

---

## Секция проблем интеллектуального анализа данных, распознавания и прогнозирования

---

Председатель: К.В. Рудаков (д.ф.-м.н., акад. РАН, профессор)

Зам. председателя: К.В. Воронцов (д.ф.-м.н., профессор)

Секретарь: В.Р. Бунакова

---

Дата: 28.11.2020    Время: 14:00

УДК 004.932.2

### Алгоритмы распознавания медицинских изображений, полученных методом оптической эндоскопии

*Р.В. Козарь, А.А. Навроцкий*

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники

Медицинские изображения имеют ряд особенностей, которые следует учитывать при создании систем распознавания. Основными проблемами при работе с изображениями, сделанными с помощью оптической эндоскопии являются низкое качество и плохой контраст, наличие артефактов и засветок, обусловленных ручным способом их получения [1].

В работе рассматриваются медицинские изображения, полученные с эндоскопической камеры. Обычно такие изображения имеют невысокое разрешение и малый контраст. Основная задача распознавания медицинских изображений заключается в получении четкого контура исследуемой области. Качество работы нейронной сети сильно зависит от предъявляемого ей в процессе обучения набора учебных данных [2]. Один из наиболее точных алгоритмов выделения границ является оператор Собеля – дискретный дифференциальный оператор. Оператор позволяет вычислять приближенное значение градиента яркости изображения. Результатом применения оператора Собеля в каждой точке изображения является либо вектор градиента яркости в этой точке, либо его норма. Результат показывает, насколько «резко» или «плавно» меняется яркость изображения в каждой точке, а значит, вероятность нахождения точки на грани, а также ориентация границы.

Точки изображения, в которых яркость изменяется особенно сильно, называют краями. [3]. Для точного выделения краев необходимо правильное определение порога(ограничения). Для выделения контуров объектов на изображении может быть использован метод линейной фильтрации, основанный на вычислении аперидической свертки фрагмента изображения со специальным ядром в пространственной области. Используемое для вычислений ядро определяет тип линейного фильтра. Для выделения контуров методом линейно фильтрации часто фильтр Собеля (1), имеющий следующий вид:

$$y_{ij} = \sqrt{\left( (a_{i,j} - a_{i,j+2}) + 2 \times (a_{i+1,j} - a_{i+1,j+2}) + (a_{i+2,j} - a_{i+2,j+2}) \right)^2 + \left( (a_{i,j} - a_{i+2,j}) + 2 \times (a_{i,j+1} - a_{i+2,j+1}) + (a_{i,j+2} - a_{i+2,j+2}) \right)^2} \quad (1)$$

Градиентные фильтры могут быть также записаны в матричной форме. Для окна размером 3x3 маска фильтра Собеля для оси  $ox$  и  $oy$  соответственно имеет следующий вид (2):

$$\begin{bmatrix} -1 & -2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Существует такой подход к решению задач распознавания как усиление простых классификаторов. Фильтр Собеля основан на обработке изображения специальными масками для

различных осей, действие которых фактически равносильно дискретному дифференцированию функции распределения интенсивностей пикселей, находящихся под ней. Матрицы для осей взаимно транспонированные. Изображение представляет собой матрицу интенсивностей пикселей. Первая матрица собирает информацию вокруг пикселя  $a_{ij}$  на строке  $i$  и строке  $j$  изображения в виде следующей суммы (3):

$$X = \sum_{k=1}^3 \sum_{m=1}^3 A_{1,km} b_{km} \quad Y = \sum_{k=1}^3 \sum_{m=1}^3 A_{2,km} b_{km} \quad (3)$$

Аналогичную сумму, имеющую смысл дискретной производной по направлению, ортогональному первому собирает вторая транспонированная матрица. Для более качественного распознавания медицинских изображений предлагается использовать модифицированный диагональный вариант масок. Для осей  $ox$  и  $oy$  соответственно альтернативные маски будут иметь следующий вид (4):

$$\begin{bmatrix} -1 & -2 & 0 \\ -2 & 0 & 2 \\ 0 & 2 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 2 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & -2 & 0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Выделение дискретных производных здесь производится не вдоль осей  $ox$  и  $oy$ , а под углом 45 градусов к ним.

Матрицы при этом не будут являться взаимно транспонированными. Следовательно, интенсивность линий в модифицированном фильтре больше, а точность контура выше. Чем выше точность контура – тем более достоверной будет выделенная граница. При расчете, для более точного сопоставления результатов, можно внести корректировочный коэффициент  $4/5$  для всех пикселей изображения. За меру сравнения качества фильтра Собеля с различными видами масок можно принять параметр концентрации (5), имеющий смысл среднего минимума интенсивности по  $h$  строкам. Также отметим, что число столбцов матрицы интенсивности изображения равно  $w$  (предполагаем, что черный цвет имеет интенсивность равную нулю).

$$\gamma = \frac{1}{h} \sum_i^k \min_{j=1..w} \alpha_{ij} \quad (5)$$

Опыт, изображенный на рис.1, показывает, что для медицинских изображений фильтр с матрицей маски диагонального вида имеет лучшие (меньшие) показатели по сравнению с оригинальной матрицей-фильтром. Для медицинских изображений, шириной  $w = 100 \text{ px}$ ,  $\gamma_{(orig)} = 0,165$ ,  $\gamma_{(mod)} = 0,088$ . Для медицинских изображений большого размера, шириной  $w = 400 \text{ px}$ ,  $\gamma_{(orig)} = 0,082$ ,  $\gamma_{(mod)} = 0,0215$ .

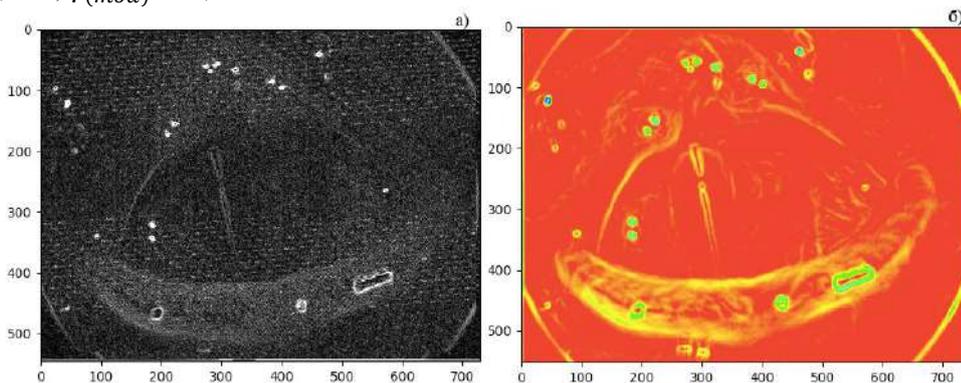


Рис. 1. Результаты работы распознавания медицинского изображения:  $a$  – базовым методом Собеля;  $b$  – модифицированным методом Собеля

### Литература

1. Нейросетевая классификация медицинских изображений на основе спектра размерностей Ренье: сб. науч. ст. / Новосибир. гос. техн. ун-т; под ред. А. Н. Бондаренко, А. В. Кацук. – Новосибирск: НГТУ, 2005. – 6 с.
2. Каллан, Р. Основные концепции нейронных сетей / Р. Каллан. – М.: Изд. дом «Вильямс», 2003. – 287 с.
3. Форсайт Д. Компьютерное зрение. Современный подход / Д. Форсайт, Ж. Понс. – М.: Изд. Дом «Вильямс», 2004. – 928 с.