

УДК 61:004.932

Д.А. Бойко, А.И. Поворознюк, А.Е. Филатова

Национальный технический университет «ХПИ», Харьков

ОСНОВНЫЕ ЭТАПЫ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ ПРОЕКТИРОВАНИИ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ В МЕДИЦИНСКОЙ РАДИОЛОГИИ

В статье рассмотрены этапы обработки медицинских радиологических изображений: фильтрация, предварительная обработка, сегментация и этап принятия решения. В работе предложена модернизация оператора Собеля, а также представлены результаты работы некоторых методов сегментации на реальных радиологических изображениях. Работа ведется совместно с государственным учреждением «Институт медицинской радиологии им. С.П. Григорьева Национальной академии медицинских наук Украины».

Ключевые слова: медицинские радиологические изображения, фильтрация, предварительная обработка, сегментация, принятие решений.

Введение

Постановка проблемы. Медицинская радиология (МР) – это раздел медицины, изучающий применение ионизирующих излучений для диагностики и лечения различных заболеваний. Одним из основных разделов в радиологии, который нуждается в модернизации – это обработка изображений и постановка диагноза.

Разработка новых, модернизация и адаптация существующих методов обработки изображений ведет к повышению эффективности постановки диагноза врачом-диагностом. Адаптация существующих и разработка новых методов обработки изображений в медицинской радиологии является актуальной научно-технической проблемой.

Анализ литературы. Развитие науки и техники дает возможность увеличения точности и скорости постановки диагноза в проектируемых системах поддержки принятия решений (СППР) для МР за счет разработки новых эффективных методов обработки изображений. Радиологический снимок представляет собой двумерный массив дискретных значений градации серого в диапазоне от 0 до 255. Поэтому в данной работе рассматриваются методы и алгоритмы обработки полутоновых двумерных изображений. При обработке и анализе изображений выделяют следующие основные этапы: фильтрация, предварительная обработка, сегментация, распознавание и диагностика. От результатов фильтрации и предварительной обработки напрямую зависит эффективность последующих этапов обработки изображений в СППР для МР [1].

Этап фильтрации необходим для уменьшения разнотипных помех. Существуют различные типы фильтров: низкочастотные, высокочастотные, медианные, адаптивные и другие видов цифровых фильтров. В цифровой обработке изображений широко используется линейная фильтрация. Она базируется на использовании быстрых алгоритмов свертки.

Статические маски фильтров не всегда гарантируют приемлемый результат, т.к. линейные фильтры приводят к сглаживанию перепадов яркости, а это, в свою очередь, усложняет задачу выделения границ. Нелинейная фильтрация имеет ряд преимуществ по сравнению с линейной: меньше искажает перепады яркости, что дает возможность точнее находить границы объектов, и убирает импульсные помехи. Еще один вид фильтрации – это адаптивная фильтрация. Данный тип фильтрации обладает рядом преимуществ таких как: локальная фильтрация, изменение локальной маски фильтра и размера апертуры фильтра [2].

Методы, используемые на этапе предварительной обработки, зависят от задач исследований, и они достаточно разнообразны. Они могут включать выделение наиболее информативных фрагментов, их увеличение, цветокартирование, изменение пространственного разрешения, изменение контрастного разрешения и т.п. Одни из основных действий, которые проводятся на этапе предварительной обработки – это изменение контрастности и яркости изображения. Методы изменения контрастности и яркости делятся на линейные, нелинейные и адаптивные. При применении соответствующих масок можно соединить два этапа (этап фильтрации и этап предварительной обработки) для обеспечения быстрого действия. Этап предварительной обработки также предусматривает геометрические операции над изображением. К ним относятся методы поворота изображения, увеличения и уменьшения изображения.

Наиболее важным этапом является этап сегментации изображений, важность данного этапа заключается в выделении основных областей и кластеризации объектов. На сегодняшний день не существует четкого деления методов на классы, но можно выделить некоторые группы методов (рис. 1) [3].

Пороговая обработка изображения может проводиться разными способами.

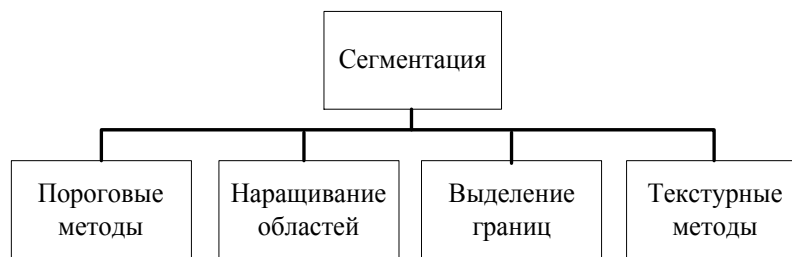


Рис. 1. Основные группы методов сегментации

Существует большое количество методов сегментации изображений, можно выделить основные виды: статические, гистограммные, кластерные, объектные, локальные, пространственные и методы, которые основаны на энтропии. К пороговым методам сегментации относятся: методы с нижним порогом, методы с верхним порогом, многоуровневая, метод Отса (Оцу), метод Риддлера и др [4].

В группе методов наращивания можно выделить три основные подгруппы: метод водоразделов, метод слияния-расщепления, метод наращиваний, центроидное связывание, метод деформированных шаблонов. Метод водоразделов – это выделение однородных областей на основе градиента интенсивности изображения. Метод слияния-расщепления состоит в предварительном выборе однородных областей и с их последующим наращиванием. Идея метода наращивания областей состоит в выборе стартовых точек и последующим анализом соседних с ними точек в соответствии с некоторым критерием однородности. Анализируя последующие точки, эти точки зачисляются к той или иной группе. Метод центроидного связывания заключается в анализе априорной информации на основе стартовых точек. Метод деформируемых шаблонов основан в выборе соответствия шаблонов, которые минимизированы некоторой целевой функцией по параметрам, определяющим геометрическую форму [5].

Следующая группа методов – это методы выделения границ. Известны линейные и нелинейные алгоритмы выделения границ. В основе линейных методов лежит ядро (матрица). Для выделения границ используются весовые коэффициенты разных знаков, как положительные, так и отрицательные. Другой вариант – нелинейные алгоритмы. К таким относятся апертурные Робертса и Собела, Шарра, дифференциальных алгоритмов и т.д. [6].

Текстурные методы анализа изображений формируют базу для распознавания и классификации объектов на основе выделения текстурных признаков. Существует пять различных методов формирования признаков: метод автокорреляции, метод предельной частоты, метод длины примитива, а также методы, основанные на матрицах вероятностного распределения и мерах текстурной энергии [7].

Распознавание и диагностика – это чаще всего конечный этап обработки. Входными для распозна-

вания являются уже обработанные изображения, выделенные в результате сегментации. Существует основные четыре метода в рамках данного этапа: корреляционный, основанный на эталоне, признаковый и синтаксический. Данные группы методов могут быть применены к медицинским радиологическим изображениям.

Цель работы. Проанализировать существующие методы и алгоритмы сегментации, а так же провести апробацию методов на данных, которые предоставлены государственным учреждением «Институт медицинской радиологии им. С.П. Григорьева Национальной академии медицинских наук Украины».

Основной раздел

Анализ методов

Основная задача врача-рентгенолога – определение патологии на рентгенографическом снимке. Основная трудность состоит в том, что большинство оборудования в нашей стране устаревшее. В связи с этим качество радиологических снимков ухудшается и усложняется принятие диагностического решения. Поэтому следует разработать систему, которая упростила бы задачу врача-рентгенолога.

Рассмотрим ряд пороговых методов для обработки рентгеновского изображения легких и кишечника. Пороговая сегментация нашла очень широкое применение в робототехнике. Это объясняется тем, что в этой сфере изображения исследуемых объектов, в своем большинстве, имеют достаточно однородную структуру и резко выделяются из фона. Существует статическая и динамическая пороговая сегментация. Пусть имеется изображение $f(x, y)$ и статический порог T , который выбирается пользователем или с помощью расчетов характеристик изображения $f(x, y)$. Любая точка изображения (x, y) , для которой $f(x, y) > T$, считается точкой объекта, а в противном случае – точкой фона.

Сегментация с нижним порогом является наиболее простой операцией, в которой используется только одно значение порога:

$$f(x, y) = \begin{cases} 0, & f(x, y) \leq T; \\ 1, & f(x, y) > T. \end{cases}$$

Для выделения областей, в которых значения яркости пикселей может меняться в известном диа-

пазоні, вводиться бінаризація з подвійним обмеженням $T_1 < T_2$:

$$f(x, y) = \begin{cases} 0, & f(x, y) < T_1; \\ 1, & T_1 \leq f(x, y) \leq T_2; \\ 0, & f(x, y) > T_2. \end{cases}$$

Метод Янни являється адаптивним методом сегментації, т.к. вибирається оптимальний поріг:

$$T_{opt} = (g_{max} - g_{min}) \sum_{g=g_{min}}^{g_{mid}} f(x, y).$$

де g_{max} – максимальне значення яркості зображення, g_{min} – мінімальне значення яркості зображення,

$$g_{mid} = (g_{max} + g_{min}) / 2.$$

Результати порогової сегментації з нижнім і подвійним порогом, а також методом Янни показані на рис. 2, 3.

Слідуюча група методів, на яку слід звернути увагу – це методи виділення границь.

Виділення границь ґрунтується на алгоритмах, які виділяють точки цифрового зображення, де різко змінюється якість або існують інші види неоднорідностей.

Основними являються оператор Собеля, оператор Прюїтта, оператор Шарра, перехрестний оператор Робертса, диференціальне виділення границь, оператор Канні і інші.

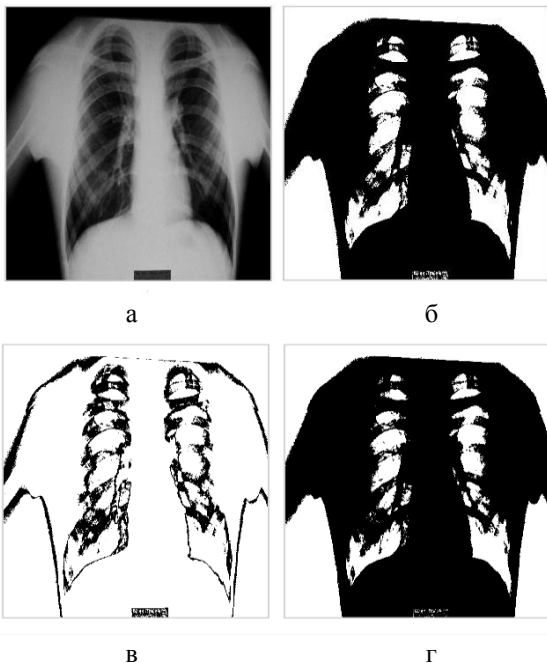


Рис. 2. Результати роботи порогової сегментації на знімках грудної клітки:
а – вихідне зображення;
б – порогова сегментація з нижнім порогом;
в – порогова сегментація з подвійним порогом;
г – порогова сегментація методом Янни

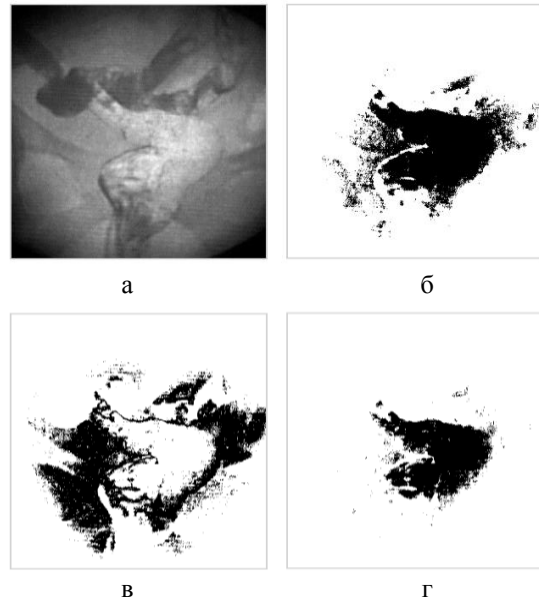


Рис. 3. Результати роботи порогової сегментації на знімках кишечника:
а – вихідне зображення;
б – порогова сегментація з нижнім порогом;
в – порогова сегментація з подвійним порогом;
г – порогова сегментація методом Янни

Оператор Собеля використовує значення інтенсивності тільки в околиці 3×3 кожного пікселя для отримання наближення відповідного градієнта зображення, і використовує тільки цілочисленні значення вагових коефіцієнтів яркості для оцінки градієнта $G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$, де

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ +1 & +2 & +1 \end{bmatrix} * f(x, y) \text{ – градієнт по осі } x \text{ і}$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} * f(x, y) \text{ – градієнт по осі } y, \text{ а } *$$

– означає двовимірну операцію свертки.

Алгоритм оператора Прюїтта подібний алгоритму оператора Собеля, за винятком використання іншого ядра:

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ +1 & +1 & +1 \end{bmatrix} * f(x, y);$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -1 & 0 & +1 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} * f(x, y).$$

На основі аналізу результатів виділення границь оператором Собеля пропонується його модернізація.

Відміння модернізованого оператора Собеля від класического заключається в розширенні апертури і в введенні коефіцієнта чутливості:

$$G = k\sqrt{G_x^2 + G_y^2},$$

где k – коэффициент чувствительности данного фильтра; $G_y = (G_x)^T$;

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 2 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 2 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -2 & -1 & -1 \\ -1 & -1 & -2 & -1 & -1 \end{bmatrix}.$$

Рассмотренные методы выделения границ были опробованы на снимке грудной клетки. В результате были получены изображения с малозаметными, хаотично расположенными линиями, которые не приведены в данной статье.

Но совершенно другая картина наблюдается на снимках кишечника (рис. 4).

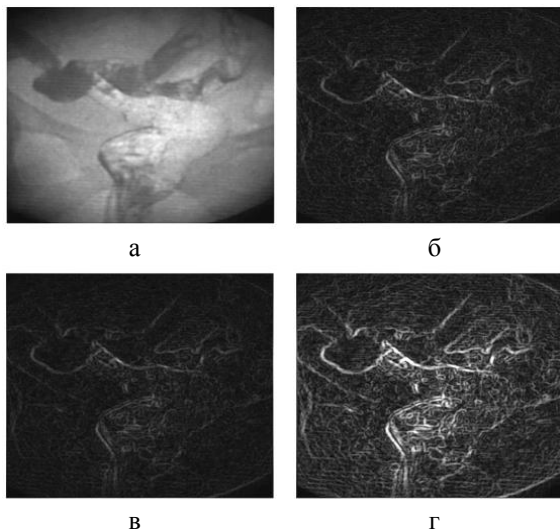


Рис. 4. Нахождение границ на снимке кишечника:
а – исходное изображение;
б – оператор Собеля;
в – оператор Прюитта;
г – модернизированный оператор Собеля

Выводы

Как видно из результатов работы данных алгоритмов не все алгоритмы могут быть применены к рентгеновским медицинским изображениям. Дальнейшие исследования направлены на модернизацию и анализ других групп методов сегментации изображений.

Список литературы

1. Пуятин Є.П. Методи та алгоритми комп'ютерного зору: навч. посіб. / Є.П. Пуятин, В.О. Гороховатський, О.О. Матат – Х.: ТОВ «Компанія СМІТ», 2006. – 236 с.
2. Бондина Н.Н. Компьютерная визуализация в ультразвуковой диагностике: Учеб. пособие. / Бондина Н.Н., Филатова А.Е. – Харьков: «СПДФА Крамаренко В.В.», 2005. – 176 с. – На рус. яз.
3. Пуятин Е.П. Обработка изображений в робототехнике / Е.П. Пуятин, С.И. Аверин. – М: Машиностроение, 1990. – 320 с.
4. Цифровая обработка изображений в информационных системах: уч. пособ. / И.С. Грузман, В.С. Киричук, В.П. Косых и др. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2002. – 352 с.
5. Азарков А.В. Структурное описание изображений в виде графа для решения задач распознавания / А.В. Азарков // Бионика интеллекта. – 2009. – № 1(70). – С. 95-101.
6. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М.: Техносфера, 2006. – 1072 с.
7. Aksoy S. "Textural features for image database retrieval" / R. M. Haralick – in IEEE CVPR '98 Workshop on Content-Based Access of Image and Video Libraries, 1998.
8. Sumengen B. Multi-scale edge detection and image segmentation / B. Sumengen, B.S. Manjunath // Proc. European Signal Processing Conference (EUSIPCO). – Sep. 2005. – VRL ID: 146.

Поступила в редколлегию 20.01.2012

Рецензент: д-р физ-мат. наук, проф. А.И. Бых, Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков.

ОСНОВНІ ЕТАПИ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ ПРИ ПРОЕКТУВАННІ БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМ В МЕДИЧНІЙ РАДІОЛОГІЇ

Д.О. Бойко, А.І. Поворознюк, Г.Є. Філатова

У статті розглянуто етапи обробки медичних радіологічних зображень: фільтрація, попередня обробка, сегментація і етап ухвалення рішення. В роботі запропонована модернізація оператора Собеля, а також представлені результати роботи деяких методів сегментації на реальних радіологічних зображеннях. Робота ведеться спільно з державною установою «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва Національної академії медичних наук України».

Ключові слова: медичні радіологічні зображення, фільтрація, попередня обробка, сегментація, прийняття рішення.

THE MAIN STAGES OF IMAGE-PROCESSING IN THE DEVELOPMENT OF BIOTECHNICAL SYSTEMS IN MEDICAL RADIOLOGY

D.O. Boiko, A.I. Povoroznyuk, A.E. Filatova

This article reviews such stages as: filtration, preprocessing, segmentation and decision-making stage. The modernization of Sobel operator and the results of some segmentation methods in the real radiological images are presented in this work. The work is conducted jointly with the state institution "Institute of Medical Radiology named after S.P. Grigoriev National Academy of Medical Sciences of Ukraine". Figs: 4. Refs: 8 titles.

Keywords: medical radiological images, filtration, preprocessing, segmentation, decision-making.