

УДК 004.932.1+004.932.72

**А.В. Подъячев, Н.А. Ярошенко**

Донецкий национальный технический университет, г. Донецк  
кафедра автоматизированных систем управления

## **ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАММ ДЛЯ НАХОЖДЕНИЯ НОВООБРАЗОВАНИЙ ЛЕГКИХ**

### *Аннотация*

*Подъячев А.В., Ярошенко Н.А. Обработка изображений компьютерных томограмм для нахождения новообразований легких. В статье описано решение задачи нахождения новообразования легких на КТ-снимках с помощью сегментации и оконтуривания. При этом выбраны методы предварительной обработки изображения (фильтрация, контрастирование).*

*Ключевые слова:* КТ - снимок, сегментация, фильтрация, контрастирование, выделение границ.

### **Постановка проблемы.**

Заболевания легких, средостения, плевры занимают одно из первых мест среди причин смертности человека. При анализе статистических данных ведущими локализациями в структуре заболеваемости злокачественными опухолями являются новообразования трахеи, бронхов, лёгкого (14,7%). Ведущим методом, «золотым стандартом» диагностики патологии органов грудной клетки является рентгеновская компьютерная томография. Основная задача компьютерной томографии (КТ) – уточнение характера и локализации патологического процесса, его протяжённости, распространённости на соседние органы. По сравнению с линейной томографией компьютерная томография динамична, то есть полученное изображение можно исследовать в различных режимах визуализации, проводить математическую обработку, выделять необходимые структуры [1].

**Цель статьи** – обоснование и использование методов обработки изображений компьютерных томограмм легких для выявления и выделения объектов новообразований.

### **Постановка задачи исследования.**

В программных продуктах, разработанных на данный момент, выполняется только обработка изображения, которая ограничивается фильтрацией, регулированием яркости и контрастности. При этом данные программные продукты не осуществляют выделение объектов.

При обработке изображений для распознавания и классификации объекта, например опухоли легких, достаточно иметь информацию о его

контуре. Имея полную информацию о контуре, легко определить площадь, координаты центра тяжести и коэффициенты формы объекта (опухоли).

Коэффициенты формы объекта – это набор признаков, которые необходимы для математического описания формы объекта. К ним относятся:

1. Коэффициент выпуклости  $S$ , определяется по формуле (1):

$$S = \frac{Area}{ConArea}, \quad (1)$$

где  $Area$  – это площадь объекта;  $ConArea$  – это выпуклая площадь: площадь выпуклого многоугольника, в который вписан объект.

2. Коэффициент заполнения  $Ex$ , определяется по формуле (2):

$$Ex = \frac{Area}{AreaP}, \quad (2)$$

где  $Area$  – это площадь объекта;  $AreaP$  – это площадь ограничивающего прямоугольника.

3. Эксцентриситет  $E$  – характеризует степень сплюснутости объекта, определяется по формуле (3):

$$Ecc = \sqrt{1 - \frac{b^2}{a^2}}, \quad (3)$$

где  $a$  – большая полуось орбиты,  $b$  – малая полуось орбиты.

Для выделения объектов новообразований легких необходимо произвести: фильтрацию изображения с целью устранения шумов, повышение контрастности полученного изображения, сегментацию и расчет коэффициентов формы объекта. В качестве исходного изображения взят КТ-снимок в формате JPEG размером 512x512 пикселей и цветностью в 256 градаций серого, который представлен на рис. 1.



Рисунок 1 – Исходное изображение КТ – снимка легких

## Решение задач и результаты исследования.

### Фильтрация

КТ-изображения являются двумерными сигналами с сильной аддитивной шумовой составляющей, определяемой наложением сигналов от различных

структур тканей, через которые проходят рентгеновские лучи. При этом помеховый фон, усиливаемый операцией дифференцирования, создает артефакты, которые могут маскировать патологические очаги на изображении.

Артефакт – это импульсная помеха, при воздействии которой на изображении наблюдаются белые и черные точки, хаотически разбросанные по кадру. Применение линейной фильтрации в этом случае неэффективно – каждый из входных импульсов дает отклик в виде импульсной характеристики фильтра, а их совокупность способствует распространению помехи на все изображение [2].

Лучшие результаты для сохранения перепадов оттенков, различных границ и локальных пиков яркости на искаженных импульсным шумом изображениях может дать применение медианного фильтра, который представляет собой скользящее по полю изображения окно  $W$ , охватывающее нечетное число отсчетов. Центральный отсчет заменяется медианой всех элементов изображения, попавших в окно [3]. Двумерный медианный фильтр с окном  $W$  определим по формуле (4):

$$x(n_1, n_2) = med_W y(n_1, n_2) = med[y(n_1 + k_1, n_2 + k_2): (k_1, k_2) \text{ из области } W], \quad (4)$$

где  $y(n_1, n_2)$  — значение яркости пикселя исходного изображения с координатами  $n_1$  и  $n_2$ ;  $x(n_1, n_2)$  — значение яркости пикселя отфильтрованного изображения с координатами  $n_1$  и  $n_2$ .

### Контрастирование

Задача контрастирования связана с улучшением согласования динамического диапазона изображения и экрана, на котором выполняется визуализация. Если для цифрового представления каждого отсчета изображения отводится 1 байт (8 бит) запоминающего устройства, то входящий или исходящий сигналы могут принимать одно из 256 значений. Обычно в качестве рабочего используется диапазон 0 ... 255, при этом значение 0 соответствует при визуализации уровню черного, а значение 255 – уровню белого. Предположим, что минимальная и максимальная яркости исходного изображения равны  $x_{min}$  и  $x_{max}$  соответственно. Если эти параметры или один из них существенно отличаются от предельных значений яркостного диапазона, то визуализирована картина выглядит как ненасыщенная, неударная, что утомляет при наблюдении.

При линейном контрастировании используется линейное поэлементное преобразование вида (5)

$$y = ax + b, \quad (5)$$

параметры, которого,  $a$  и  $b$  определяются желательными значениями минимальной  $y_{min}$  и максимальной  $y_{max}$  исходной яркости. С учетом этого, представленное выражение может быть приведено к виду (6).

$$y = \frac{x - x_{min}}{x_{max} - x_{min}} (y_{max} - y_{min}) + y_{min}. \quad (6)$$

Результат линейного контрастирования исходного изображения приведен на рис. 2.



Рисунок 2 –Отконтрастированное изображение

При увеличении контрастности на изображении новообразование в легком стало отличаться своими цветовыми характеристиками от просвета бронхиальных каналов.

### Сегментация

Основной целью процесса сегментации является разделение изображения на однородные области на основе одного или более свойства или характеристики. Под однородностью может пониматься то, что пиксели имеют близкие значения интенсивности (уровень серого), формируют текстуру, формируют линию, образуют некоторую геометрическую форму и т.д. Однако не существует одного универсального метода сегментации, который может дать удовлетворительные результаты для всех приложений этого метода.

Один из основных и простых способов — это построение сегментации с помощью порога яркости. Операция порогового разделения (7) заключается в сопоставлении значения яркости каждого пикселя изображения с заданным значением порога  $t$  [4]. Результат данной операции представлен на рис.3а.

$$f^*(m, n) = \begin{cases} 0, & f(m, n) \leq t, \\ 1, & f(m, n) > t; \end{cases} \quad (7)$$

### Выделение объектов

После бинаризации на изображении помимо искомой опухоли выделены сосуды и расширенные бронхи. Их необходимо удалить. Для каждого объекта, найденного на изображении, высчитываются коэффициенты формы. Если параметры объекта не удовлетворяют следующим условиям:  $S > 0.85$ ,  $E_x < 0.78$ ,  $E_{ss} > 0.5$ , то объект отвергается, в обратном случае объект отображается на изображении (рис. 3б).

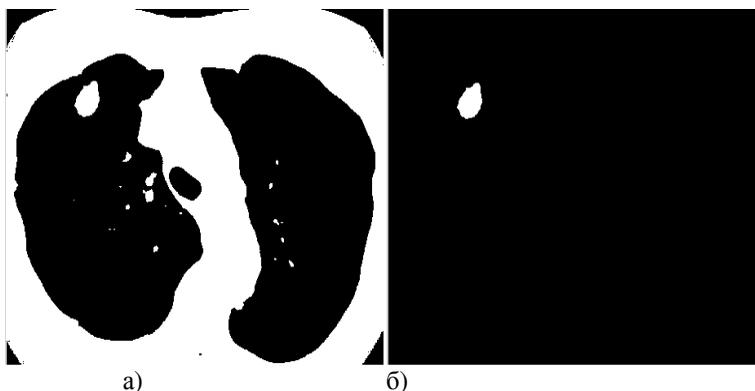


Рисунок 3 – Изображение после бинаризации (а), с применением условий отбора объектов (б)

В результате применения условий отбора на изображении осталась проекция опухоли, что доказывает целесообразность применения коэффициентов формы для нахождения новообразований легких.

**Выводы.** В данной статье рассмотрен набор и последовательность действий, с помощью которых предлагается решить задачу нахождения новообразований на КТ - снимках легких. Продемонстрирована результативность каждого из методов (контрастирования, сегментации и выделение объектов).

#### Список литературы

1. Нормантович В.А. Рак легкого: тенденции в диагностике и лечении //Русс. мед. журн. - 2009. - Т.6, №10. - С.634 - 642.
2. Л.Г. Розенфельд, Н.М. Макомела, С.И. Сеницкий, Н.Н. Колотилов, А.С. Огир Возможности постобработки диагностических КТ- и МРТ-изображений на персональном компьютере.// Український медичний часопис – № 6 (56) – XI/XII 2006
3. Прэрт У. Цифровая обработка изображений. Кн. 2.—М.: Мир, 1982.—480с.
4. Р. Гонсалес, Р. Вудс. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2005, 1072с.
5. Сойфер В.А. Компьютерная обработка изображений Часть 2. Методы и алгоритмы // Соросовский образовательный журнал, №3, 1996. – 784с.