

УДК 004.932.2

М.М. Алилу, М.В. Спринджук

СЕГМЕНТАЦИЯ ОБЪЕКТОВ НА БИМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИБЛИОТЕКИ ШАБЛОНОВ

Рассматривается система компьютеризированной диагностики для обнаружения объектов с произвольными размерами и формой и сегментации их на медицинских изображениях различной модальности с использованием библиотеки шаблонов нерегулярной гладкой формы.

Введение

Автоматический анализ биомедицинских изображений имеет большое значение в современной медицине в связи с увеличением объема данных, появлением необходимости решать новые задачи в различных областях лечения и мониторинга заболеваний. Одним из основных инструментов для обработки биомедицинских изображений являются компьютеризированные диагностические системы (КДС). Их фундаментальную основу составляет распознавание образов значительной сложности.

Обнаружение и сегментация объектов на изображениях – важные этапы в работе любой КДС. Современные подходы [1–10] к обнаружению объектов можно классифицировать как методики нисходящего и восходящего типов или как их комбинацию. Нисходящие подходы [11] часто включают в себя стадии обучения для получения класса особенностей модели или определения конфигурации объекта. Восходящий подход начинается с низкого или среднего уровня свойств изображений, их краев или сегментов [5, 8–10]. Цели любого метода сегментации – извлечение характерных элементов, принадлежащих структуре объекта, и их интеграция в единую последовательную модель данной структуры. Некоторые общие подходы к сегментации объектов изображений, которые были недавно использованы в ряде исследований, – это определение пороговых значений, разрастание областей, кластеризация и классификация, модели Марковских случайных полей, искусственные нейронные сети, деформируемые модели, а также подходы, основанные на атласах. Хотя существует множество различных алгоритмов сегментации, большинство из них применимы в тех случаях, когда целевые объекты достаточно просты. Однако в случае биомедицинских изображений вопросы сегментации становятся все более сложными, поэтому приходится сначала локализовать целевые объекты, а затем их сегментировать. Использование эффективных методов сегментации имеет решающее значение для разрабатываемых компьютерных автоматизированных систем диагностики. Описание современных подходов к сегментации дается, например, в источниках [12–14]. Спектр целевых объектов может варьировать в достаточно широком диапазоне, начиная от узлов на КТ-изображениях до митотических клеток гистологических изображений. Так как целевые объекты на разных типах изображений обладают специфической структурой, а работа с каждым типом биомедицинских изображений имеет свои собственные сложности, не существует одного универсального метода анализа изображений всех видов. Поэтому большинство предыдущих тематических публикаций были сосредоточены на специфических целевых объектах и изображениях.

В настоящей статье предлагается гибкий метод автоматического обнаружения и сегментации целевых объектов, который применим к широкому спектру биомедицинских изображений.

На рис. 1 слева показаны входные изображения, которые подаются в систему. В середине – основные компоненты системы, такие как генератор форм-шаблонов и различные дескрипторы изображений. В правой части модели системы представлены обработанные изображения, на которых обнаруживаются и очерчиваются конкретные целевые объекты путем применения алгоритмов генерирования случайных форм.

Высокая степень гибкости и адаптивности метода обеспечивается за счет использования сменных библиотек формы и плагинов (программных модулей) для вычисления различных типов векторов признаков областей изображений, ограниченных соответствующими формами.

Вместо обычных методов обнаружения объектов, которые в основном используют прямоугольные окна сканирования, разработана и использована библиотека шаблонов различных размеров с нерегулярной случайной гладкой формой.

1. Методология

Особенностями разработанной КДС являются: применение шаблонов форм [15], большое внимание к содержанию области интереса, а также использование формообразования вместо деформации [16]. Формообразование в данном случае обеспечивается за счет применения различных предварительно сгенерированных случайным образом форм для сопоставления с основным изображением. Формы этой библиотеки затем служат шаблонами для создания обучающего множества целевых объектов и извлечения особенностей их внутренней структуры. В дальнейшем, чтобы избежать необходимости выполнять глубокий поиск, применяется алгоритм мультиразрешения.

Процедура грубой сегментации (выбора наиболее соответствующей формы целевого объекта) реализуется следующим образом. Задан набор бинарных масок M_1, M_2, \dots, M_k , элементы которых принимают значения 0 или 1. Обозначим через $M_i(p, q)$ сдвиг маски с номером i в пиксел (p, q) входного изображения I . Область изображения, выделяемая единичными элементами данной маски, обозначим через $I_i(p, q)$, а вычисленный для нее по заданному алгоритму вектор признаков – через $\mathbf{v}_i(p, q) \in \mathbf{R}^n$ или просто \mathbf{v}_i , если понятно, о каком пикселе изображения идет речь.

Предположим, что задано обучающее множество объектов, которые следует определять на изображениях, при этом каждый объект задан набором представителей в обучающем множестве. Для представителей каждого объекта вычислен вектор признаков. Поэтому каждый объект задан множеством векторов признаков $\mathbf{t} = \{\mathbf{t}_1, \mathbf{t}_2, \dots, \mathbf{t}_s\}$, $\mathbf{t}_k \in \mathbf{R}^n$. Обозначим через \mathbf{t}_c центроид множества векторов признаков из \mathbf{t} .

Процедура выбора наиболее подходящей маски для поиска объекта на изображении с локализацией в заданном пикселе состоит в нахождении маски M_j , для которой достигается минимум функции $f(\mathbf{v}_i - \mathbf{t}_c)$ по всем $i=1, 2, \dots, k$. В статье рассматривается функция

$$f(\mathbf{v}) = \sum_{i=1}^n |v_i|, \text{ где } \mathbf{v} = (v_1, v_2, \dots, v_n).$$

На рис. 2 показан характерный образец целевого объекта на гистологическом изображении.

Формы библиотеки нескольких размеров и поворотов создаются автоматически, а каждая категория форм в библиотеке – некоторым предопределенным шаблоном или как случайные гладкие неправильные формы.

Сгенерированные формы используются затем в качестве маски, чтобы создать элементы обучающего множества (рис. 3).

Цель создания библиотеки форм – моделирование поведения активных объектов, которые способны изменять форму и двигаться по основным изображениям для поиска целевых объектов. Главное преимущество использования таких библиотек заключается в том, что нет необходимости изменять или деформировать активные объекты во время выполнения программы, что уменьшает время обработки и сложность системы.

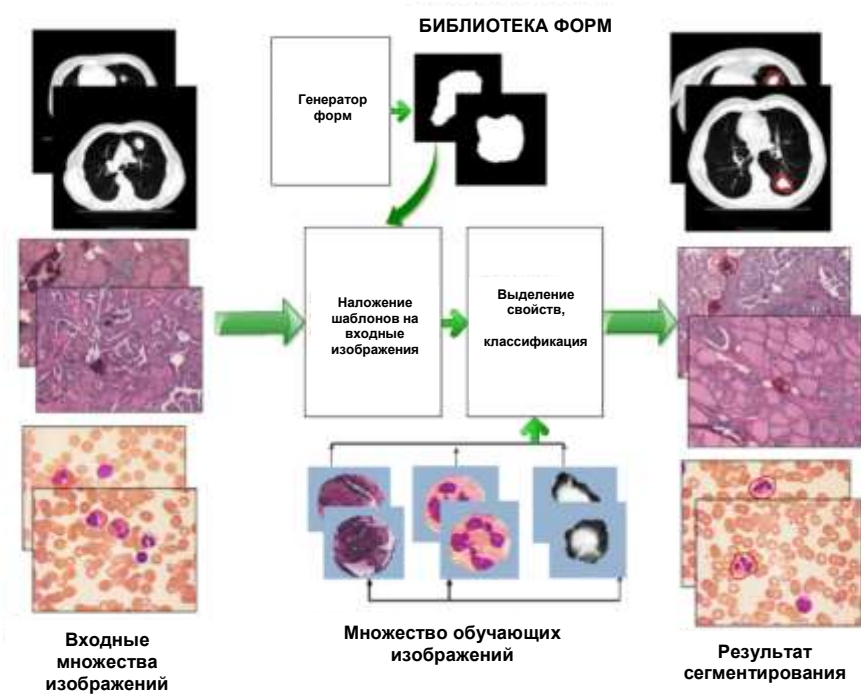


Рис. 1. Общая схема предлагаемой системы

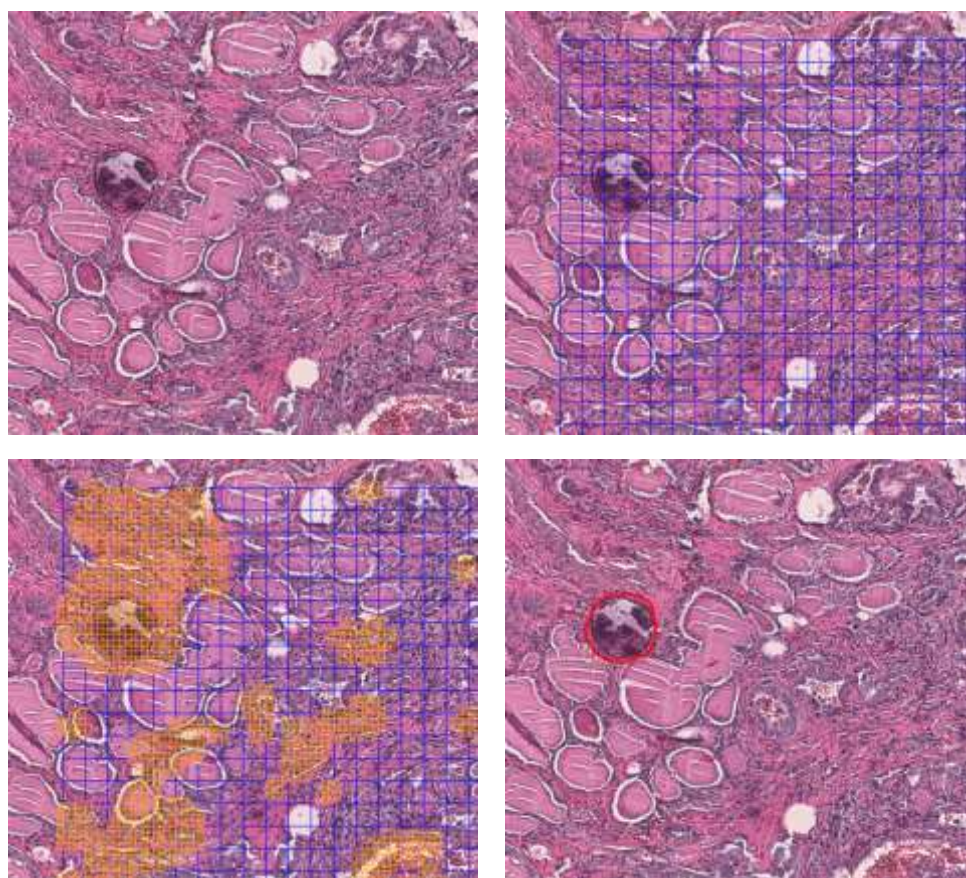


Рис. 2. Локализованный и сегментированный целевой объект



Рис. 3. Образцы из библиотеки форм

Для генерации случайных бинарных нерегулярных гладких форм используется достаточно простой алгоритм:

- 1) случайно генерируются N точек в соответствии с некоторым шаблоном;
- 2) выполняется регистрация точек;
- 3) применяется свертка с ядром Гаусса с большим значением σ ;
- 4) выполняется пороговая сегментация;
- 5) изменяется размер маски;
- 6) выполняются необходимые повороты.

2. Дескрипторы изображений

Для описания областей изображения, выделяемых бинарными масками, реализованы три типа дескрипторов изображений:

- текстурные дескрипторы;
- геометрические моменты;
- дескрипторы гистограммы.

Текстура описывается с помощью матрицы совместной встречаемости, вычисляемой по формуле [17]

$$C_{\Delta x, \Delta y}(i, j) = \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^m \begin{cases} 1, \text{ если } I(p, q) = i \text{ и } I(p + \Delta x, q + \Delta y) = j; \\ 0 \text{ в противном случае,} \end{cases} \quad (1)$$

где $I(p, q)$ – значение пиксела (p, q) на изображении I размерности $n \times m$; $I(p + \Delta x, q + \Delta y)$ – значение смещенного на $(\Delta x, \Delta y)$ пиксела. Смещение можно задавать направлением и расстоянием вдоль этого направления. В данной работе при формировании матрицы $C_{\Delta x, \Delta y}(i, j)$ рассматриваются соседние пиксела на восьмисвязной решетке.

Так как диапазон значений интенсивности изображений имеет большое значение для размерности дескрипторов текстуры, то, чтобы уменьшить размер матрицы взаимной встречаемости, используется квантование диапазона интенсивности изображений до 64 значений. При работе с цветными изображениями аналогично квантуется количество используемых цветов.

В дополнение к дескриптору текстуры используются несколько простых дескрипторов, таких как форма, периметр, площадь, компактность и протяженность.

Все векторы признаков $\mathbf{x} = (x_1, x_2, \dots, x_n)$, задающие обучающие и тестируемые объекты, нормируются стандартным образом:

$$\|\mathbf{x}\| = \sum_{i=1}^n x_i^2 = 1. \quad (2)$$

Геометрические моменты также вычисляются для рассматриваемых объектов изображений. Используются геометрические моменты до третьего порядка включительно, характеризующие среднее значение, вариацию и асимметрию объектов. В работе применяется свертка указанных моментов:

$$F = \alpha \times \Delta M1 + \beta \times \Delta M2 + \gamma \times \Delta M3, \quad (3)$$

где α , β и γ – весовые коэффициенты; $\Delta M1$ – модуль разности среднего значения интенсивности цвета целевого объекта и проверяемого (заданного его маской). Аналогично $\Delta M2$ и $\Delta M3$ задают модули разности значений для второго и третьего моментов интенсивности цвета целевого и проверяемого объектов в текущей позиции изображения.

Для ускорения работы с гистограммой цвета и вычисления дескрипторов гистограммы в статье используется восьмибитное представление цвета: три бита для красного цвета, четыре бита для синего и один бит для зеленого, так как зеленый цвет редко встречается на медицинских и биомедицинских изображениях.

3. Материал исследования

Метод был апробирован на различных типах изображений. Первый набор материала состоял из 100 цветных изображений белых клеток крови (лейкоцитов) 640x480 пикселей. Количество целевых объектов (нейтрофилов) было 33, в то время как число других белых клеток составило 67. В дополнение к обнаружению, сегментации и классификации целевых объектов с помощью предложенного метода в первом наборе данных была оценена эффективность дескрипторов на основе внутреннего содержания объектов.

Во второй набор было включено 51 цветное гистологическое изображение размером 1024x768 пикселей. Объекты были получены из образцов тканей щитовидной железы. Количество целевых объектов (в данном случае областей интереса) в третьем наборе составило 125. Этими объектами были псаммозные тельца. Текстуриный дескриптор применялся для поиска и сегментирования целевых объектов с помощью предложенного метода.

4. Эксперименты и результаты

На первом наборе материала необходимо было обнаружить, а затем сегментировать и классифицировать лейкоциты. Было выполнено несколько экспериментов с помощью предложенной системы. По времени выполнения алгоритма наиболее быстрым дескриптором системы оказался дескриптор гистограммы. Что касается точности обнаружения, лучшие результаты показал дескриптор текстуры.

При использовании дескриптора текстуры показатель истинно положительных результатов составил 0,97, а ложноположительных – 0,04.

Применение манхеттенской метрики для дескрипторов структуры дало лучшие результаты, чем применение евклидова расстояния.

Оценка дескрипторов свойств и мер подобия предложенной системы в виде кривых характеристик «получатель – оператор» показана на рис. 4.

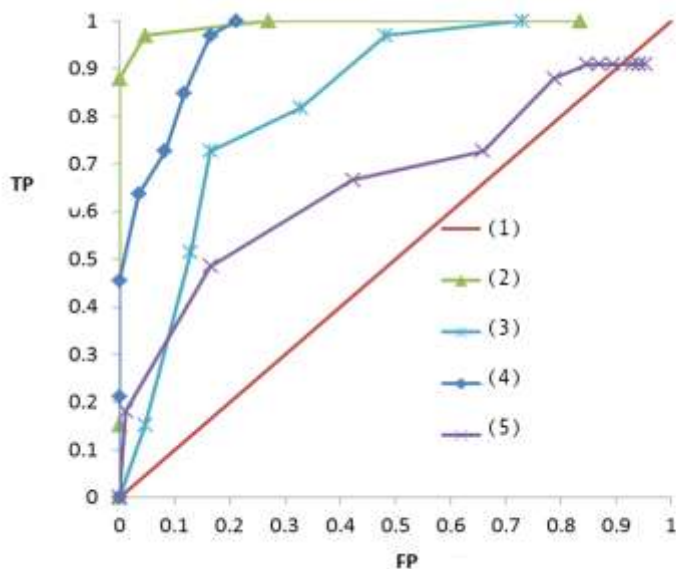


Рис. 4. Результаты обнаружения и классификации лейкоцитов: 1 – случайная классификация; 2 – дескриптор текстуры; 3 – дескриптор гистограммы цвета; 4 – текстурный дескриптор (сравнение евклидова расстояния); 5 – дескриптор моментов

В наборе гистологических изображений применение разработанного метода привело к обнаружению и сегментации 120 псаммозных телец из 125, 10 нерелевантных областей были определены как ложнопозитивные.

Заключение

Хотя предлагаемый метод находится на ранней стадии разработки, авторы считают его достаточно перспективным в качестве потенциального инструмента для КАДС. Согласно результатам исследования точность обнаружения целевого объекта варьировалась от 86,6 до 97 %. Использование большего числа произвольных форм различного размера приводит к лучшим результатам.

Так как предлагаемый метод применим к разнообразным типам медицинских и биомедицинских изображений, он нуждается не только в большой библиотеке форм, но также в комбинации подходящих модулей для обработки специфических изображений.

В будущих исследованиях планируется осуществить попытку обрабатывать 3D-изображения с помощью предложенной системы и выполнить разработку активных объектов, способных двигаться и изменять свою форму автоматически. Также планируется оценить производительность и точность разработанных систем.

Список литературы

1. Yoo, T.S. Insight into images: principles and practice for segmentation, registration, and image analysis / T.S. Yoo. – Wellesley, Massachusetts : A. K. Peters, 2004. – P. 100–120.
2. Borenstein, E. Class-specific, top-down segmentation / E. Borenstein, S. Ullman // Computer Vision ECCV. – 2002. – Vol. 2. – P. 639–641.
3. Levin, A. Learning to combine bottom-up and top-down segmentation / A. Levin, Y. Weiss // Computer Vision ECCV. – 2006. – Vol. 1. – P. 581–594.
4. Leibe, B. Pedestrian detection in crowded scenes / B. Leibe, E. Seemann, B. Schiele // IEEE. – 2005. – Vol. 2. – P. 878–885.
5. Ferrari, V. Object detection by contour segment networks / V. Ferrari, T. Tuytelaars, L. Van Gool // Computer Vision ECCV. – 2006. – Vol. 3. – P. 14–28.

6. Kokkinos, I. Bottom-up & top-down object detection using primal sketch features and graphical models / I. Kokkinos, P. Maragos, A. Yuille // IEEE. – 2006. – Vol. 7. – P. 1893–1900.
7. Zhao, L. Closely coupled object detection and segmentation / L. Zhao, L.S. Davis // IEEE. – 2005. – Vol. 6. – P. 454–461.
8. Ren, X. Recovering human body configurations using pairwise constraints between parts / X. Ren, A.C. Berg, J. Malik // IEEE. – 2005. – Vol. 5. – P. 824–831.
9. Recovering human body configurations: Combining segmentation and recognition / G. Mori [et al.] // IEEE. – 2004. – Vol. 2. – P. 323–326.
10. Srinivasan, P. Bottom-up recognition and parsing of the human body / P. Srinivasan, J. Shi // CVPR. – USA : Springer, 2007. – P. 153–168.
11. Felzenszwalb, P.F. Pictorial structures for object recognition / P.F. Felzenszwalb, D.P. Huttenlocher // International Journal of Computer Vision. – 2005. – Vol. 61, № 1. – P. 55–79.
12. Segmentation of pulmonary nodules in thoracic CT scans: a region growing approach / J. Dehmshki [et al.] // Medical Imaging, IEEE Transactions on. – 2008. – Vol. 27, № 4. – P. 467–480.
13. Quantitative surface characterization of pulmonary nodules based on thin-section CT images / Y. Kawata [et al.] // Nuclear Science, IEEE Transactions on. – 1998. – Vol. 45, № 4. – P. 2132–2138.
14. Segmentation of nodules on chest computed tomography for growth assessment / W. Mulla [et al.] // Medical physics. – 2004. – Vol. 31. – P. 839.
15. Jain, A.K. Object matching using deformable templates / A.K. Jain, Y. Zhong, S. Lakshmanan // Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on. – 1996. – Vol. 18, № 3. – P. 267–278.
16. Deformable Organisms: An Artificial Life Framework for Automated Medical Image Analysis / G. Hamarneh [et al.] // Computational Intelligence In Medical Imaging : Techniques and Applications. – 2009. – Vol. 1. – P. 433.
17. A method for identification and visualization of histological image structures relevant to the cancer patient conditions / V. Kovalev // Computer Analysis of Images and Patterns. – 2011. – Vol. 6854, № 1. – P. 460–468.

Поступила 11.01.2013

*Объединенный институт проблем
информатики НАН Беларуси,
Минск, Сурганова, 6
e-mail: me.alilou@gmail.com,
sprindzuk@yahoo.com*

M.M. Alilou, M.V. Sprindzuk

SEGMENTATION OF OBJECTS ON BIOMEDICAL IMAGES USING LIBRARIES OF TEMPLATES

The purpose of this paper is to introduce a robust framework to facilitate simultaneous detection and segmentation of objects with arbitrary size and shape on different kinds of medical images using a library of arbitrary irregular smooth shapes.