

Заключение

Жесткая связь реперных элементов с объектом исследования (фантомом), в котором расположены мишени, и применение для наведения на мишени инструмента высокоточного наводящего устройства обеспечивают ошибку наведения около 1 мм независимо от того, какой томограф используется для планирования наведения – КТ или МРТ (режимы 1...6). Сравнение режимов 2 и 3 показало, что удаление реперных меток от плоскости, в которой находятся мишени, приводит к увеличению средней ошибки наведения, однако тест Манна-Уитни не показал достоверных различий между группами измерений по меткам на уровне мишеней и по меткам, расположенным произвольно (режимы 1...2, $p = 0,283978$). Регистрация фантома по его внешнему контуру – способ «Tracer» (режим 4) – приводит к увеличению ошибки наведения по сравнению со способом регистрации по реперным меткам («PointMerge»). Использование для регистрации и наведения совмещенных КТ/МРТ-изображений не приводит к значимому увеличению ошибки наведения (режимы 1...5). Использование для регистрации четырех реперных меток по сравнению с регистрацией по 8 меткам не приводит к достоверному увеличению ошибки наведения (режимы 1...3).

Таким образом, при использовании предложенной методики [7], [8] достигнута минимизация ошибки стереотаксического наведения на целевые точки головного мозга, что позволяет расширить возможности безрамных навигационных систем и использовать их, в том числе для проведения прецизионных функциональных стереотаксических вмешательств на внутримозговых подкорковых структурах. Суммарная ошибка имеет случайный характер, зависящий от погрешностей всех технических элементов, участвующих в процессах компьютерной подготовки и стереотаксического наведения инструмента на целевую точку. Исключить эту ошибку невозможно при использовании одних и тех же технических устройств, однако ее необходимо учитывать при решении конкретно поставленных задач стереотаксической нейрохирургии.

Список литературы:

1. Холявин А.И., Низковолос В.Б., Аничков А.Д. Томография головного мозга и стереотаксическое наведение // Медицинская техника. 2014. № 1. С. 20-23.
2. Lozano A.M., Gildenberg P.L., Tasker R.R. (Eds.) Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery. – Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2009. 3287 p.
3. Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Низковолос В.Б. Стереотаксические системы. – СПб.: Наука, 2006. 142 с.
4. Schulder M., Douglas P., Baltuch G.H., Jaggi J.L. Error analysis of MRI and Leksell stereotactic frame target localization in deep brain stimulation surgery // Stereotactic and Functional Neurosurgery. 2005. Vol. 83. № 1. PP. 1-5.
5. Woerdeman P.A., Willems P.W., Noordmans H.J. et al. Application accuracy in frameless image-guided neurosurgery: A comparison study of three patient-to-image registration methods // J. Neurosurg. 2007. Vol. 106 (6). PP. 1012-1016.
6. Thompson E.M., Anderson G.J., Roberts C.M. et al. Skull-fixed fiducial markers improve accuracy in staged frameless stereotactic epilepsy surgery in children // J. Neurosurg. Pediatr. 2011. Vol. 7 (1). PP. 116-119.
7. Холявин А.И., Низковолос В.Б., Аничков А.Д., Полонский Ю.З. Способ маркировки головы пациента при работе с безрамной нейронавигацией / Патент № 2607404 РФ, МПК А61В34/20; опубл. 10.01.2017.
8. Холявин А.И., Низковолос В.Б. Прецизионная стереотаксическая безрамная нейронавигация // Медицинская техника. 2016. № 4. С. 26-28.

Андрей Иванович Холявин,
д-р мед. наук,
зав. лабораторией стереотаксических методов,
Владимир Беньевич Низковолос,
д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник,
Андрей Александрович Богдан,
ст. лаборант с высшим образованием,
Институт мозга человека им. Н.П. Бехтеревой РАН,
г. С.-Петербург,
e-mail: Kholjavin@mail.ru

Р.Г. Хафизов, Е.Г. Танаева

Метод выделения границы диска зрительного нерва на изображениях глазного дна

Аннотация

Предложен метод выделения границы диска зрительного нерва на цифровых изображениях глазного дна, основанный на накоплении отсчетов яркости по диагонали. Предложена модификация метода с использованием алгоритма веерного накопления отсчетов яркости. Для уменьшения влияния сосудов на результат накопления обработка изображения проводится в красном цветовом канале. Данный метод может быть использован для автоматизации процедуры описания глазного дна в офтальмологической практике.

Введение

Диск зрительного нерва (ДЗН) является центральным объектом на цифровых изображениях глазного дна. Это округлое или овальное образование в центральных отделах глазного дна, в норме имеющее относительно четкие границы и бледно-розовый цвет. Патология зрительного нерва достаточно обширна и включает в себя воспалительные, сосудистые, дистрофические заболевания, а также глаукому [1]. Несмотря на широкий спектр заболеваний, все визуально различимые патологические изменения диска зрительного нерва можно свести к двум основным составляющим: изменению

границ ДЗН и изменение его цветовых характеристик. Описание параметров диска зрительного нерва является одной из основных задач в офтальмологической практике, поэтому автоматизация процедуры описания ДЗН считается актуальной задачей.

Если говорить об автоматизации процедуры описания параметров ДЗН, то выделение границы диска как центрального объекта является необходимым этапом обработки изображения. Задача выделения границы диска зрительного нерва на изображениях глазного дна достаточно затруднительна из-за размытости границ и наличия кровеносных сосудов, частично прикрывающих его границы (рис. 1).

Существующие методы и алгоритмы предварительной обработки и выделения границ объектов на сложном фоне не всегда дают приемлемый результат для случая выделения границ диска зрительного нерва [2], [3]. Так, в работе [4] для выделения границы диска зрительного нерва применяется метод активных контуров [5]. При этом указано, что при подавлении кровеносных сосудов на границе диска зрительного нерва увеличивается погрешность результатов. При усилении контраста эта погрешность еще больше увеличивается, так как подчеркивается граница впадины, возникающей при подавлении кровеносных сосудов. В работе [4] для решения этой проблемы предлагается дополнительная процедура в виде коррекции результата выделения границы диска зрительного нерва.

Одним из распространенных способов улучшения качества изображений является накопление отсчетов яркости либо по последовательности кадров, либо по одному кадру путем суммирования отсчетов яркости по столбцам или по строкам [6]. Уровень флуктуационного шума при накоплении отсчетов яркости снижается, что объясняется взаимной компенсацией случайных составляющих шума. Однако из-за особенностей формы изображения диска зрительного нерва накопление яркостей по строке или по столбцам не дает желаемого эффекта. Таким образом, для выделения границы диска зрительного нерва на изображении глазного дна требуются дополнительные методы и алгоритмы с учетом формы изображения диска зрительного нерва, размытости границ и наличия кровеносных сосудов.

Материалы и методы

С учетом особенности формы изображения диска зрительного нерва предлагается производить накопление отсчетов яркости в сечениях S_n по диагонали изображения диска зрительного нерва (рис. 2а):

$$S_{\Sigma} = \frac{S_0 + S_1 + \dots + S_{P-1}}{P} = \frac{1}{P} \sum_{n=0}^{P-1} S_n,$$

где P – количество сечений по диагонали, используемых для накопления.

Сечение S_n задается уравнением для отрезка прямой

$$x_n = x_0 - (L/2)\cos\varphi_n + l\cos\varphi_n;$$

$$y_n = y_0 + (L/2)\sin\varphi_n - l\sin\varphi_n,$$

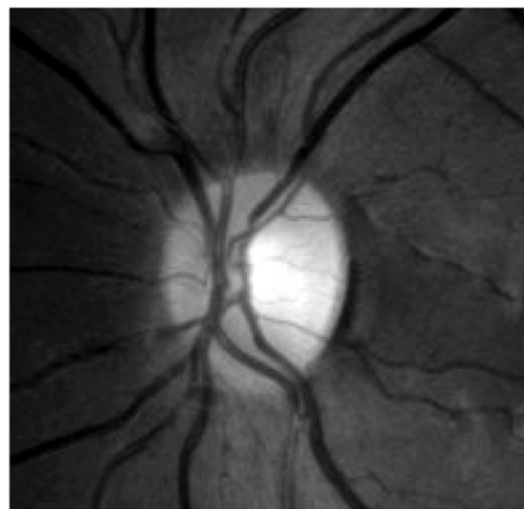
где $\varphi_n = n\Delta\varphi = n\pi/P$ – угол, задающий угловое положение сечения S_n ; L – длина отрезка прямой; $l = 0, \dots, L-1$; $n = 0, \dots, P-1$.

Увеличение количества накопленных данных приводит к уменьшению уровня флуктуационного шума. При этом дисперсия флуктуационного шума уменьшается в \sqrt{P} раз [6].

Диск зрительного нерва также может характеризоваться и овальной формой (рис. 1б). Применение алгоритма накопления по окружности может привести к «размыванию» границы. Для данного случая может быть предложена модифика-

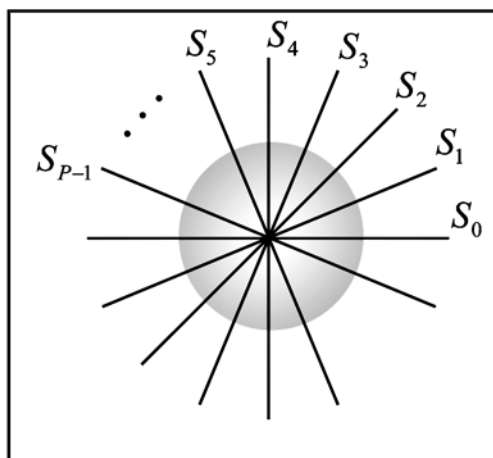


а)

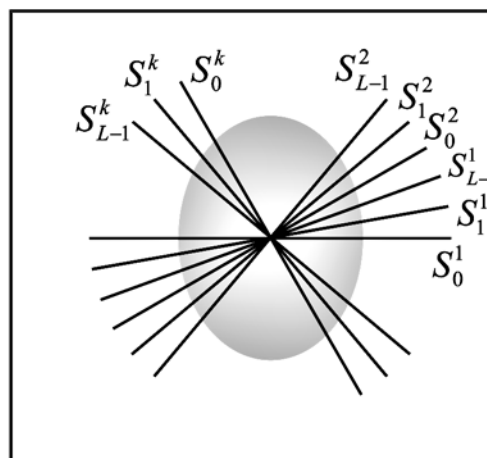


б)

Рис. 1. Примеры изображения диска зрительного нерва: а) круглой формы; б) овальной формы



а)



б)

Рис. 2. Методика накопления отсчетов яркости: а) по диагонали; б) в пределах секторов

ция алгоритма накопления, при которой накопление производится не по всем диагоналям, а пределах сектора (рис. 2б). Такой способ назовем веерным накоплением. При веерном накоплении обработку будем производить путем накопления отсчетов яркости в сечениях S_n по диагонали в пределах сектора изображения диска зрительного нерва:

$$S_{\Sigma}^k = \frac{S_0 + S_1 + \dots + S_{L-1}}{L} = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} S_n,$$

где L – количество накапливаемых сечений в пределах сектора; k – номер сектора.

В результате накопления отсчетов яркости получаем усредненное сечение S_{Σ} по всему изображению диска зрительного нерва или набор сечений S_{Σ}^k в пределах каждого сектора. Далее производится пороговая обработка в строке накопленных отсчетов яркости по среднему значению уровня яркости и определяется диаметр изображения диска зрительного нерва. При веерном накоплении пороговую обработку производим отдельно для каждого сектора в строке накопленных отсчетов яркости по среднему значению уровня яркости для данного сектора.

Наличие большого числа кровеносных сосудов в области диска зрительного нерва затрудняет непосредственное применение предложенного метода накопления отсчетов яркости. Выходом из данной ситуации может быть использование цве-

товых компонент изображения глазного дна. Анализ цветных компонент изображений глазного дна показал, что в красной цветовой компоненте влияние кровеносных сосудов в области границы диска зрительного нерва минимально. В то же время в синей и зеленой цветовой компонентах кровеносные сосуды становятся контрастнее. Таким образом, накопление отсчетов яркости целесообразно проводить в красном канале изображения глазного дна.

Результаты

Для исследования использовались изображения глазного дна, полученные с помощью цифровой фундус-камеры «TOPCON TRC-NW200». На рис. 3а представлена красная составляющая изображения диска зрительного нерва, показанного на рис. 1а. Схематично отмечено положение сечений отсчетов яркостей по диагонали при $P = 8$. На рис. 3б представлен результат накопления отсчетов яркостей по диагонали.

На рис. 3б пунктиром отмечено среднее значение уровня яркости в строке накопленных отсчетов яркости. Производя пороговую обработку в строке накопленных отсчетов яркости, определяем диаметр изображения диска зрительного нерва. В данном примере строка накопленных отсчетов яркости пересекает среднее значение при 46 и 152. Таким образом, диаметр диска зрительного нерва составляет 106 пикселей.

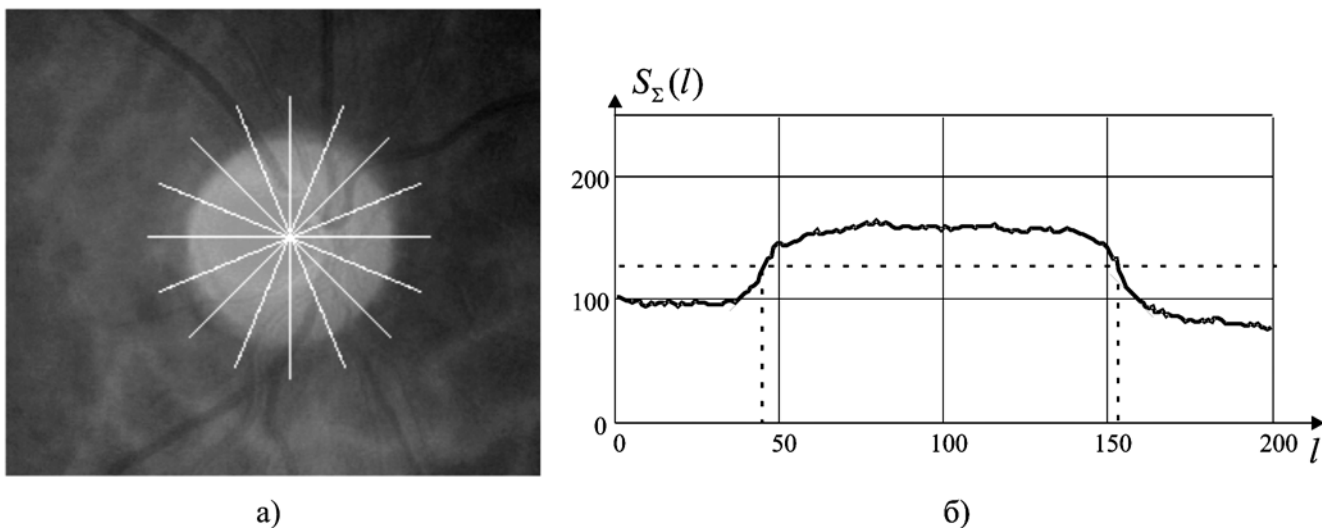


Рис. 3. Накопление отсчетов яркостей по диагонали: а) красная составляющая изображения диска зрительного нерва с отмеченными положениями сечений отсчетов яркостей; б) результат накопления отсчетов яркостей по диагонали

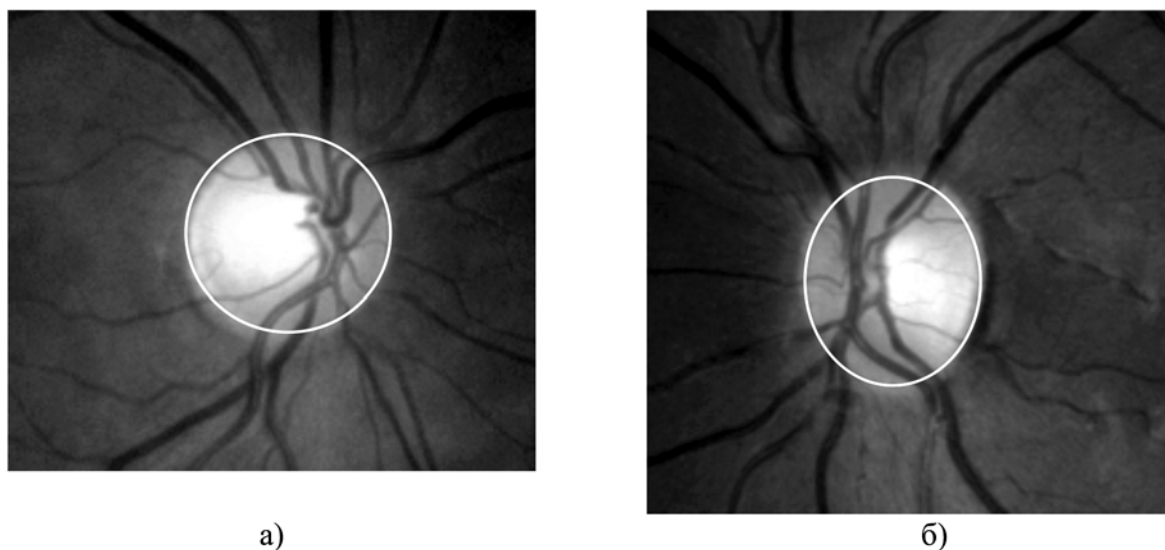


Рис. 4. Границы изображений диска зрительного нерва: а) круглой формы; б) овальной формы

В ходе эксперимента была произведена оценка дисперсии шума σ^2 в зависимости от количества P накопленных сечений по яркости. Так, до обработки изображения глазного дна дисперсия шума σ^2 составляла в среднем 113. С увеличением величины P дисперсия шума уменьшалась: при P , равной 10, дисперсия шума σ^2 составляла 38,1, а при P , равной 60, дисперсия шума σ^2 равнялась 14,2. Таким образом, экспериментальные данные, полученные по изображениям диска зрительного нерва, подтверждают теоретические сведения.

На *рис. 4* представлен результат выделения границ диска зрительного нерва, показанных на *рис. 1*.

Для тестирования предложенного метода было обработано 30 изображений глазного дна, проанализированных предварительно экспертами-офтальмологами. Контуры дисков зрительного нерва выделялись вручную, с дальнейшей обработкой по предложенному алгоритму. Для оценки точности результатов применяли показатель среднего перекрытия двух полученных контуров, т. е. насколько совпадают площади контуров, выделенных врачом и программой соответственно. Показатель среднего перекрытия составил 0,93, что говорит о высокой точности предложенного метода.

Заключение

Предложен метод выделения границы диска зрительного нерва на изображении глазного дна, основанный на накоплении отсчетов яркости в сечениях по диагонали. Данный метод позволяет устранить нечеткость границ диска зрительного нерва. Предложена модификация метода для случая, когда диск зрительного нерва характеризуется овальной формой. При этом накопление производится не по всем диагоналям, а в пределах сектора. В результате накопления отсчетов яркости получаем усредненное сечение по всему изображению диска зрительного нерва или набор сечений в пределах каждого сектора. Далее производится пороговая обработка в строке накопленных отсчетов яркости по среднему значению уровня яркости и определяется диаметр изображения диска зрительного нерва.

Показано, что в красной цветовой компоненте влияние кровеносных сосудов в области границы диска зрительного нерва минимально. В связи с этим предложено накопление отсчетов яркости производить в красном канале изображения глазного дна. Полученные результаты выделения границы диска зрительного нерва на изображении глазного дна пока-

зали хорошее совпадение с результатами анализа врачей-офтальмологов.

Список литературы:

1. Кацнельсон Л.А., Лысенко В.С., Башианская Т.И. Клинический атлас патологии глазного дна. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. С. 120.
2. Соифер В.А. Компьютерная обработка изображений // Вестник Российской академии наук. 2001. Т. 71. № 2. С. 119-129.
3. Ильясова Н.Ю., Устинов А.В., Баранов В.Г. Экспертная компьютерная система диагностики глазных заболеваний по изображениям глазного дна // Компьютерная оптика. 1999. № 19. С. 202-209.
4. Семашко А.С., Крылов А.С., Родин А.С. Поиск границы диска зрительного нерва на изображениях глазного дна с использованием метода активных контуров / Труды 13-й Международной конференции «Цифровая обработка сигналов и ее применение». 2011. Т. 2. С. 180-183.
5. Kass M., Witkin A., Terzopoulos D. Snakes: Active Contour Models // International Journal of Computer Vision. 1987. Vol. 1. PP. 321-331.
6. Фурман Я.А., Передерев А.К., Кревецкий А.В. и др. Введение в контурный анализ и его приложение к обработке изображений и сигналов. – М.: Физматлит, 2002. С. 592.

*Ринат Гафиятуллович Хафизов,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра радиотехнических
и медико-биологических систем,
ФГБОУ ВО «Поволжский государственный
технологический университет»,
Елена Геннадьевна Танаева,
аспирант,
ФГБОУ ВО «Поволжский государственный
технологический университет»,
врач-офтальмолог,
ГБУ РМЭ «Республиканская
офтальмологическая больница им. Г.И. Григорьева»,
г. Йошкар-Ола,
e-mail: HafizovRG@volgatech.net*

М.А. Головин, Н.В. Марусин, Ю.Б. Голубева

Применение 3D-технологий в протезно-ортопедической отрасли

Аннотация

Приведен обзор аддитивных технологий, которые используются для производства протезно-ортопедических изделий.

Проведен анализ работы с 3D-сканерами и комплектным программным обеспечением. Для анализа 3D-сканеров разработаны методика сканирования и методики оценки удобства и качества сканирования.

Приводятся сведения о ПО для моделирования ПОИ.

Введение

Стремительно развивающиеся 3D-технологии находят свое применение во всех сферах жизни и отраслях производства. Они менялись с развитием технологий и с появлением новых требований из различных областей применения [1]. На их развитие косвенно влияли другие причины: например, широкое распространение 3D-принтеров стало возможным только спустя 30 лет после разработки технологии – закрытая информация и коммерческая тайна охраняли инновации от конкурентов.

В настоящее время идет процесс формализации требований к 3D-технологиям, в связи с чем технический комитет по

стандартизации № 182 «Аддитивные технологии» разрабатывает стандарты для регулирования сферы аддитивных технологий: в мае 2017 года были приняты стандарты «Аддитивные технологические процессы. Базовые принципы. Часть 1. Термины и определения», «Аддитивные технологические процессы. Базовые принципы. Часть 2. Материалы для аддитивных технологических процессов. Общие требования» [2].

Аддитивные технологии включают в себя сканирование, моделирование и печать. На *рис. 1* представлена схема технологического процесса.

В настоящей статье приведены сведения о существующих способах применения 3D-технологий в производстве протезно-ортопедических изделий (далее – ПОИ) в мире, а также