



### Литература

1. Р. Никсон «Создаем динамические веб-сайты с помощью PHP, MySQL, Javascript и CSS» 3-е изд. (2016)
2. Дэвид Скляр «Изучаем PHP 7. Руководство по созданию интерактивных веб-сайтов» (2017)
3. Дэвид Флэнаган «JavaScript. Подробное руководство» (2013)

Т.А. Пашина, А.В. Гайдель

### АВТОМАТИЧЕСКОЕ ВЫДЕЛЕНИЕ ОБЛАСТИ ИНТЕРЕСА НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ЛЁГКИХ

(Самарский университет, ИСОИ РАН – филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН)

Выделение области интереса является довольно актуальной задачей. В настоящее время медицинским работникам приходится вручную выделять область интереса, что занимает много времени. Именно поэтому сегментация лёгких, да и других объектов, является важной технологией на аппаратах компьютерной диагностики.

В настоящее время написано достаточное количество работ, касающихся сегментации. Например, в [1] был разработан метод автоматического выделения области интереса на изображениях компьютерной томографии лёгких, при которой лучше всего работает классификация изображений, а в [2,3] представлены алгоритмы автоматической сегментации долей лёгкого. В [3] был достигнут результат точности сегментации в районе 74-80%

Целью данной работы является исследование эффективности обнаружения лёгких на компьютерной томографии с помощью метода Оцу. Основными задачами являются: подготовка изображений компьютерной томографии, выделение области интереса с помощью метода Оцу, устранение посторонних частей на изображении и исследование эффективности алгоритма. Предметом исследования являются 143 изображения компьютерной томографии лёгких, полученных в Клиниках СамГМУ.

Перед тем как приступить к выделению области интереса, следует подготовить изображения компьютерной томографии. Первым делом нужно стандартизировать изображение с помощью формулы (1) [4], чтобы избежать возможные поэлементные искажения, например, засветление снимка.

$$z = \frac{x - \mu}{\sigma}, \quad (1)$$

где  $\mu$  – математическое ожидание,  $\sigma$  – дисперсия,  $x$  – случайная величина,  $z$  – стандартизированная величина.

Затем для каждого изображения компьютерной томографии лёгких вручную специалистом были созданы маски для сравнения полученного результата с ожидаемым – рисунок 1.

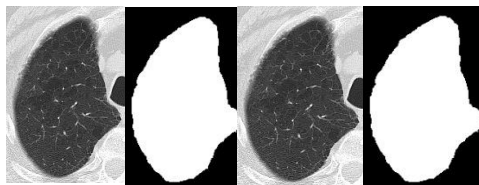


Рис. 1. Исходные изображения и их маски

Для выделения области интереса используется пороговая обработка. Исходя из гистограммы изображения лёгкого, выбирается такой порог  $t$ , что каждый пиксель изображения  $x(i_1, i_2)$  преобразовывается в  $y(i_1, i_2)$  по правилу [5]:

$$y(i_1, i_2) = \begin{cases} y_0, & \text{при } x(i_1, i_2) \leq t, \\ y_1, & \text{при } x(i_1, i_2) > t. \end{cases} \quad (2)$$

По формуле (2), если пиксель изображения меньше порога, то данный пиксель принадлежит фону -  $y_0$ , а если больше порога, то лёгкому -  $y_1$ .

Чтобы определить нужное значение порога для каждого изображения, используется метод Оцу. Имеется два класса – объект и фон. Суть данного метода заключается в том, чтобы минимизировать внутриклассовую дисперсию  $\sigma_o^2(t)$  [6]. А именно, следует минимизировать формулу (3).

$$\sigma_o^2(t) = q_1(t)\sigma_1^2(t) + q_2(t)\sigma_2^2(t), \quad (3)$$

$$q_1(t) = \sum_{i=1}^t P(i); \quad q_2(t) = \sum_{i=t+1}^I P(i); \quad P(i) = \frac{n_i}{N};$$

где  $\mu_1(t) = \sum_{i=1}^t \frac{iP(i)}{q_1(t)}; \quad \mu_2(t) = \sum_{i=t+1}^I \frac{iP(i)}{q_2(t)};$

$$\sigma_1^2(t) = \sum_{i=1}^t [i - \mu_1(t)]^2 \frac{P(i)}{q_1(t)}; \quad \sigma_2^2(t) = \sum_{i=t+1}^I [i - \mu_2(t)]^2 \frac{P(i)}{q_2(t)};$$

$n_i$  - число пикселей с яркостью  $i$ ,  $N$  - общее число пикселей,  $I$  - максимальное значение яркости.

Сегментация легких является сложной задачей ввиду наличия объектов, сложных для выявления на изображении. К таким объектам относятся неоднородности в области легких и легочные структуры с одинаковыми плотностями (артерии, вены, бронхи и бронхиолы) [7]. После нахождения порога и применения пороговой обработки, получается неоднородная маска с дырками и лишними частями на ней, не являющимися лёгкими – рисунок 2.

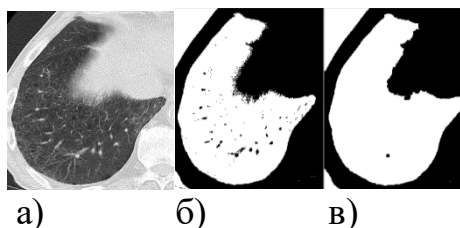


Рис. 2. а) Исходное изображение б) маска, полученная с помощью пороговой обработки в) маска после операций математической морфологии



Можно заметить, что края маски не гладкие, а лёгкое не является односвязным. Для того чтобы исправить это, были использованы операции математической морфологии (сначала операция закрытия, а затем открытия маской в виде матрицы единиц 4x4), но как можно заметить на рисунке 2, операции математической морфологии не всегда могут заделать дыры в лёгком и не помогут избавиться от лишних частей, не относящихся к лёгкому.

Чтобы избавиться от лишних частей, были использованы контуры. Первым делом находят все внешние контуры, которые присутствуют на изображении. Затем среди них находится самый большой контур и внутри него все закрашивается в цвет лёгкого-белый. Все остальные контуры закрашиваются в цвет фона – черный. Таким образом, мы получаем конечную маску. Результат работы данного алгоритма представлен на рисунке 3.

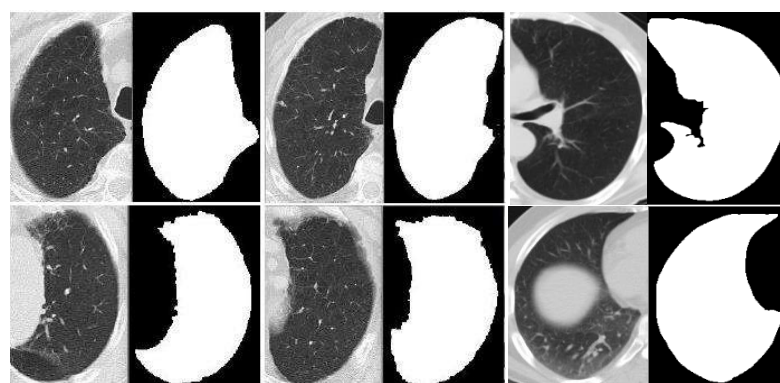


Рис. 3. Исходные изображения и полученные для них маски

Для исследования эффективности данного алгоритма были рассчитаны такие показатели как достоверность сегментации  $a$  (4), чувствительность  $b$  (5) и специфичность  $c$  (6) [8].

$$a = \frac{\text{количество правильно определённых пикселей}}{\text{общее количество пикселей изображения}}; \quad (4)$$

$$b = \frac{\text{кол-во верно найденных пикселей лёгкого}}{\text{кол-во пикселей лёгкого в маске}}; \quad (5)$$

$$c = \frac{\text{кол-во верно найденных пикселей фона}}{\text{кол-во пикселей фона в маске}}; \quad (6)$$

Средняя достоверность сегментации составила 96%, средняя чувствительность – 94% и средняя специфичность- 99,5%. Исходя из фрагмента таблицы 1, худшее значение достоверности сегментации в данной выборки изображений составило 86,8%, а лучшее – 97,9%.

Таким образом, можно отметить, что пороговая обработка является эффективным способом выделения области интереса на изображениях компьютерной томографии.



Таблица 1 – Достоверность сегментации

№	Верных пикселей	Всего пикселей	Достоверность сегментации
1	30734	32046	95,9%
5	51392	52734	97,4%
9	21616	22331	96,7%
30	63220	64630	97,8%
87	6549	7540	86,8%
104	56199	57405	97,9%

### Литература

1 Gaidel, A. Method of automatic ROI selection on lung CT images / A. Gaidel // *Procedia Engineering*. – 2017. – Vol. 201. – P. 258-264

2 Bianca Lassen, Eva M. van Rikxoort, Michael Schmidt, Sjoerd Kerckstra, Bram van Ginneken, Jan-Martin Kuhnigk. Automatic Segmentation of the Pulmonary Lobes From Chest CT Scans Based on Fissures, Vessels, and Bronchi. *IEEE Trans. Med. Imaging* 32(2): 210-222 (2013)

3 Van Rikxoort E.M., De Hoop B., Van De Vorst S. et al. Automatic segmentation of pulmonary segments from volumetric chest CT scans. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2009, vol. 28, no. 4, pp. 621–630

4 Kreyszig, E. (1979). *Advanced Engineering Mathematics* (Fourth ed.). Wiley. p. 880, eq. 5. ISBN 0-471-02140-7.

5 Грузман, И.С. Цифровая обработка изображений в информационных системах [Текст]: Учебное пособие/ И.С. Грузман, В.С. Киричук, В.П. Косых, Г.И. Перетягин, А.А. Спектор. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2002. – 352 с.

6 Otsu, N. A threshold selection method from gray-level histograms // *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, 1979. – Т. 9 (1). – P. 62-66.

7 Митрюшина, Н.Н. Компьютерная диагностика рака легкого: обзор методов сегментации легких на изображениях [Текст]/ Н.Н. Митрюшина, Ю.С. Белов // *Электронный журнал: наука, техника и образование*. – 2015. – С. 1-9.

8 Альбом, Андрес Введение в современную эпидемиологию [Текст]: учебное пособие/ Андрес Альбом, Стефан Норрел, Мати Раху; пер. с англ. И. Боня. — Таллин: Ин-т эксперим. и клин. медицины (Эстония), Дат. противораково-во. - Таллин: [б. и.], 1996. - 122 с.