

## Методы классификации и распознавания медицинских изображений

*Р.В. Козарь, А.А. Навроцкий*

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники

На данный момент существует большое множество методов и алгоритмов распознавания изображений и объектов на этих изображениях. Одним из таких методов является метод Виолы-Джонса. Однако практически все эти методы основаны на одном принципе: вычислении свертки с определенным паттерном. Метод Виолы-Джонса, который на данный момент является одним из самых популярных алгоритмов обнаружения и распознавания объектов на медицинских изображениях, основывается на принципе сканирующего окна. Все это ведет к увеличению объема требуемых вычислений непосредственно с увеличением размера самого распознаваемого изображения, что крайне негативно сказывается на качестве распознавания и времени его распознавания. В данной статье предлагается эффективный способ решения данной проблемы.

В методе Виолы-Джонса окно распознавания движется по изображению с некоторым шагом распознавания  $\Delta$ . В нем предлагается использовать различные размеры шага по осям  $ox$  и  $oy$  (1). В случае равенства размеров шага будем по-прежнему применять обозначение  $\Delta$ .

$$\Delta x, \Delta y \quad \Delta x = \Delta y \quad (1)$$

В случае равенства размеров шага будем по-прежнему применять обозначение  $\Delta$ . В существующих реализациях размер шага, как правило, выбирается между  $\Delta = 1$  или  $\Delta = 2$ . Назовем ступенью выхода номер классификатора в каскаде, на котором данная часть (окно) отвергается [1]. В представленном анализе выявляется взаимосвязь присутствия необходимой области медицинского изображения и его ступени выхода. Также на рис. 1 видно, что каждый пиксель имеет яркость обратно пропорциональную ступени выхода.



Рис. 1. Окно распознавания отвергается на равномерных областях, которые не содержат искомый паттерн, ранее.

Данная стратегия позволяет увеличивать размер шага при самых малых значениях ступени выхода и также увеличивать его при приближении к объекту поиска соответственно. Также данный подход позволяет избежать дополнительных трудозатрат алгоритма на нормализацию подокна поиска [2].

Данная модификация (нормализация соответственно) необходима для минимизации влияния различных условий освещения в методе Виолы-Джонса, что безусловно актуально для задачи распознавания медицинских изображений. Для более точной и наглядной оценки было произведено детальное рассмотрение измененных значений шагов при распознавании. На рис. 2 детально рассмотрен постоянный шаг  $\Delta x = 2$ .

Из этих двух рисунков видно, что детектор распознавания не в состоянии разместить окно в локальном максимуме, в отличии от модифицированного адаптивного шага  $\Delta$ .

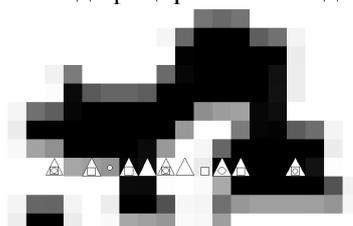


Рис. 2. Детальное изображение постоянного шага  $\Delta x = 2$  при распознавании изображения.

На данных рисунках рассматриваются различные варианты  $\Delta$ . Серые блоки – это увеличенные пиксели от 216 до 225 по оси  $ox$  и от 156 до 134 по оси  $oy$ . Черный пиксель в позиции (221,129) соответствует правой нижней части распознаваемого медицинского изображения на рис. 1. В ходе данной работы были реализованы следующие подходы для сравнения и анализа: статическая:  $\Delta x$  и  $\Delta y$  постоянны и равны соответственно 1, 2 или 3 и *OpenCV*:  $\Delta x = 2$  для всего распознаваемого изображения. В случае не обнаружения необходимой области медицинского изображения  $\Delta x$  уменьшается на 1, а  $\Delta y$  остается равной 1. Также в проводимых экспериментах использовались так называемые коэффициенты масштабирования (*scaling factor*)  $s$  и порог слияния (*merging threshold*)  $\gamma$  удовлетворяющие условиям (2).

$$s \in \{1.1, 1.2, 1.3, 1.4, 1.5\}, \gamma \in \{1, 2, 3, 4, 5\} \quad (2)$$

Также для сравнения получаемых результатов были использованы следующие метрики, описанные выражениями (3).

$$recall = \frac{TP}{TP + EN}, precision = \frac{TP}{TP + EP} \quad (3)$$

Где  $TP$  – число правильно определенных объектов,  $EN$  – число пропущенных объектов,  $FP$  – количество ложных срабатываний. Все полученные результаты первого тестирования сравниваются в Паретовском смысле и изображены на рис. 3.

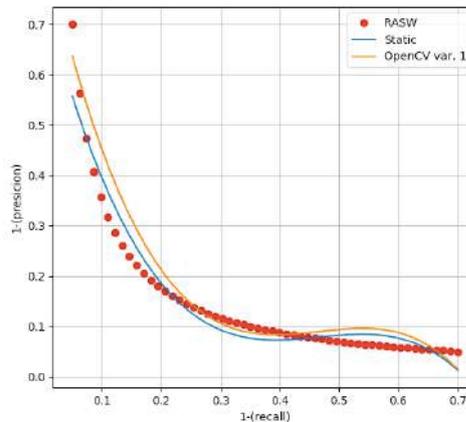


Рис. 3. Результаты первого тестирования: метрики – отзыв распознавания и точность распознавания.

### Литература

1. *Hiromoto M., Sugano H., Miyamoto R.* Partially parallel architecture for Adaboost based detection with haar-like features. *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol*, 2009. Т. 19. – P. 41 – 52.
2. *Lampert C., Blaschko M., Hofmann T.* Beyond sliding windows: object localization by efficient subwindow search. *CVPR*, 2008. – P. 1 – 8.