

УДК 621.391

## КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА СЛОЖНОСТИ КОНТУРА МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

С. А. Останин, А. М. Шайдук

Алтайский государственный университет, г. Барнаул

Получена 18 февраля 2013 г.

**Аннотация.** Предложены две количественные характеристики сложности контура изображения. Описан способ их получения и приведены результаты количественной оценки сложности контуров изображений.

**Ключевые слова:** медицинские изображения, сложность контура.

**Abstract.** Two quantitative characteristics of the contour image are proposed. The process for their preparation and the results of a quantitative evaluation of image edges is described.

**Keywords:** medical image, complexity of image edges.

При получении и последующем анализе томографических изображений регистрируются количественные параметры области интереса. К ним относятся, например, размер области, плотность изображения, записанная в DICOM файле в единицах Хаунсфилда, среднеквадратичное отклонение плотности, фрактальная размерность [1-12]. Предполагается, что эти характеристические параметры, хотя бы в принципе, несут информацию о наличии патологии в области интересов, а, возможно, и позволяют дифференцировать вид заболевания [13-17].

Однако, часть параметров, на которые врачи – диагносты считают необходимым обращать внимание и указывать в заключении, носит качественный характер. Характерный пример – характеристики контура возможной патологии или органа в области интересов. Часто можно встретить такие характеристики контура, как «гладкий», «неровный», «бугристый», «фистончатый» и т.п.[18-22]. Подобные характеристики контура являются

слишком необъективными, зависящими от эксперта и неудобными для построения информационной диагностической системы. В настоящей работе сделана попытка ввести количественные характеристики сложности контура медицинского изображения.

С формальной точки зрения изображение (для одного томографического среза) в DICOM формате можно представить в виде функции  $Z(i, j)$ , где  $Z$  – Хаунсфилдовская плотность ткани в точке плоского среза с координатами  $i, j$ . На языке изображений  $i, j$  – координаты пикселя изображения по строке и по столбцу, а величина  $Z(i, j)$  пропорциональна яркости соответствующего пикселя.

Проблема выделения контура патологии может решаться различными способами [23-32] и не является основной задачей, рассматриваемой в данной работе. Для получения конкретных результатов в настоящей работе применялся наиболее простой метод – эксперт указывал пиксель  $Z_0$ , принадлежащий контуру. Далее исходное изображение  $Z(i, j)$  превращалось в бинарное следующим алгоритмом: если  $Z(i, j) \geq Z_0$ , то  $Z(i, j) = 1$ , если  $Z(i, j) < Z_0$ , то  $Z(i, j) = 0$ .

После преобразования исходного изображения в бинарное был использован следующий алгоритм. Выделялась точка с координатами  $i_1, j_1$ , заведомо принадлежащая границе изображения, и ей присваивался номер 1. Поскольку точка принадлежала границе, существует соседний пиксель с яркостью 0. Начиная с этого пикселя, просматривались соседние с  $i_1, j_1$  пиксели по часовой стрелке. После определения координат  $i_2, j_2$  пикселя с ненулевой яркостью ему присваивался номер 2, после чего процедура повторялась.

Итогом работы алгоритма было множество координат соседних пикселей, являющихся пронумерованными координатами контура,  $i_1, j_1, i_2, j_2, \dots, i_n, j_n \dots$

$i_N, j_N$ . Алгоритм завершен при одновременном выполнении условий  $i_1 = i_N$ ,  $j_1 = j_N$  (таким образом, контур замыкался).

Для количественной характеристики полученного контура предварительно определялись его сигнатуры с помощью методики, аналогичной описанной в [13]. Определялся центр бинарного изображения  $x_c, y_c$ :

$$x_c = \frac{\sum j \cdot Z(i, j)}{\sum Z(i, j)}, \quad y_c = \frac{\sum j \cdot Z(i, j)}{\sum Z(i, j)}. \quad (1)$$

(здесь суммирование выполняется по всем возможным  $i_n, j_n$ ).

Далее в полярной системе координат с центром в точке  $x_c, y_c$  определялся модуль радиус-вектора всех точек контура

$$R(n) = \sqrt{(j_n - x_c)^2 + (i_n - x_c)^2}, \quad n = 1 \dots N \quad (2)$$

и полярный угол

$$\phi(n) = \arccos\left(\frac{j_n}{R_n}\right), \quad n = 1 \dots N \quad (3)$$

Множество модулей радиус-вектора  $R(n)$  и полярных углов  $\phi(n)$  и являются сигнатурами выделенного контура.

Сигнатуры будут использованы нами для получения количественных характеристик сложности контура. Выясним, чем отличаются сигнатуры простых контуров от сигнатур сложных контуров. Рассмотрим, в качестве примера, изображения разной сложности (рисунок 1 а, г, ж).

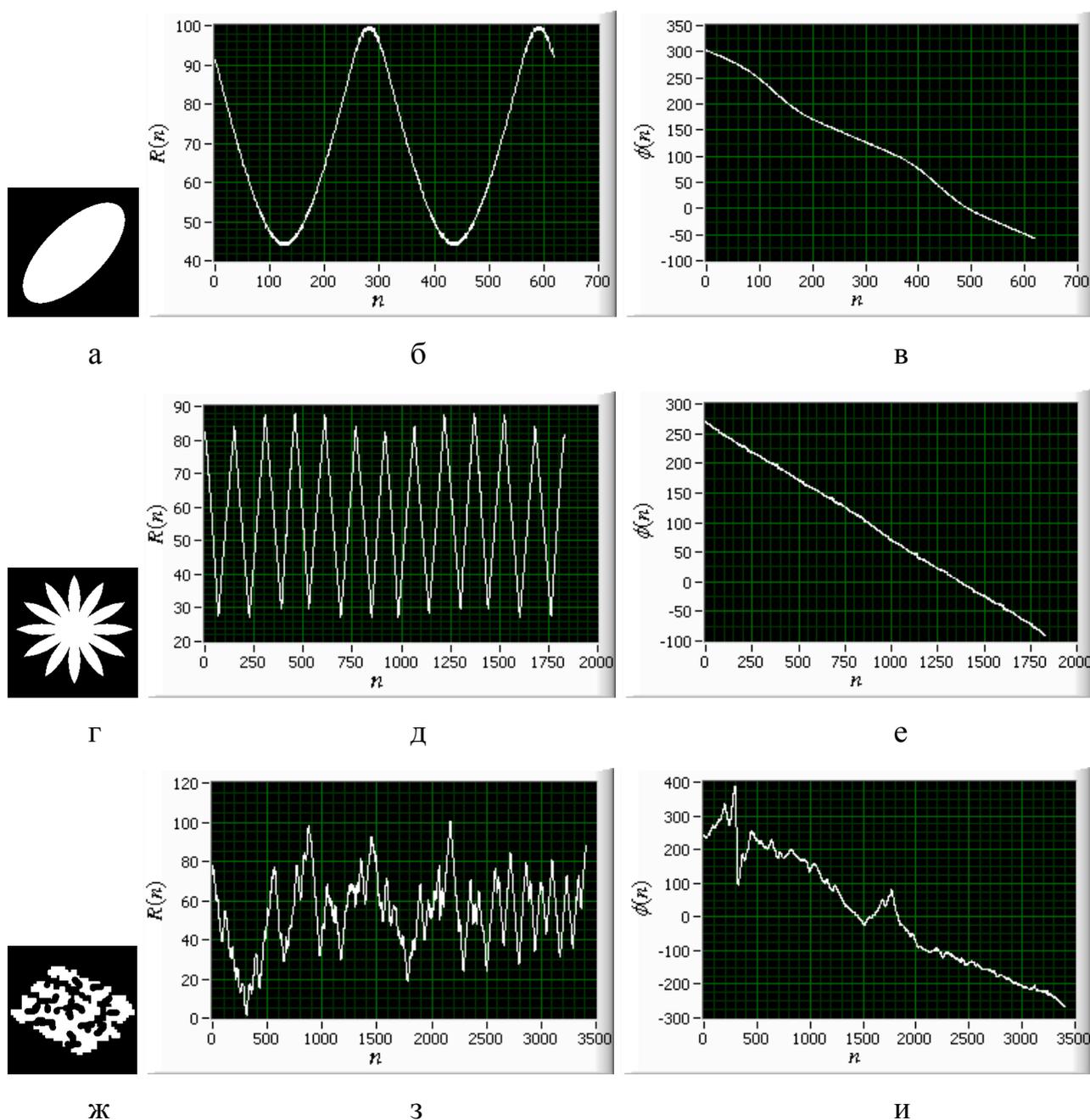


Рис. 1. Изображения: а – «эллипс» , г – «ромашка», ж – «губка».

Сигнатуры модуля радиус-вектора: б – «эллипса» , д – «ромашки», з – «губки».

Сигнатуры угла: в – «эллипса» , е – «ромашки», и – «губки».

Размер каждого квадрата 200x200 пикселей. Контуры первых двух фигур (рисунок 1 а, г) обладают симметрией, но отличаются формой. Контур третьего изображения ассиметричен (рисунок 1 ж) и существенно сложнее. Получим для этих контуров сигнатуры модуля радиус-вектора  $R(n)$  (рисунок 1 б, д, з) и сигнатуры угла  $\phi(n)$  (рисунок 1 в, е, и), используя выражения (2) и (3).

Рассмотрим сигнатуры радиуса контуров. Из рисунка 1 видно, что разные по сложности контуры имеют разные по сложности сигнатуры, следовательно, задачу оценки сложности контура, можно решить, например, с помощью количественных характеристик сложности сигнатур.

Известные характеристики оценки вариации значений одномерного ряда (среднеквадратичное отклонение, энтропия, характеристики шероховатости поверхности установленные ГОСТ 2789-73) не отражают особенностей его структуры (морфологии). Как следствие, эти характеристики не специфичны для различных по сложности сигнатур. В качестве иллюстрации укажем, что, например, среднеквадратичные отклонения сигнатур радиус-вектора контуров «эллипс», «ромашка», «губка» (рисунок 1) имеют значения 18.7, 16.7 и 18.3 соответственно, а величина энтропия Шеннона сигнатур – 2.2, 2.3, 2.0 соответственно. Из сравнения указанных значений видно, что эти количественные характеристики практически одинаковы для существенно разных по сложности контуров, то есть, не отражают сложность контуров. В некоторых случаях для оценки сложности контура медицинских изображений используют фрактальную размерность сигнатуры, величина которой определяется структурой контура. Ограничением применения этой характеристики является условие: сигнатура должна иметь фрактальную структуру.

Предлагаемые нами характеристики сложности контура свободны от указанных недостатков. Первая характеристика построена на основе сигнатуры радиус-вектора. Проанализируем структуру сигнатур (рисунок 1). Как видно из рисунков 1 б, д, простым, симметричным контурам соответствуют периодические сигнатуры. Сложный контур имеет аperiodическую сигнатуру радиуса. Следовательно, по степени периодичности сигнатуры радиуса контура можно судить о его сложности.

Для оценки степени периодичности сигнатуры радиуса контура используем спектральный анализ. Будем считать, что чем меньше полоса спектра сигнатуры радиуса контура, тем более периодична сигнатура.

Спектральную плотность мощности  $S^*(k)$  центрированной сигнатуры радиуса  $R^*(n)$

$$R^*(n) = R(n) - R_{\text{среднее}} \quad (4)$$

вычислим как

$$S^*(k) = \mathbf{E} \left\{ \left| \mathbf{F}(R^*(n)) \right|^2 \right\} = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} R^*(n) \cdot e^{-\frac{ikn}{N}} \right|^2 \cdot \Delta n^2 = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} R^*(n) \cdot e^{-\frac{ikn}{N}} \right|^2 \quad (5)$$

где символом  $\mathbf{E}$  обозначено математическое ожидание, символом  $\mathbf{F}$  – преобразование Фурье,  $k$  – номер гармоники спектра ( $k = 0, \dots, (N-1)/2$ ). Процедуру центрирования (4) выполняем с тем, чтобы уменьшить относительную погрешность оценки мощности гармоник спектра с  $k > 0$ . Кроме того, полагаем, что сложность определяется мощностью гармоник с  $k > 0$ , а величина  $S^*(k=0)$  характеризует средний радиус контура  $R_{\text{среднее}}$  (эффективный размер) и не влияет на сложность контура. Выполним нормировку спектральной плотности мощности  $S^*(k)$  на мощность всех гармоник  $k$ :

$$S(k) = \frac{S^*(k)}{\sum_{k=1}^{(N-1)/2} S^*(k)}. \quad (6)$$

Нормированная спектральная плотность мощности  $S(k)$  представляет собой долю мощности сигнатуры, приходящуюся на гармонику номер  $k$ .

Нормированные спектральные плотности мощности сигнатур радиуса контуров «эллипс», «ромашка», «губка» показаны на рисунке 2 (для удобства сравнения показана только часть спектра). Из сравнения рисунков 2 а и 2 б видно, что спектры контуров, обладающих симметрией, имеет схожую структуру в виде узких спектральных линий, в которых сосредоточена почти вся мощность. Относительная мощность гармоники  $k = 12$  контура «ромашка» (рисунок 2 б) несколько меньше единицы, так как сигнатура контура (рисунок 1 д) не синусоидальна. Существенное количественное различие состоит в

численном значении гармоники  $k$ . Величина  $k$  соответствует количеству «лепестков» контура. Спектр контура «губка» (рисунок 2 в) отличается от спектров симметричных контуров (рисунки 2 а, б) шириной полосы и структурой: спектр образует большое количество гармоник сравнимых по порядку величины.

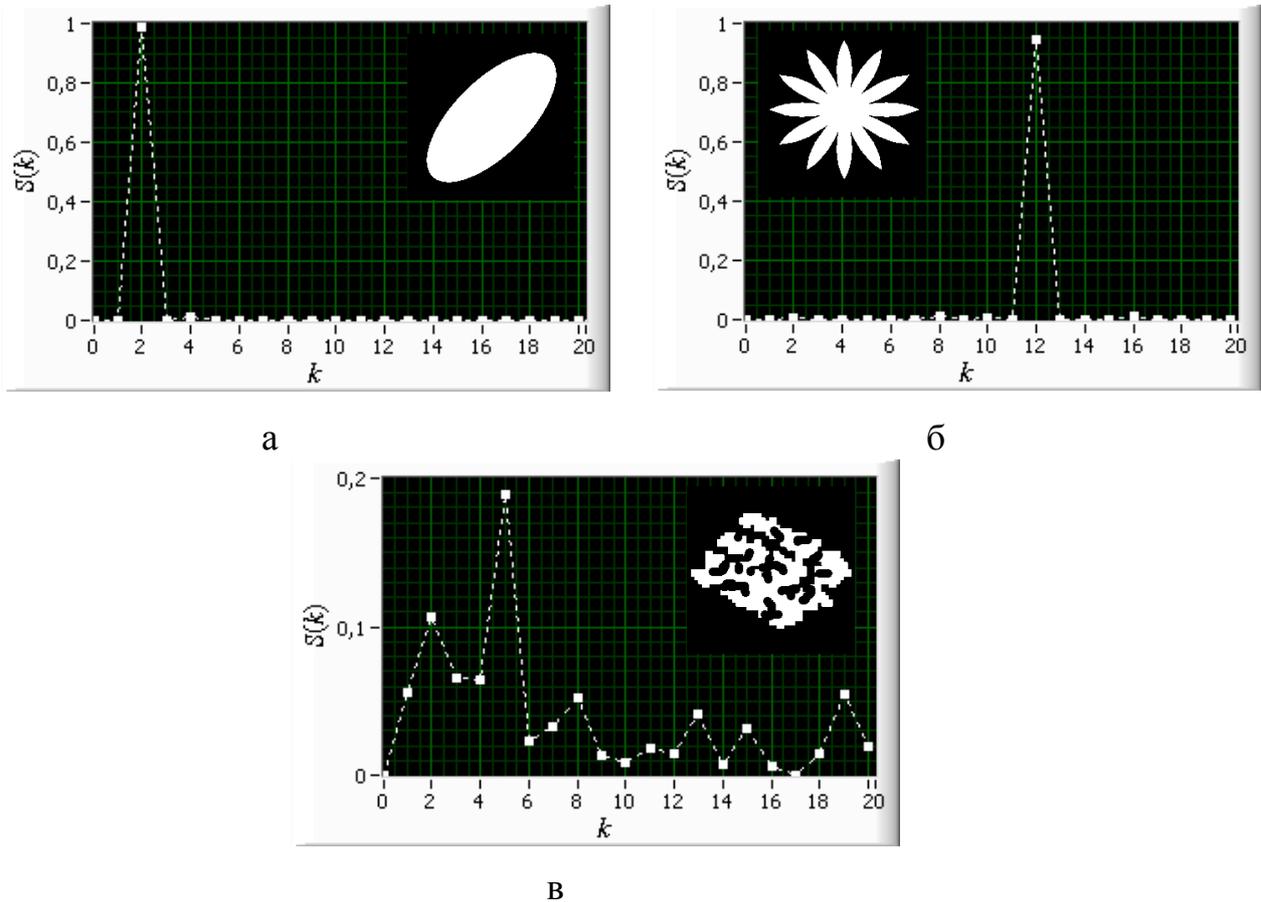


Рис. 2. Нормированные спектральные плотности мощности сигнатур  $R(n)$  контуров: а – «эллипс», б – «ромашка», в – «губка».

Сравнительный анализ спектров (рисунок 2 а, б, в) показывает, что сложность контура отражается в структуре спектра сигнатуры радиуса  $R(n)$ . Заметим, что нормированная спектральная плотность мощности  $S(k)$  (б) представляет собой вероятность того, что сигнатура радиуса  $R(n)$  имеет гармонику с номером  $k$ . Таким образом, спектральную плотность мощности  $S(k)$  можно интерпретировать как плотность распределения вероятности по

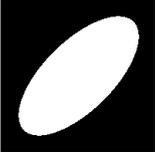
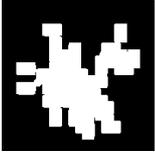
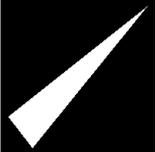
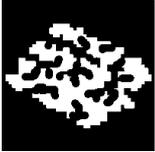
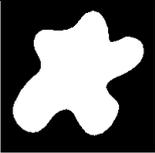
гармоникам  $k$ . Следовательно, для характеристики распределения мощности сигнатуры радиуса по гармоникам  $k$  можно использовать модифицированную информационную энтропию Шеннона в виде

$$H = - \sum_{k=0}^{(N-1)/2} S(k) \cdot \ln S(k). \quad (7)$$

Из свойств энтропии (7) следует, что сигнатурам, имеющим спектр в виде единственной спектральной линии, будет соответствовать нулевая энтропия. С ростом ширины полосы спектра сигнатуры значение энтропии увеличивается.

Предложенный метод оценки сложности контура реализован с использованием системы визуального программирования LabVIEW. Тестирование программы автоматической оценки сложности контура выполнено на 26 изображениях контуров различной сложности. В таблице 1 приведена часть результатов вычисления значения энтропии для гармоник сигнатур радиуса некоторых искусственно созданных контуров. Видно, что величина энтропии  $H$  растет со сложностью изображения контура. Это дает основания для использования энтропии в качестве меры сложности контура.

Таблица 1. Энтропии гармоник сигнатур искусственных контуров

| Контур                                                                              | $H$  | Контур                                                                              | $H$  |
|-------------------------------------------------------------------------------------|------|-------------------------------------------------------------------------------------|------|
|  | 0,09 |  | 2,11 |
|  | 0,36 |  | 2,24 |
|  | 0,73 |  | 3,17 |
|  | 1,62 |  | 3,35 |

Дополнительным достоинством предлагаемого метода оценки сложности формы контура изображения является слабая зависимость энтропии от размера контура. Это особенно актуально при анализе медицинских изображений полученных аппаратами с разной разрешающей способностью. Изменение масштаба изображения не приводит к существенному изменению энтропии. Можно показать, что это следует из инвариантности нормированного спектра (6) относительно масштаба сигнатуры. Масштабирование изображения контура изменяет мощность гармоники с  $k = 0$ , но предварительное центрирование (4) сигнатуры минимизирует вклад этой гармоники в спектр  $S(k)$  и, в соответствии с (7), не влияет на величину характеристику сложности  $H$ .

Для экспериментальной проверки справедливости этого утверждения в отношении изображений малого размера значение энтропии было вычислено для пяти квадратов (расположенных под углом к ортам) с длиной стороны  $l$  от 200 до 1000 пикселей.

Относительное уменьшение энтропии при увеличении размера стороны квадрата в 5 раз составило величину около 0,017. С увеличением размера стороны квадрата энтропия монотонно убывает (рисунок 3) и экспоненциально стремится к значению 0,2575:

$$H_{\text{квадрата}}(l) = 0.2575 + 0.0196 \cdot e^{-0.0072 \cdot (l-200)}. \quad (8)$$

Малая величина относительного изменения и экспоненциальная сходимость энтропии при масштабировании границы позволяет использовать характеристику  $H$  для сравнения сложности изображений полученных аппаратами с разной разрешающей способностью.

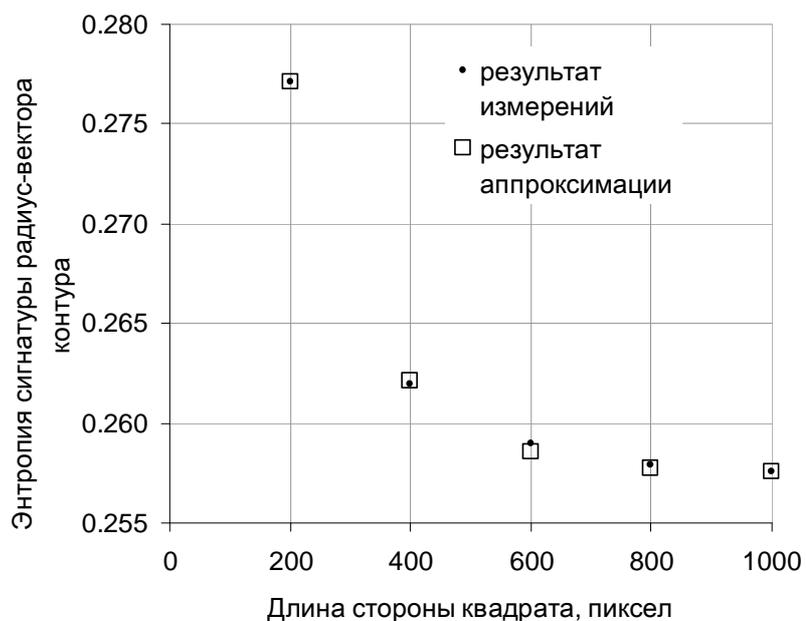
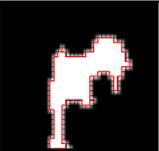


Рис. 3. Зависимость энтропии от размера контура квадратной формы.

В таблице 2 приведены изображения контуров медицинских изображений и соответствующие им значения энтропии для гармоник сигнатур радиуса контуров. Из таблицы видно, что разным контурам соответствуют разные значения энтропии. Таким образом показано, что предложенную характеристику можно использовать для оценки сложности, в том числе, контуров медицинских изображений.

Таблица 2. Энтропии гармоник сигнатур контуров медицинских изображений

| Контур                                                                              | $H$  |
|-------------------------------------------------------------------------------------|------|
|  | 0,28 |
|  | 0,93 |
|  | 1,32 |

Теперь рассмотрим сигнатуру угла  $\phi(n)$  (примеры сигнатур угла показаны на рисунках 1 в, е, и) получаемую с помощью (3) и сформулируем еще одну независимую характеристику сложности контура.

Обратим внимание на тот факт, что сигнатура угла сложного контура (рисунок 1 и) уменьшается немонотонно. Каждый локальный максимум сигнатуры угла соответствует изменению направления вращения радиус-вектора  $R(n)$ . В форме контура это проявляется в виде незамкнутой петли, вытянутой под некоторым углом по отношению к радиус-вектору. Контур с большим количеством петель воспринимаются как сложные. Таким образом, количеством локальных максимумов  $M$  сигнатуры можно оценить сложность контура изображения.

В качестве примера вычислим количество локальных максимумов  $M$  сигнатур угла контуров, представленных на рисунке 1. Сигнатуры угла (рисунки 1 в, е, и) контуров отличаются количеством локальных максимумов  $M$ :  $M_{\text{эллипс}} = 0$ ,  $M_{\text{ромашка}} = 12$ ,  $M_{\text{зубка}} = 98$ . Из сравнения полученных значений с изображением контуров следует: чем сложнее форма контура, тем выше значение  $M$ . Следовательно, параметр сигнатуры угла  $M$  можно использовать как независимую дополнительную характеристику сложности контура.

Таким образом, показано, что предложенные независимые характеристики  $H$ ,  $M$  могут характеризовать сложность контуров изображений.

## Литература

1. Rangayyan, RM. Fractal analysis of contours of breast masses in mammograms. / Rangayyan, RM, Nguyen, TM // Journal of Digital Imaging. – 2007. – Vol. 20(3). – Pp. 223–237. <http://www.nonlinearbiomedphys.com/content/4/1/7>.
2. Fractal analysis of medical images in the irregular region of interest / Oczeretko, Edvard, Borowska, Marta, Kitlas, Agnieszka et al. // BioInformatics and BioEngineering, BIBE 2008. 8th IEEE International Conference on / Dept. of Med. Inf., Univ. of Bialystok, Bialystok. – Vol. 1. – 2008. –October. – P. 6.

3. Reljin, Irini S. Fractal geometry and multifractals in analyzing and processing medical data and images / Reljin, Irini S, Reljin, Branimir D. // Archive of Oncology. – 2002. – Vol. 10(4). – Pp. 283–293.
4. Po-Whei Huang. Automatic classification for pathological prostate images based on fractal analysis / Po-Whei Huang, Cheng-Hsiung Lee // IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING. – 2009. –July. – Vol. 28, no. 7. – Pp. 1037–1050.
5. Bhagwati,Charan. Early detection of breast cancer using self similar fractal method / Bhagwati, Charan, Sinha,G.R. // International Journal of Computer Applications. – 2010. –November. – Vol. 10, no. 4. – Pp. 39–43.
6. Medical images classification for skin cancer diagnosis based on combined texture and fractal analysis / Dobrescu, R, Dobrescu, M, Mocanu, M., Popescu, D. // WSEAS TRANSACTIONS on BIOLOGY and BIOMEDICINE. – 2010. – July. – Vol. 7, no. 3. – Pp. 223–232.
7. Papaioannou, V. Fractals and power law in pulmonary medicine. implications for the clinician / Papaioannou, V., Pneumatikos, I, // PNEUMON. – 2010. – July - September. – Vol. 23, no. 3. – Pp. 250–259.
8. Коновалов В.К. Прицельная 3d-реконструкция при изучении качественных характеристик поверхности шаровидных образований легких/ Коновалов В.К., Шойхет Я.Н., Федоров В.В. // Проблемы клинической медицины. – 2011. – № 3-4. – С. 20–25.
9. Леонов С.Л. Анализ погрешностей данных при мультиспиральной компьютерной томографии шаровидных образований легких / Леонов С.Л. Козлов Д.Ю., Колмогоров В.Г. и др.// Проблемы клинической медицины. – 2011. № 3-4. – С. 16–19.
10. Ставицкий Р.В. Применение рентгеновской сканирующей денситометрии и компьютерной томографии для оценки эффекта лечения опухоли / Ставицкий Р.В., Лебедеенко И.М., Бурдина И.И.// Медицинская техника. – 1995. – №3. – С. 20–28.

11. Останин С.А. Уточнение отношения между фрактальной размерностью и степенью спектра мощности сигнала / Останин С.А., Шайдук А.М.// Журнал радиоэлектроники. – 2012. – №8. <http://jre.cplire.ru/jre/aug12/5/text.html>
12. Шайдук А. М. Проблема стандартизации масштаба при вычислении фрактальной размерности медицинских изображений / Шайдук А. М., Останин С.А., Коновалов В.К.// Известия Алтайского государственного университета. – 2012. –Т.№73. –С. 233–235.
13. Klonowski, W. Simple fractal method of assessment of histological images for application in medical diagnostics / Klonowski, W., Stepień, R., Stepień, P. // Nonlinear biomedical physics. – 2010. – Vol. 4. – Pp. 1–8. [www.nonlinearbiomedphys.com/content/4/1/7](http://www.nonlinearbiomedphys.com/content/4/1/7).
14. Al-Kadi, O.S. Texture analysis of aggressive and nonaggressive lung tumor ce ct images / Al-Kadi, O.S., Watson, D. // IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING. – 2008. – Vol. 55, no. 7. – Pp. 1822–1830.
15. Taleb-Ahmed, A. Analysis methods of ct-scan images for the characterization of the bone texture: First results / Taleb-Ahmed, A., Dubois, P., Duquenoy, E. // Pattern Recognition Letters. – 2003. – Vol. 24. – Pp. 1971–1982.
16. Dar-Ren Chen, Ruey-Feng Chang, Chii-Jen Chen, Ming-Feng Ho, et al. Classification of breast ultrasound images using fractal feature // Clinical Imaging - 2005 - Vol. 29, Issue 4, Pp.235-245
17. Потапов А.А., Гуляев Ю.В., Никитов С.А., Пахомов А.А., Герман В.А. Новейшие методы обработки изображений / Под ред. А.А. Потапова.– М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008.- 496 с. (монография - по гранту РФФИ № 07 - 07 - 07005).
18. Хофер М. Компьютерная томография. Базовое руководство. 2-е издание, переработанное и дополненное: — М.: Медлит., 2008. — 224 с.
19. Линденбратен Л.Д., Королук И.П. Медицинская радиология и рентгенология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии): Учебник.- М: Медицина, 2003.

20. Осадчий А.С., Вачев А.Н., Дмитриев О.В., Степанов М.Ю., Кириченко Н.Д. Опухоль каротидная (хемодектома) // Russian electronic journal of radiology - Том 2, №2, 2012, с.56-59.
21. Материалы Всероссийского конгресса лучевых диагностов/ М., МЕДИ Экспо, 2007 - 482с.
22. Савельева Г.М., Бреусенко В. Г. Соломатина А. А. и др. Диагностика опухолей и опухолевидных образований яичников // Росс. вест, акуш.-гинеко. 2005. - №6. -С. 53-61.
23. Розенфельд А. Распознавание и обработка изображений с помощью вычислительных машин: Пер. с англ. - М.: Мир, 1972.
24. У.Прэтт. Цифровая обработка изображений. М.: Мир, 1982
25. T.Y.Kong, A.Rosenfeld. (Editors) Topological algorithms for digital image processing. Machine intelligence and pattern recognition. Volume 19. Elsevier. Amsterdam-Lausanne-New York-Oxford-Shanon-Tokyo. 1996.
26. Пытьев Ю.П. Морфологический анализ изображений// Доклад АН СССР. 1983. Т.269. № 5. С.1061 - 1064.
27. Marr D., Hildreth E. Theory of edge detection// Proc. R. Soc. (London). 1980. B207. Pp.187 - 217.
28. Canny. J. A computational approach to edge detection// IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 1986. №8. Pp.679 - 698.
29. Seeger U. and Seeger R. Fast corner detection in grey-level images// Pattern Recogn. Lett. 1994. №15(7). Pp.669 - 675.
30. Hua Lia, Anthony Yezzia, A hybrid medical image segmentation approach based on dual-front evolution model”, IEEE, 2005.
31. A. Tsai, A. Yezzi, and A.S. Willsky, “Curve evolution implementation of the mumford-shah functional for image segmentation, denoising, interpolation, and magnification,” IEEE Trans. on Image Processing, - 2001. - vol. 10, no. 8, Pp. 1169-1186

32. Мирошниченко С.Ю., Труфанов М.И., Анциферов А.В. Способ выделения контуров объектов изображения и устройство для его реализации / Патент RU 2383925 С2, 2007.