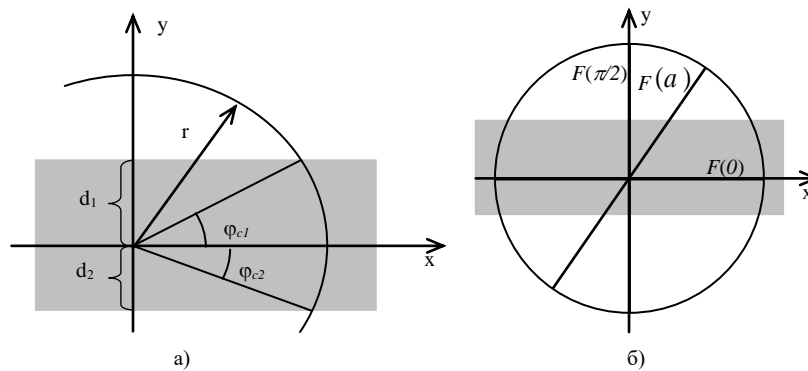


Рис. 3. Горизонтальный участок сосуда.

Верное преобразование (1) в точке (x_0, y_0) можно рассчитать аналитически при $\theta=0$ (рис.3а):

$$F_f(\alpha, r) = \left(r - \frac{d_1}{\sin \alpha} \right) f_0 + \frac{d_1}{\sin \alpha} f_1,$$

где f_0 – яркость фона, f_1 – яркость сосуда, d_1, d_2 – составляющие толщины сосуда относительно оси, $\alpha \in \varphi_{c1}, \pi - \varphi_{c2}$, $\varphi_{c1} = \arcsin \frac{d_1}{r}, \varphi_{c2} = \arcsin \frac{d_2}{r}$. В общем случае:

$$F(\alpha, r) = \begin{cases} (r - d_1/\sin \alpha) f_0 + f_1 d_1/\sin \alpha, & \alpha \in (\varphi_{c1}, \pi - \varphi_{c1}) \\ (r - d_2/\sin(\alpha - \pi)) f_0 + f_1 d_2/\sin(\alpha - \pi), & \alpha \in (\varphi_{c2}, \pi - \varphi_{c2}) \\ r f_1, & \alpha \in (0, \varphi_{c1}) \cup (\pi - \varphi_{c1}, \pi + \varphi_{c2}) \cup (2\pi - \varphi_{c2}, 2\pi) \end{cases}$$

Рассмотрим систему (рис.3.б):

$$\begin{cases} F(0,r) = 2rf_1 \\ F(\pi/2,r) = (2r-d)f_0 + df_1 \\ F(\alpha,r) = (2r-d/\sin\alpha)f_0 + f_1 d/\sin\alpha, \alpha \in (\varphi_{c\max}, \pi - \varphi_{c\max}), \varphi_{c\max} = \max(\varphi_{c1}, \varphi_{c2}) \end{cases}$$

Здесь угол a такой, что отрезок интегрирования пересекает обе границы сосуда. Отсюда оценка диаметра:

$$d = 2r \frac{F_r(\alpha, r) - F_r(\pi/2, r)}{\frac{F_r(0, r) - F_r(\pi/2, r)}{\sin \alpha} - F_r(0, r) + F_r(\alpha, r)} \quad (3)$$

На практике часто необходимо оценить составляющие диаметра d_1, d_2 . Рассмотрев круглое окно радиусом R и сосуд, направленный горизонтально, для верхнего и нижнего слагаемых d_1 и d_2 можно записать аналогичные системы:

$$\begin{cases} F(0,r) = rf_1 \\ F(\pi/2,r) = (r-d_1)f_0 + d_1f_1 \\ F(\alpha_1,r) = (r-d_1/\sin\alpha_1)f_0 + f_1 d_1/\sin\alpha_1, \alpha_1 \in (\varphi_{c1}, \pi - \varphi_{c1}) \end{cases}$$

$$\begin{cases} F(0,r) = rf_1 \\ F(3\pi/2,r) = (r-d_2)f_0 + d_2f_1 \\ F(\alpha_2,r) = (r-d_2/\sin(\alpha_2 - \pi))f_0 + f_1 d_2/\sin(\alpha_2 - \pi), \alpha_2 \in (\varphi_{c2} + \pi, 2\pi - \varphi_{c2}) \end{cases}$$

На практике сосуд имеет произвольное направление, поэтому алгоритм определения толщины получает на входе направление сосуда – угол a_s , найденный в результате работы алгоритма определения направления. Придавуглу конкретное значение, из систем получаем следующие оценки составляющих диаметра:

$$d_1 = r \frac{F(a_1 + a_s, r) - F(\pi/2 + a_s, r)}{\frac{F(0 + a_s, r) - F(\pi/2 + a_s, r)}{\sin a_1} - F(0 + a_s, r) + F(a_1 + a_s, r)} \quad (4)$$

$$d_2 = r \frac{F(a_2 + a_s, r) - F(3\pi/2 + a_s, r)}{\frac{F(0 + a_s, r) - F(3\pi/2 + a_s, r)}{\sin(a_2 - p)} - F(0 + a_s, r) + F(a_2 + a_s, r)} \quad (5)$$

Для повышения точности оценивания составляющих диаметра сосуда будем использовать усреднение значений по N_φ различным углам. Ниже показана оценка диаметра на примере одной составляющей:

$$d_1 = \frac{1}{N_\varphi} \sum_{k=1, \varphi_k \in (\varphi_{c1}, \pi - \varphi_{c1})}^{N_\varphi} \left(r \frac{F_f(\varphi_k + \alpha_s, r) - F_f(\pi/2 + \alpha_s, r)}{\frac{F_f(0 + \alpha_s, r) - F_f(\pi/2 + \alpha_s, r)}{\sin \varphi_k} - F_f(0 + \alpha_s, r) + F_f(\varphi_k + \alpha_s, r)} \right)$$

Прямое использование формул (3), (4) и (5) приводит к тому, что при работе с сильно зашумлённым изображением сосуда компоненты лучевого и веерного преобразований $F(a, r)$ [2,7,9], используемые в этих формулах могут быть вычислены с некоторой ошибкой, а значит и толщина будет найдена с ошибкой. Чтобы этого избежать, в данной работе проводится усреднение значений компонентов локального веерного преобразования вычисленных в точках, лежащих с равным шагом на прямой перпендикулярной линии интегрирования. На рисунке 4 приведён пример усреднения компонент лучевого преобразования по трём точкам.

5. Экспериментальные исследования

Было проведено исследование точности оценивания диаметра сосуда в зависимости от соотношения шум/сигнал для аддитивного «белого шума». На рис.5. представлено значение относительной ошибки оценивания диаметра в

зависимости от отношения шум/сигнал: $\varepsilon^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\hat{d}_i - d)^2 / d^2$, где \hat{d} — полученная оценка диаметра, d — истинное значение диаметра сосуда на тестовом изображении, r должен быть не меньше $d/\sin(\pi/3)$.

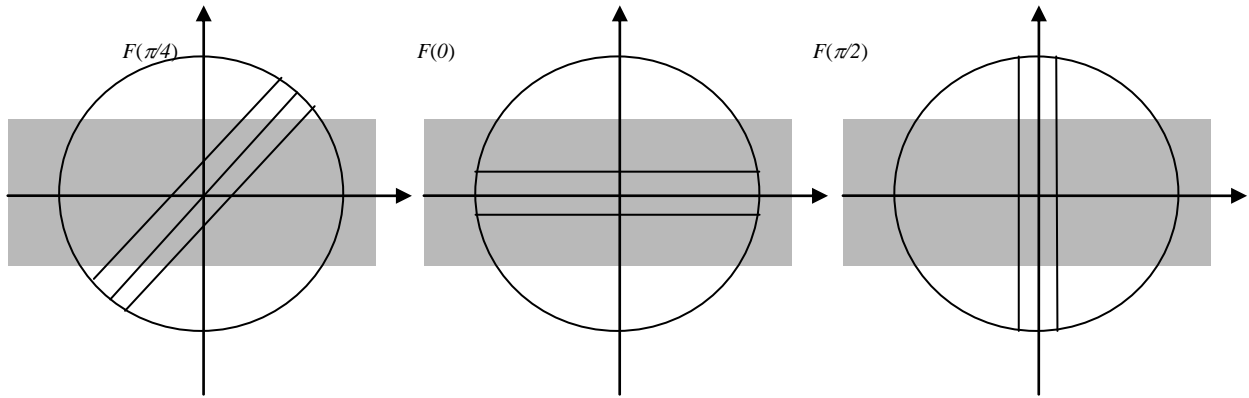


Рис. 4. Иллюстрация вычисления ЛВПс использованием усреднения по точкам.

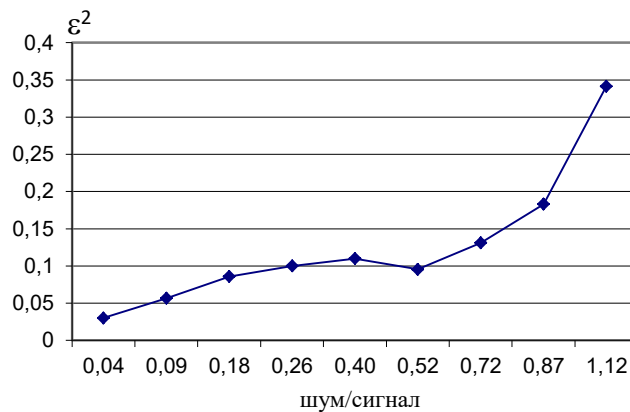


Рис. 5. Зависимость ошибки оценивания толщины от отношения шум/сигнал.

Исследование помехоустойчивости метода оценивания локальных параметров на синтезированных изображениях показало, что метод является устойчивым к аддитивному шуму. Так, при оценивании локального диаметра метод обеспечивает ошибку не более 8% при отношении шум/сигнал меньше 0,25.

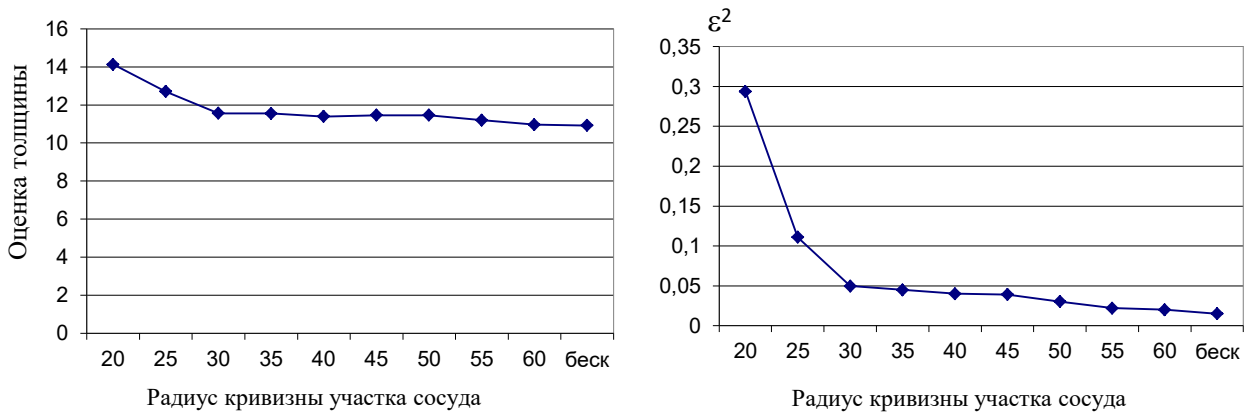


Рис. 6. Зависимость: а) оценки толщины, б) ошибки оценивания от радиуса кривизны.

На рис.6а приведена зависимость средней оценки диаметра сосуда от радиуса кривизны участка сосуда. В качестве тестовых изображений сосудов были взяты изображения сектора кольца, ширина которого равна 11 пикселям, а радиус внутренней окружности меняется от 20 до 60 пикселей. Также рассматривался прямой отрезок (бесконечный радиус кривизны) той же толщины для определения «расчётной толщины». Из приведённых графиков видно, что ошибка определения толщины тем больше, чем больше кривизна сосуда. На рисунке 7 приведена зависимость средней оценки диаметра сосуда от количества точек усреднения, описанного в п.4 (см. рис.4) для отношения шум/сигнал равного 0,25. Результаты эксперимента показали, что при увеличении количества точек усреднения до 13, ошибка уменьшается с 0,1 до 0,02.

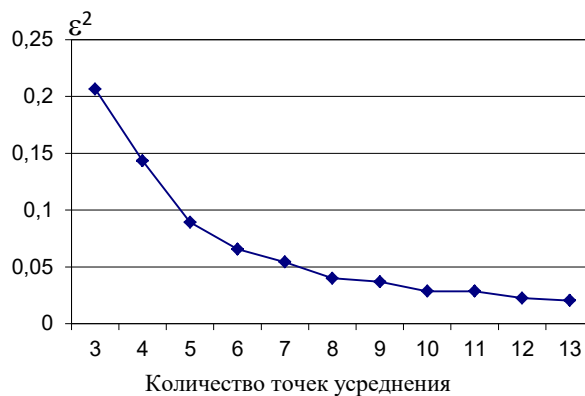


Рис. 7. Зависимость ошибки оценивания толщины от количества точек усреднения при отношении шум/сигнал 25.

На рисунке 8 приведена зависимость ошибки оценивания диаметра от количества углов усреднения (размера сканирующего сектора) при СКО шума соответственно 15 и 25. Экспериментальные исследования показали: чем больше данных используется для усреднения, тем стабильнее определение толщины, так как происходит дополнительная фильтрация шумов.

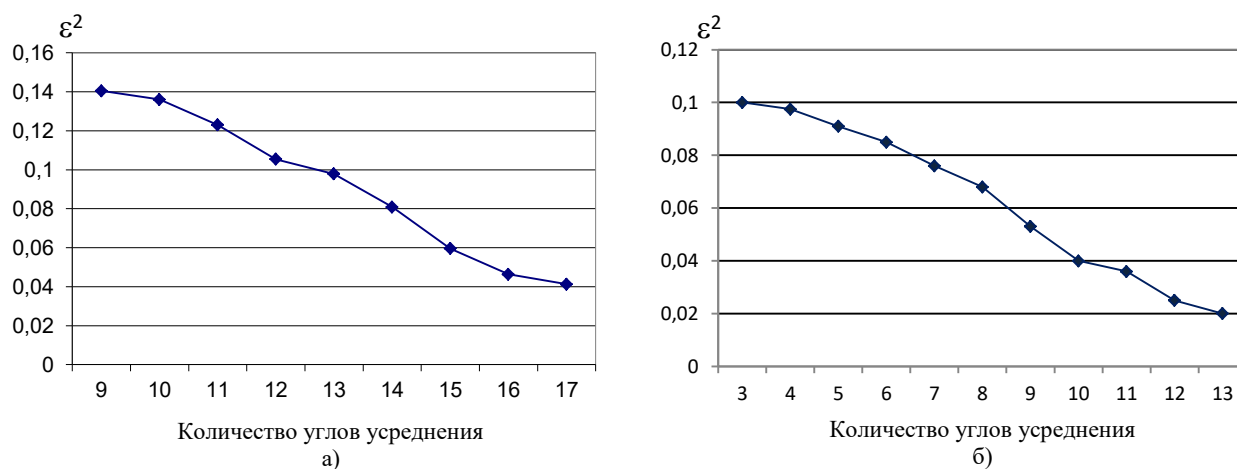


Рис. 8. Зависимость ошибки оценивания толщины от количества углов усреднения при отношении шум/сигнала 25, а) 15.

Экспериментальные исследования показали, что ошибку оценивания можно значительно уменьшить, применив усреднение по выделенным секторам окружности локального веерного преобразования. Недостатком данного метода можно указать чувствительность к достаточно большой кривизне сосуда. В качестве достоинств метода можно привести высокую помехоустойчивость и отсутствие настройки алгоритма на яркости сосуда и фона.

Оценка направлений производилась на зашумленном изображении (1024 × 1024 пикселя) (см. рис.9) с равномерно расположенными по вертикали и горизонтали разветвлениями. Общее количество объектов – 2304.

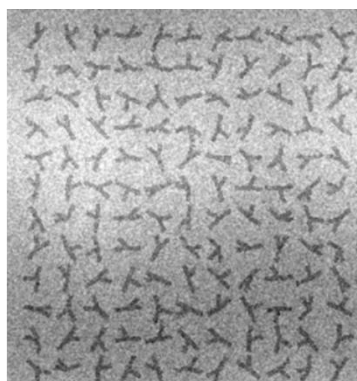


Рис.9. Зашумленное тестовое изображение.

Проведены сравнительные исследования следующих методов оценки направлений и поиска разветвлений сосудов: метод прямого поиска направлений (КМ), метод дискретного локального преобразования Радона, метод локального дискретного веерного преобразования (ДЛВП) его модификации – МЛВП[2]. Наихудшие результаты показал алгоритм, основанный на методе оценки дисперсии преобразования Радона, в силу того, что классическое

преобразование Радона не различает двух противоположных направлений, что способствует распознаванию большего количества ложных объектов и увеличению количества пропущенных объектов.

Таблица 1. Результаты идентификации разветвлений различными методами

Название метода	Количество правильно распознанных объектов	Количество пропущенных объектов	Количество ложно распознанных объектов	Общее количество неправильно распознанных объектов
Метод КМ	2221	83	403	486
Дискретное ЛПР	2016	288	192	480
Оценка дисперсии ЛПР	1812	492	235	727
Метод МЛВП	2257	47	65	112
Метод ДЛВП	2240	64	222	286

Сравнительные исследования с другими методами, отраженные в таблице 1, показали, что метод МЛВП даёт наименьшую ошибку оценивания углов разветвлений, фиксирует на изображении большее количество правильных разветвлений, даёт наименьшую ошибку обнаружения ложных разветвлений и является самым устойчивым к аддитивному белому шуму.

6. Заключение

Оценивание локальных параметров сосудов, на основании которых формируются диагностических признаки, является одной из важнейших задач современной медицины, и служит для ранней диагностики различных сосудистых патологий. В данной работе был предложен метод определения диаметра сосуда, основанный на использовании модификации локального веерного преобразования. В основе метода лежит преобразование Радона, которое модифицируется таким образом, чтобы эффективно анализировать ветвления, пересечения и окончания сосудов при наличии ряда мешающих факторов, например, пятен и близлежащих сосудов. Анализируя среднюю яркость и дисперсию радиальной функции в зависимости от угла, можно также оценить толщину сосуда, определить направление, идентифицировать точки ветвления. Для увеличения надёжности выполняется преобразование для некоторого диапазона радиусов. Разработанный алгоритм является устойчивыми к шумам и помехам, позволяет эффективно анализировать ветвления, пересечения, окончания сосудов при наличии ряда мешающих факторов. Представлены результаты экспериментов, отображающие зависимость точности оценивания толщины сосуда от соотношения шум/сигнал на обрабатываемом изображении, от радиуса кривизны сосуда, от количества точек и углов усреднения. Эксперименты подтвердили устойчивость предложенного метода к различным шумам изображений.

Наихудшие результаты показал алгоритм, основанный на методе оценки дисперсии преобразования Радона, в силу того, что классическое преобразование Радона не различает двух противоположных направлений, что способствует распознаванию большего количества ложных объектов и увеличению количества пропущенных объектов.

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, № 15-29-03823, № 15-29- 07077, № 16-57-48006, № 16-41-630761; 17-01-00972; программы № 6 фундаментальных исследований ОНИТ РАН «Биоинформатика, современные информационные технологии и математические методы в медицине» 2016-2017 гг.

Литература

- [1] Partha Sarathi, M. Blood vessel inpainting based technique for efficient localization and segmentation of optic disc in digital fundus images / M. Partha Sarathi, Malay Kishore Dutta, Anushikha Singh, Carlos M. Travieso // *Biomedical Signal Processing and Control*–2016. –P.108-117.
- [2] Ильясова, Н.Ю. Информационные технологии анализа изображений в задачах медицинской диагностики / Ильясова Н.Ю., Куприянов А.В., Храмов А.Г. // М.: Радио и связь, 2012. 424 с.
- [3] Астахов, Ю. С. Современные подходы к лечению диабетического макулярного отека / Астахов Ю. С., Шадричев Ф. Е., Красавина М. И., Григорьева Н. Н // *Офтальмологические ведомости*. – М., 2009. – №4. – С. 59-69.
- [4] Pedersen, L. Quantitative measurement of changes in retinal vessel diameter in ocular fundus images / L. Pedersen, M. Grunkin, B. Ersbøll, K. Madsen, M. Larsen, N. Christoffersen, U. Skands // *Pattern Recognition Letters*. – 2000. P.1215–1223.
- [5] Ильясова, Н.Ю. Методы цифрового анализа сосудистой системы человека. Обзор литературы // *Компьютерная оптика*. – 2013. – Т. 37, № 4. – С. 517-541.
- [6] Pyasova, N. Computer Systems for Geometrical Analysis of Blood Vessels Diagnostic Images // *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)*. – 2014. – Vol.23, Issue 4. – P. 278-286.
- [7] Куприянов, А. В. Оценивание геометрических параметров области диска зрительного нерва на изображениях глазного дна. / Куприянов, А. В., Ильясова, Н. Ю., Ананьин, М. А., Малафеев, А. М., Устинов, А. В // *Компьютерная оптика*. –2005. – № 28.

- [8] Пьясова, N. Evaluation of Geometric Characteristics of the Spatial Structure of Vessels // *Pattern Recognition and Image Analysis*. –2015. –Vol. 25. – №.4. – P. 621-625.
- [9] Ильясова, Н.Ю. Оценивание геометрических признаков пространственной структуры кровеносных сосудов // *Компьютерная оптика*. – 2014. – Т. 38, № 3. – С. 529-538.
- [10] Пьясова, N.Yu. The Discriminant Analysis Application to Refine the Diagnostic Features of Blood Vessels Images / N.Yu. Пьясова, A.V. Kupriyanov, R.A. Paringer // *Optical Memory & Neural Networks (Information Optics)*. – 2015. – Vol. 24, № 4. – P.309-313.
- [11] Куприянов А. В. Разработка информационной технологии оценивания геометрических параметров изображений глазного дна. / Куприянов А. В. Ильясова Н. Ю // *Вестник Самарского государственного аэрокосмического университета им. академика СП Королёва (национального исследовательского университета)*. – 2008. – №. 2.
- [12] Fathi, A. Automatic wavelet-based retinal blood vessels segmentation and vessel diameter estimation / A. Fathi, A.R. Naghsh-Nilchi // *Biomedical Signal Processing and Control*. –2013. – P.71-80.
- [13] Elaheh, I.Improvement of retinal blood vessel detection using morphological component analysis / I. Elaheh, J. Malihe, P. Hamid-Reza // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. – 2015, –P.263-279.
- [14] Konstantinos, K. Automatic model-based tracing algorithm for vessel segmentation and diameter estimation / K. Konstantinos, I. Aristides, C. Tsonos, N. Assimakis // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. November. – 2010.– P.108-122.
- [15] Lupas, A. Accurate estimation of retinal vessel width using bagged decision trees and an extended multiresolution Hermite model / A. Lupas, D. Tegolo, E. Trucco // *Medical Image Analysis*. – 2013, P.1164–1180.
- [16] Gao, X. Measurement of vessel diameters on retinal images for cardiovascular studies. / X.Gao, A.Bharath, A.Stanton, A.Hughes, N.Chapman, S.Thom // *On-line Conference Proceedings: Medical Image Understanding and Analysis*. – 2001. – P.123-135.
- [17] Gao, X.W. Quantification characterisation of arteries in retinal images / X.W. Gao, A. Bharath, A. Stanton, A. Hughes, N. Chapman, S. Thom // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. – 2000. – Vol.63(2). – P.133-146.