

УДК 004.942

**АЛГОРИТМ ТЕКСТУРНОЙ СЕГМЕНТАЦИИ РАСТРОВЫХ  
ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ РЕШЕНИИ ПРИКЛАДНЫХ ЗАДАЧ  
МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОГО АНАЛИЗА**

Петров В.О., Камаев В.А., Поройский С.В.

*Камышинский технологический институт (филиал)  
Волгоградского государственного технического университета,  
Камышин, Россия*

**Разработан алгоритм для текстурной сегментации растровых изображений для решения прикладных задач медико-биологического анализа. Были проделаны эксперименты для проверки состоятельности алгоритма, приведены их результаты. Полученные результаты позволяют автоматизировать процесс сбора статистической информации медико-биологических образцов, полученных методом клиновидной дегидратации для комплексного исследования клинических методик.**

Понятие сегментация растровых изображений можно встретить не только в области компьютерного дизайна и коррекции фотографий, но и при автоматизации задач в таких предметных областях, как медицина, биология, металлургия и картоография. Универсальных подходов для решения задач сегментации растровых объектов не существует, но существует множество алгоритмов автоматической и интерактивной сегментации, большинство которых ориентируются на значительное изменение цвето-яркостного тона в границах перехода из одного растрового сегмента в другое. При сегментации изображений с явно выраженным узором необходим иной подход, учитывающий текстурные особенности растрового сегмента. Одним из примеров прикладной задачи, где необходима текстурная сегментация, является морфологический разбор медико-биологического препарата, полученного методом клиновидной дегидратации.

Данный метод анализа медико-биологического препарата является перспективным направлением в диагностике заболеваний больных и исследовании новых методик лечения. Суть методики сводится к исследованию высушенной капли биологической жидкости под микроскопом, называемой фацией [3].

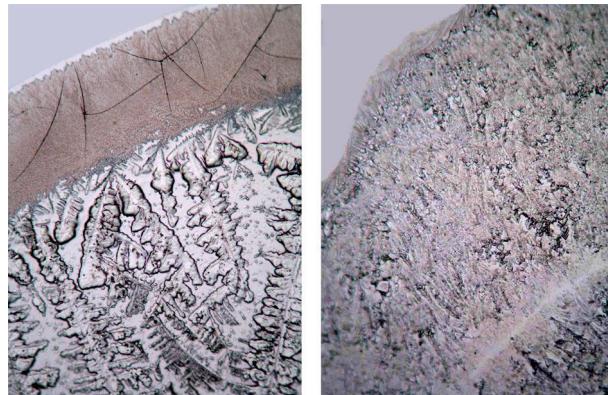
Современные технические и программные средства не могут решать новые задачи, которые возникли с появлением

новой методики, поскольку являются универсальными в большинстве случаев. Они не учитывают текстурные особенности изображений, а анализ изображения фации сводится именно к анализу текстур. К таким задачам можно отнести: автоматическая сегментация изображения фации, морфологический разбор на структурные зоны и классификация изображений медико-биологических образцов по характерным текстурным различиям.

В качестве медико-биологического образца могут выступать любые биологические жидкости: сыворотка крови, перitoneальная жидкость, спинномозговая жидкость.

На рисунке 1 изображены фрагменты препаратов перitoneальной жидкости: здорового организма (слева) и с патологией (справа), полученные путем оцифровки, наблюдаемой при микроскопическом анализе картины.

Предлагается подход для сравнительного анализа текстур растровых сегментов, на основе оценок амплитудно-частотных характеристик сечений минимальной толщины. Единицей сигнала при этом выступает значение яркости соответствующего пикселя. Из особенностей данной прикладной задачи следует, что объект исследования обладает округлой формой, следовательно, сигнал формируется из радиальных сечений на всей площади растрового сегмента.



**Рис. 1.** Фации жидкости из брюшной полости здорового организма (слева) и больного (справа)

На **первом** этапе анализа растрового изображения необходимо рассечь всю исследуемую область на сечения минимальной толщины таким образом, чтобы каждое отдельное сечение содержало фрагмент только одной текстуры. Каждая прикладная задача текстурной сегментации обладает особенностями, опираясь на которые, можно преобразовать двумерное растровое изображение на множество одномерных сечений.

Медико-биологические образцы в данной прикладной задаче обладают следующими свойствами:

- образцам свойственна округлая форма (методика клиновидной дегидратации [3]);
- зоны, из которых состоит фация, имеют радиальную форму (модель высыхания препарата [2]);

- образцам свойственна скучная цветовая гамма и насыщенная по цветотоническим характеристикам текстура;

- текстура внутри отдельно взятой радиальной зоны однородна, поэтому нет необходимости исследовать препарат целиком. Достаточно исследовать фрагмент фации [1].

На **втором** этапе следует определить критерий, на основе которого сгруппировать наиболее похожие минимальные сечения между собой. Для задач текстурного анализа традиционные оценки, опирающиеся на статистические или пространственные характеристики, не подходят, поскольку важны качественные особенности («красивый узор», резкость рисунка, повторяемость).

Одним из инструментов описания свойств сигнала являются оценки свойств Фурье-преобразования.

$$|F(u)| = \sqrt{R(u)^2 + I(u)^2} \quad (1)$$

где:  $|F(u)|$  - амплитудный Фурье-спектр,

$R(u)$  - действительная часть  $F(u)$

$I(u)$  - мнимая часть  $F(u)$

Традиционные оценки в виде спектральной плотности мощности (СПМ) или амплитудных спектров обладают существенным недостатком. По ним трудно проводить абсолютные количественные соопставления сигналов разных типов или сравнивать параметры сигналов во временной и частотной области. Временные и спектральные представления имеют разные физические размерности. Даже оценки одной природы, как, например, СПМ и просто амплитудный спектр, точнее, спектральная плотность амплитуд, количественно на одном графике и в одном масштабе несопоставимы. В конечном итоге это сужает практическое применение спектров, зачастую ограничивая их арсенал нормированными оценками [4].

$$ST(f) = \frac{2|X(f)|^2}{T} = \frac{2 \cdot A(f)^2}{T}, f \geq 0 \quad (2)$$

где:  $ST(j)$  – периодограмма,  
 $A(j)$  – амплитудный Фурье-спектр,  
 $T$  – длина реализации.

$$S(f) = \frac{2}{K} \sum_{k=1}^K \frac{A_k^2(f)}{T} \quad (3)$$

где:  $S(j)$  – периодограмма.

Наиболее универсальная спектральная оценка для абсолютного сопоставления сигналов – интегральный спектр дисперсии [4]. Спектр определяется как дисперсия сигнала в переменной полосе час-

тот, начиная от некоторой фиксированной  $f_0$  до текущей частоты  $f$ . Интегральный спектр дисперсии вычисляется интегрированием СПМ или периодограммы в переменной полосе частот с фиксированным нижним пределом:

$$D(f_0, f) = \int_{f_0}^f S(f') df' \quad (4)$$

где:  $D(f_0, j)$  – интегральный спектр дисперсии.

Эксперименты показали, что для решения задач классификации, используя вышеупомянутые оценки, алгоритмы лучше решают задачу классификации растровых объектов по текстурным особенностям при использовании интегрального спектра дисперсии, рассчитывающегося интегрированием одиночной периодограммы.

Задача определения принадлежности каждого минимального радиального сечения решается с использованием кластерного анализа в трехмерном пространстве признаков. Информация, по которой происходит разбиение радиальных сечений на классы, представляет собой пропорциональные срезы интегрального спектра дисперсии сечений.

Число сегментов растрового объекта определяется в три этапа:

**Этап 1.** Формирование массива предельных значений интегрального спектра дисперсии радиальных сечений по всей поверхности фрагмента фации (формирование гистограммы).

**Этап 2** Квантование целочисленных значений в интервале  $[0;6]$ . Из особенно-

стей прикладной задачи следует, что число зон фации может варьироваться от 1 до 3, поэтому, чтобы построить график функции с тремя пиками, необходимо минимум 7 точек. Большее число точек может привести к возникновению случайных дополнительных пиков вблизи основных.

**Этап 3** Нахождение количества зон фации. Число пиков на гистограмме соответствует числу зон фации.

На рисунке 2 представлен результат работы алгоритма текстурной сегментации фрагмента фации перитонеальной жидкости при дегидратационном анализе. В результате сегментации на изображении определились две структурные зоны, по которым, на основании первичных и вторичных морфологических признаков, специалист принимает соответствующие решения.

Для проверки состоятельности разработанных алгоритмов текстурного анализа было проделано ряд экспериментов, в которых исследовалось 48 изображений различных фаций перитонеальной жидкости. Материалы для исследования были предоставлены лабораторией моделирования патологии Волгоградского научного центра РАМН.

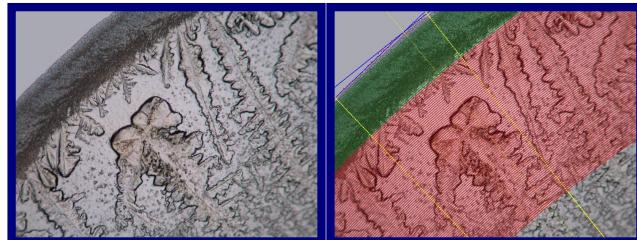


Рис. 2. Результат работы алгоритма текстурной сегментации изображения фации

**Проверка гипотезы о схожести количественных характеристик изображений зон фации у изображений с похожей текстурой.** В ходе эксперимента, определилась тенденция к образованию групп изображений, схожих по текстуре. Вариабельность количественных характе-

ристик текстурных особенностей изображений фаций внутри каждой группы варьировалась в пределах 5%, по сравнению с другими группами (42% - 97%). На рисунке 3 наблюдается несколько скоплений объектов в трехмерном пространстве признаков.

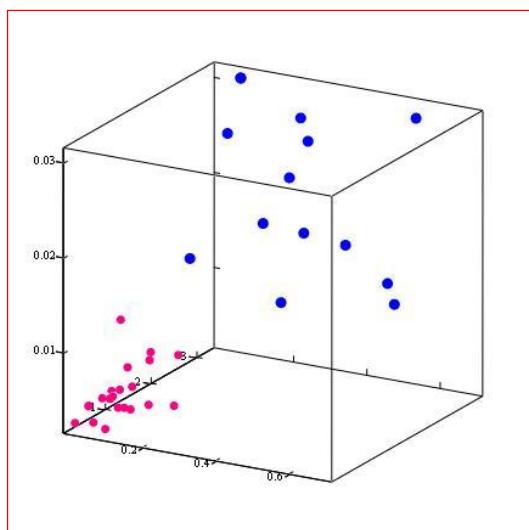


Рис. 3 Качественная оценка текстурных особенностей растровых сегментов в трехмерном пространстве признаков

**Анализ результатов работы алгоритмов измерения количественных характеристик текстур при изменении физических размеров изображения.** Изменение размеров изображения в незначительных пределах (до трех раз) мало повлияло на количественные оценки текстурных особенностей фаций (до 5%), однако скорость работы алгоритмов возросла на порядок (при уменьшении изображения в три раза).

**Анализ результатов работы алгоритмов при изменении цвето-яркостного тона изображений.** Изменение цвето-яркостного тона изображений в незначительных пределах (до 30%) так же не значительно повлияло на количествен-

ные результаты, вариабельность данных не превышала 10%.

Разработанный алгоритм текстурной сегментации растрового изображения подходит для решения следующих прикладных задач медико-биологического анализа:

1. Автоматизация процесса сбора статистической информации медико-биологических образцов, полученных методом клиновидной дегидратации для комплексного исследования клинических методик.

2. Исследование динамики патологического процесса операционной травмы на промежуточных этапах состояния организма.

3. Решение задач классификации и сравнительного анализа изображений медико-биологических образцов.

4. Реализованный программный комплекс для автоматизированного анализа фаций перitoneальной жидкости, включивший в себя алгоритм текстурной сегментации, может быть использован для исследования клинических методик на основе дегидратационного анализа.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Применение новой системы автоматизированного цитологического анализа при исследовании клеточного состава перitoneальной жидкости в динамике операционной травмы /

А.А. Воробьев [и др.] // Бюллетень Волгоградского научного центра РАМН. – 2008. вып 4. – С. 55-57.

2. Тарасевич Ю.Ю. Качественный анализ закономерностей высыхания капли многокомпонентного раствора на твердой подложке / Ю.Ю. Тарасевич, Д.М. Православнова – ЖТФ., выпуск 2, 2007.

3. Шабалин В.Н. Морфология биологических жидкостей человека: монография / В.Н. Шабалин, С.Н. Шатохина – М.: Хризостом, 2001.

4. Юшин В.И. О совмещении спектральных и временных оценок: сб. науч. ст. / В.И. Юшин // Программные продукты и системы. – 2005. – Вып. 1.

#### ALGORITHM OF TEXTURAL SEGMENTATION ON BITMAP FOR THE DECISION TASKS OF THE MEDICOBIOLOGICAL ANALYSIS

Petrov V.O., Kamayev V.A., Poroysky S.V.

*Kamyshin Technological Institute (branch)*

*of Volgograd State Technical University, Kamyshin, Russia*

The algorithm is developed for textural segmentation of bitmaps for the decision of the medicobiological tasks of the analysis. The received results will allow automating process of gathering of the statistical information of the medical and biologic samples received by a wedge dehydration method for all-round research of clinical techniques.