

МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ АВТОМАТИЗАЦИИ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИИ ЭКСТРАОКУЛЯРНЫХ МЫШЦ

М.Л. КОЧИНА, В.Г. КАЛИМАНОВ

Рассматривается двухэтапный подход к сегментации изображений. Подход обеспечивает выделение области интереса на исходном изображении и поиск требуемых фрагментов для детектирования границ. Показана эффективность алгоритмов комплексированной обработки локальных фрагментов, соответствующих в совокупности одному классу эквивалентности. Созданы предпосылки для проблемно-ориентированной интерпретации изображений при выделении диагностических признаков интерференционных картин глаз.

Two-stage approach to segmentation of images is considered. The approach ensures selection of an area of interest on the original image and searching for required fragments for the boundaries detection. Effectiveness of algorithms of integrated processing of the local fragments relevant in aggregate to one equivalence class is shown. Premises for problem oriented images interpretation are created at selecting diagnostic features of eyes interference images.

Создание новых неинвазивных методов исследования и диагностики патологии глаза, основанных на его физических свойствах, является актуальной задачей. Не смотря на бурное развитие многих наук, в практическом здравоохранении, по-прежнему, используются традиционные, контактные, часто недостаточно информативные и трудоемкие, методы.

Использование поляризованного света позволяет не только улучшить качество оптического изображения глаза, но и исследовать физические свойства глазных сред. Поскольку большинство тканей глаза являются оптически анизотропными, использование поляризованного света позволяет получить новую диагностическую информацию [1, 2].

Наибольший интерес представляет оптическая анизотропия, вызванная механическими деформациями (растяжением, сжатием, тугим зажатием в оправу). Это явление названо фотоупругостью или пьзооптическим эффектом. Роговица глаза, как многие биологические ткани, обладает оптической анизотропией. Анизотропные свойства роговицы глаза обусловлены, как структурой и взаиморасположением коллагеновых волокон в ней, так и фотоупругостью. Фотоупругие свойства роговицы живого глаза обусловлены тем, что она находится под растягивающим действием со стороны экстраокулярных мышц и внутриглазного давления. При исследовании роговицы в поляризованном свете на ней наблюдается специфическая интерференционная картина, представляющая собой фигуру, сходную с ромбом, углы которого опираются на горизонтальный и вертикальный диаметры глаза (рис. 1).

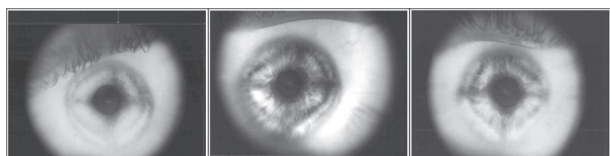


Рис. 1. Примеры типовых изображений интерференционных картин глаз

Интерференционная картина роговицы глаза образована цветными полосами, называемыми изохромами. Цветовой состав изохром зависит от пигментации радужки глаза, на фоне которой наблюдается интерференционная картина.

Форма интерференционной картины зависит от силы действия и места прикрепления к склере экстраокулярных мышц [3, 4]. Многочисленные исследования интерференционных картин глаз больных различными видами косоглазия позволили установить закономерности изменения формы картин в зависимости от вида патологии и выделить основные диагностические признаки, по которым данную патологию можно классифицировать [4, 5]. Каждый из видов патологии экстраокулярных мышц (гипер- и гипопункция, дислокация) требует своей хирургической и терапевтической тактики, причем традиционные методы диагностики трудоемки, субъективны, что может приводить к недостаточному эффекту от хирургических вмешательств.

В качестве диагностических признаков, позволяющих объективно судить о структурно-функциональном состоянии экстраокулярных мышц были выбраны отрезки диагоналей интерференционного ромба. Определение информативных параметров интерференционных картин для каждого пациента вручную достаточно трудоемко и требует значительного времени, что ограничивает, в настоящее время, клиническое применение интерференционного метода [4, 5].

Цель настоящего исследования – адаптация методов сегментации изображений для анализа интерференционных картин глаз.

Задача автоматизации диагностики патологии экстраокулярных мышц в поляризованном свете связана с определением геометрических параметров изохромы первого порядка (самая темная кривая на интерференционной картине (рис. 1)). Несмотря на достаточно формализованную предметную область, имеется целый ряд задач обработки визуальной информации, связанных с различными условиями получения изображений и требующих синтеза моделей, учитывающих эту специфику. Прежде всего, следует указать на различный контраст роговицы в пределах одного изображения, т.е. оценку ее геометрических характеристик приходится выполнять лишь по отдельным фрагментам, возможно несвязным. Так, непосредственное применение метода наименьших квадратов [6, 7]

для таких задач может давать существенные ошибки за счет приближения только части объекта, т. е. для обеспечения высокой точности аппроксимации следует использовать итерационные процедуры типа алгоритмов Спаса [8], Тобина [9], Левенберга-Марквардта [10, 11]. При этом градиентные процедуры для получения контурных препаратов целесообразно применять только к областям, соответствующим изображению роговицы. Отсюда непосредственно следует необходимость двухэтапной сегментации. На первом шаге на основе свойств однородности можно выделить области интереса, а затем – контекстная сегментация обеспечит поиск требуемых фрагментов для детектирования границ. Следует также подчеркнуть, что применение контекстной сегментации вызвано возможностью появления роговицы в произвольном месте в поле зрения (рис. 1).

Проанализируем подходы к решению задачи. Пусть в поле зрения $D \subset R^2$ определено изображение $B(x, y)$

$$B(x, y) = \mu(x, y)[\lambda(x, y)B_0(x, y) + [1 - \lambda(x, y)]\Phi(x, y)] + \Phi(x, y)\eta(x, y),$$

где $\mu(x, y)$ – функции изменения яркости и контраста, $\lambda(x, y)$ – характеристическая функция носителя объекта (области интереса) на изображении,

$$\lambda(x, y) = \begin{cases} 1, & B_0(x, y) \neq 0, \\ 0, & B_0(x, y) = 0, \end{cases}$$

$B_0(x, y)$ – изображение обрабатываемого объекта, $\Phi(x, y)$ – фоновая составляющая, $\eta(x, y)$ – аддитивные случайные помехи.

Итак, задача заключается в определении характеристик изображения $B_0(x, y)$ по наблюдаемой функции $B(x, y)$ при неизвестных $\mu(x, y)$, $\lambda(x, y)$, $\Phi(x, y)$ и характеристиках $\eta(x, y)$. В качестве базы для исходных посылок (чаще всего эвристических) используется информация об условиях регистрации изображений, свойствах изображений объекта и фона.

Выделим в поле зрения $D \subset R^2$ систему подмножеств $\{\Lambda_\alpha\}$, $\alpha = 1, 2, \dots$ соответствующих «однородным» по яркости и/или с точки зрения тематической интерпретации фрагментам (некоторым сочетанием контурных препаратов и областей с приблизительно равными значениями яркостей/цветов или признаков). Пусть каждое Λ_α состоит из конечного числа элементов и

$$\Lambda_\alpha = \bigcup_{\beta=1}^y \lambda_\beta^\alpha = D.$$

Если $\forall \beta' \neq \beta'' \lambda_{\beta'}^\alpha \cap \lambda_{\beta''}^\alpha = \emptyset$, то речь идет о детерминированной (сильной, четкой) сегментации. В противном случае – о вероятностной (слабой, фаззи) сегментации. Сегментация изображения – это реализация отображения $\Phi: B(x, y) \rightarrow \Lambda_\alpha$ [12], и на множестве $\{\Lambda_\alpha\}$ нам необходимо уметь находить такие разбиения, в которых отдельные области соответствуют носителям изображений роговицы и изохромы I порядка. На рис. 2 представлены примеры сегментации изображений, приведенных на

рис. 1, методом JSEG (квантование цветов и текстурная кластеризация) [13]. Непосредственный анализ показывает необходимость использования процедур типа слияния-расщепления областей для выделения требуемых фрагментов.

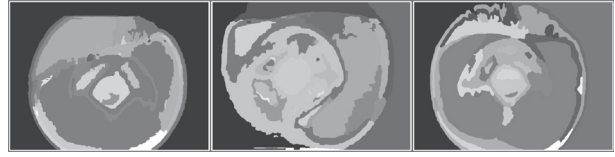


Рис. 2. Примеры JSEG-сегментации изображений

На данном этапе мы полностью перешли к многоуровневой цифровой форме представления изображений, т.е. удобным инструментом для дальнейшего анализа являются операции бинарной морфологии. Так, необходимые для контекстного анализа границы определяются следующим образом:

– «ортогональные» границы объекта

$$\partial_4(\lambda_\beta^\alpha) = \lambda_\beta^\alpha / \varepsilon_{N_8}(\lambda_\beta^\alpha),$$

– изотропные цифровые границы

$$\partial_8(\lambda_\beta^\alpha) = \lambda_\beta^\alpha / \varepsilon_{N_4}(\lambda_\beta^\alpha).$$

Здесь $\forall z = (z_x, z_y) \in Z^2$ использованы традиционные виды связности

$$N_4(z) = \{u \in Z^2 : |z_x - u_x| + |z_y - u_y| = 1\},$$

$$N_8(z) = \{u \in Z^2 : \max\{|z_x - u_x|, |z_y - u_y|\} = 1\}$$

Множества $N_8, N_4 \subset H$ использованы в качестве структурных элементов для операции сужения (erosion)

$$\varepsilon_H(\lambda) = \bigcap_{h \in H} (\lambda + h) = \{x \in \lambda : (H' + x) \subset \lambda\},$$

где $H' = \{-x \in X : x \in H\}$, $H \subseteq D$ – фиксируемое множество, называемое структурным элементом. Нотация « H' » означает поворот прототипа на 180° вокруг его центра.

Итак, в поле зрения имеется некоторая опорная (эталонная) кривая X_0 , заданная лежащими на ней точками (x_{i_0}, y_{i_0}) , $i = \overline{1, N}$. Обозначим выделенные контурные точки изображения объекта X через (x_i, y_i) , $i = \overline{1, N}$ и предположим, что векторы смещения $\vec{d}_i = (x_i - x_{i_0}, y_i - y_{i_0})$ независимы и нормально распределены с нулевым средним и ковариационной матрицей $\sigma^2 I$, где I – единичная $(N \times N)$ матрица, а параметр $\sigma^2 > 0$ постоянен для любого $i \in \{1, 2, \dots, N\}$. Без ограничения общности будем полагать, что разрешающая способность видеодатчика достаточна для пренебрежения ошибками округления координат контуров. Тогда логарифм функции правдоподобия f приближения наблюдений к эталону имеет вид

$$\log f = -\frac{1}{2\sigma^2} \left[\sum_{i=1}^N (x_i - x_{i_0})^2 + (y_i - y_{i_0})^2 \right] - N \log(2\pi\sigma^2).$$

Очевидно, что для поиска максимума $\log f$ необходимо минимизировать

$$F = \sum_{i=1}^N (x_i - x_{i0})^2 + (y_i - y_{i0})^2.$$

С практической точки зрения F — достаточно сложная функция, имеющая несколько локальных минимумов, которые в параметрическом пространстве расположены далеко друг от друга, а их значения могут быть весьма близки к глобальному минимуму. Для решения нелинейных задач аппроксимации методом наименьших квадратов используем итерационный алгоритм Левенберга-Марквардта, обеспечивающий достаточно быструю (квадратичную) сходимость к локальным минимумам и высокую надежность минимизации за счет проведения итераций в направлении обратном к градиенту целевой функции. Разумный компромисс между этими принципами и обеспечивает широкую распространенность этого алгоритма.

Необходимо отметить, что предварительная обработка изображений может обеспечить повышение надежности первого шага сегментации.

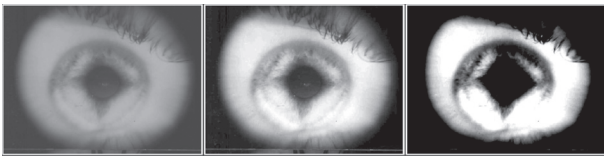


Рис. 3. Примеры предварительной обработки изображений

По рис. 3 видно, что и контрастирование после эквализации гистограммы (в центре), и нелинейные преобразования яркостей создают предпосылки для более качественного выделения изохромы.

ВЫВОДЫ

1. Исходные интерференционные картины глаз могут иметь различный контраст в пределах одного изображения, т.е. оценку их геометрических характеристик необходимо выполнять по отдельным несвязным фрагментам, что исключает возможность непосредственного применения метода наименьших квадратов.

2. Процедура аппроксимации контура интерференционной изохромы первого порядка должна содержать двухэтапную сегментацию, обеспечивающую выделение области интереса на исходном изображении и поиск требуемых фрагментов для детектирования границ.

3. Для адекватного выделения интерференционного ромба определенную перспективу имеют алгоритмы, обеспечивающие анализ формы областей сегментированных изображений. В этом плане максимальную эффективность обеспечат алгоритмы комплексированной обработки локальных фрагментов, соответствующих в совокупности одному классу эквивалентности.

Таким образом, предложенный двухэтапный подход создает предпосылки для проблемно-ориентированной интерпретации изображений при выделении диагностических признаков интерференционных картин глаз.

Литература.

- [1] Пеньков М.А., Тамарова Р.М., Кочина М.Л. Поляризационный метод исследования роговицы глаза // Новости медицинской техники. — ВНИИМП. — М.: — 1982. — Вып.1. — С. 27-30.
- [2] Кочина М.Л. Поляризационно-оптические свойства роговой оболочки глаза // Актуальные вопросы офтальмологии. - Харьков. — 1980. — С. 45-47.
- [3] Пеньков М.А., Кочина М.Л., Уткин Ю.А. Анализ интерференционных изохром роговой оболочки глаза и выделение диагностических признаков // Проблемы бионики. — 1983. — Вып.30. — С. 22-28.
- [4] Пеньков М.А., Кочина М.Л. и др. (СССР) А.с. 1762893 СССР. Способ определения функционального состояния глазодвигательных мышц. Заявлено (16.01.1987). Опубл.(23.09.92). // Б.И. № 35. — 1992.
- [5] Пеньков М.А., Кочина М.Л. Интерференционный метод диагностики косоглазия // Офтальмологический журнал. — 1979. — №8. — С.497-498.
- [6] Pratt V. Direct least-squares fitting of algebraic surfaces // Computer Graphics. — 1987. — Vol. 21. — P. 145-152.
- [7] Ahn S.J., Rauh W., Warnecke H.J. Least-squares orthogonal distances fitting of circle, sphere, ellipse, hyperbola, and parabola // Pattern Recognition. — 2001. — Vol. 34. — P. 2283-2303.
- [8] Spath H. Least-squares fitting by circles. // Computing. — 1996. — 57. — P. 179-185.
- [9] Taubin G. Estimation of planar curves, surfaces and nonplanar space curves defined by implicit equations, with applications to edge and range image segmentation // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. — 1991. — Vol. 13. — P. 1115-1138.
- [10] Levenberg K. A Method for the solution of certain non-linear problems in least squares // Quart. Applying Mathematics. — 1944 — No 2. — P. 164-168.
- [11] Marquardt D. An algorithm for least squares estimation of nonlinear parameters // SIAM Journal on Applying Mathematics. — 1963. — Vol. 11. — P. 431-441.
- [12] Cai W., Chen S., Zhang D. Fast and robust fuzzy c-means clustering algorithms incorporating local information for image segmentation // Pattern Recognition. — Vol. 40, No 3. — 2007. — P. 825-838.
- [13] Deng Y., Manjunath B.S. Unsupervised segmentation of color-texture regions in images and video // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. — Vol. 23, No. 8. — 2001. — P. 800-810.

Поступила в редколлегию 3.03.2008

Кочина Марина Леонидовна, доктор биологических наук, старший научный сотрудник, профессор кафедры радиоэлектронных устройств ХНУРЭ, заведующая отделом медицинской экологии Харьковского национального медицинского университета. Область научных интересов: исследование и моделирование механизмов взаимодействия электромагнитного излучения с биологическими объектами, медицинская и биологическая кибернетика.

Калиманов Владимир Григорьевич, соискатель кафедры радиоэлектронных устройств ХНУРЭ, заместитель начальника учебно-методического отдела Харьковского национального медицинского университета. Область научных интересов: исследование оптической анизотропии тканей глаза, автоматизация диагностики патологии глаза.

