

3. *A. Jeffery, G. Blunn, C. Archer, G. Bentley.* Three-dimensional collagen architecture in bovine articular cartilage. *J Bone Joint Surg* 73-B: 795-801, 1991.
4. *M. Kääh, I. Gwynn, H. Nötzli.* Collagen fibre arrangement in the tibial plateau articular cartilage of man and other mammalian species. *J. Anat.* 193, 23-34, 1998.
5. *D. Goodwin, H. Zhu, J. Dunn.* *In Vitro MR* Imaging of hyaline cartilage: correlation with scanning electron microscopy. *AJR*; 174: 405-409; 2000.
6. *R. Minns, F. Steven.* The collagen fibril organization in human articular cartilage. *J Anat.* 123 (Pt 2): 437-457, 1977.
7. *J. Clark.* Variation of Collagen Fiber Alignment in a Joint Surface: A Scanning Electron Microscope Study of the Tibial Plateau in Dog, Rabbit, and Man. *J. Orthop. Res.* 9:246-257, 1991.
8. *M. Kääh, K. Ito, J. Clark, H. Nötzli.* Deformation of articular cartilage collagen structure under static and cyclic loading. *J. Orthop. Res.* 16: 743-751, 1998.
9. *S. Nürnberger, W. Klepal, V. Vécsei, S. Marlovits.* Ultrastructural insights into the world of cartilage: electron microscopy of articular cartilage. *Ost Tr Care* 14:168-180, 2006.
10. *I. Clarke.* Articular cartilage: a review and scanning electron microscope study. I. The interterritorial fibrillar architecture. *J Bone Joint Surg Br.* 53(4):732-50, 1971.
11. *E. Hunziker, M. Michel, D. Studer.* Ultrastructure of adult human articular cartilage matrix after cryotechnical processing. *Microsc Res Tech.* 37(4): 271-84, 1997.
12. *G. Kempson, M. Freeman, S. Swanson.* Tensile properties of articular cartilage. *Nature.* 220:1127-8, 1968.
13. *W. Hultkrantz.* Über die Spaltrichtungen der Gelenkknorpel. *Verhandlungen der Anatomischen Gesellschaft, Kiel*, 248, 1898.
14. *S. Below, S. Arnoczky, J. Dodds, C. Kooima, N. Walter.* The split-line pattern of the distal femur: A consideration in the orientation of autologous cartilage grafts. *Arthroscopy.* 18(6): 613-7, 2002.
15. *D. Goodwin, Y. Wadghiri, H. Zhu, C. Vinton, E. Smith, J. Dunn.* Macroscopic Structure of Articular Cartilage of the Tibial Plateau: Influence of a Characteristic Matrix Architecture on MRI Appearance. *AJR* 182:311-318, 2004.
16. *J. Clark.* The organisation of collagen fibrils in the superficial zones of articular cartilage. *J Anat.* 171:117-30, 1990.
17. *Н. Гарнов, В. Грюндер.* Исследование ультраструктуры и биомеханических свойств суставного хряща с помощью высокоразрешающей ЯМР-томографии. *Известия ТРТУ. МИС-2006.* 11(66). С.58-65, 2006.
18. *A. Boyde, E. Bailey, S. Jones, A. Tamarin.* Dimensional changes during specimen preparation for scanning electron microscopy. In: *Proceedings of the 10th Annual Scanning Electron Microscopy Symposium, Chicago, in Scanning Electron Microscopy/1977/I, IIT Res. Inst., Chicago*, 507-518. 1977.
19. *H. Helminen, J. Jurvelin, M. Tammi, A. Pelttari, C. Svartbäck, I. Kiviranta, A. Säämänen, K. Paukkonen.* Prolonged ethanol replacement by CO2 increases splits on articular cartilage surface after critical point drying. *J Microsc.* 137(Pt 3):305-12, 1985.
20. *J. Clark, P. Simonian.* Scanning electron microscopy of "fibrillated" and "malacic" human articular cartilage: technical considerations. *Microsc. Res. Tech.* 37(4):299-313, 1997.

УДК 681.323:621.391.837

И.В. Разин, Е.П. Попечителей

О КОРРЕЛЯЦИОННОМ АНАЛИЗЕ В ПРОСТРАНСТВЕ ХАРАКТЕРИСТИК ОПИСАНИЯ

Весьма распространенной задачей в анализе биомедицинских изображений является задача быстрого поиска заданного (эталонного) изображения среди множества изображе-

ний, предъявляемых наблюдателю (поиск похожего изображения в базе данных), или, например, задача обнаружения и локализации (определение местоположения) эталонного фрагмента на изображении большого размера. Такие задачи решаются путем оценивания меры близости сравниваемых изображений с помощью выбранной метрики расстояния или решение их основано на принципах классических корреляционно-экстремальных систем. Наиболее эффективные результаты решения этих задач могут быть достигнуты в случае описания изображений не в пространстве интенсивностей (непосредственное использование функции яркости сравниваемых изображений), а в пространстве параметров их описания. Очевидно, что для успешного решения этих задач параметры описания сравниваемых изображений должны быть комбинаторно инвариантны к повороту системы координат, энергетическим масштабам функции яркости и к масштабу изображения. Достижимая при этом эффективность результатов объясняется уменьшением объема производимых вычислений за счет естественного обмена размерности эталонного (фрагмента) изображения на размерность вектора описания и получаемой при этом возможности создания усредненного эталонного вектора, формируемого множеством изображений эталона при различных вариациях его поворота, энергетического и пространственного масштаба.

Проблеме описания изображения посвящено множество работ, но метод, основанный на оценке центральных моментов функции яркости и последующем вычислении моментных инвариантов, в силу исключительной эффективности наиболее востребован [1–3]. Следует оговориться, что полученные в этих работах характеристики не инвариантны к пространственному масштабу изображения, что, конечно, снижает их значимость. В отличие от указанных работ в [4], например, в качестве основы характеристик описания изображений предлагается использовать статистики частных производных функции яркости по координатным осям. Использование дифференциальных операторов с различным масштабом сглаживания создает дополнительные возможности для исследования структуры исходного изображения и значительно улучшает результаты распознавания. Последующее вычисление моментных инвариантов с использованием в качестве базовых такого рода статистик объясняется тем, что основная “смысловая” часть информации об изображении заключена в его контурах, т. е. тех его участках, на которых наиболее выражены перепады яркости. В отличие от известных методов, использующих для распознавания в том или ином виде моментные инварианты, предлагаемый метод вычисления рекомендуемого набора интегральных инвариантов имеет ясный физический смысл.

В работе [4] приведено фундаментальное свойство автокорреляционной функции изображения, порождающей спектральные моменты, определяемые следующим выражением:

$$m_{nk} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} u_1^n u_2^k G(u_1, u_2) du_1 du_2 = (2p)^2 (-1)^{(n+k)} j^{-(n+k)} \overline{\left(\varphi_{xy}^{(n+k)} \varphi_{xy}^{(n+k)} \right)}, \quad (1)$$

m_{nk} – момент произвольного $(n+k)$ -го порядка энергетического спектра $G(u_1, u_2)$ изображения; $\varphi_{xy}^{(n+k)}$ – смешанная $(n+k)$ -го порядка производная изображения, взятая соответственно по направлениям его координатных осей x и y ; $(n+k) = 0, 2, 4, 6, \dots$ – четное; $n = n_1 + n_2$; $k = k_1 + k_2$; $n_1, n_2, k_1, k_2 = 0, 1, 2, 3, \dots$ – любое целое положительное число.

Выражение (1) является обобщением теоремы Парсеваля на момент любого произвольного порядка функции двух переменных и позволяет получить экспресс-оценку моментов энергетического спектра непосредственно в плоскости пространственных переменных изображения без выполнения громоздкого в вычислительном плане прямого преобразования Фурье. Оно позволяет сформировать систему $\{m_{nk}\}$ энергетически зависимых характеристик описания, используемую для анализа динамики развития (вырожде-

ния) исследуемого физического явления. Это выражение можно представить в виде таблицы, которая с точностью до постоянного множителя наглядно отражает связь между спектральным моментом m_{nk} и усредненным значением от произведения соответствующих ему частных производных изображения, расположенных в первой строке и первом столбце таблицы 1.

Таблица 1

	$\varphi_{xy}^{(1+0)}$	$\varphi_{xy}^{(0+1)}$	$\varphi_{xy}^{(2+0)}$	$\varphi_{xy}^{(1+1)}$	$\varphi_{xy}^{(0+2)}$	$\varphi_{xy}^{(3+0)}$	$\varphi_{xy}^{(2+1)}$	$\varphi_{xy}^{(1+2)}$	$\varphi_{xy}^{(0+3)}$
$\varphi_{xy}^{(1+0)}$	m_{20}	m_{11}	0	0	0	$-m_{40}$	$-m_{31}$	$-m_{22}$	$-m_{13}$
$\varphi_{xy}^{(0+1)}$	m_{11}	m_{02}	0	0	0	$-m_{31}$	$-m_{22}$	$-m_{13}$	$-m_{04}$
$\varphi_{xy}^{(2+0)}$	0	0	m_{40}	m_{31}	m_{22}	0	0	0	0
$\varphi_{xy}^{(1+1)}$	0	0	m_{31}	m_{22}	m_{13}	0	0	0	0
$\varphi_{xy}^{(0+2)}$	0	0	m_{22}	m_{13}	m_{04}	0	0	0	0
$\varphi_{xy}^{(3+0)}$	$-m_{40}$	$-m_{31}$	0	0	0	m_{60}	m_{51}	m_{42}	m_{33}
$\varphi_{xy}^{(2+1)}$	$-m_{31}$	$-m_{22}$	0	0	0	m_{51}	m_{42}	m_{33}	m_{24}
$\varphi_{xy}^{(1+2)}$	$-m_{22}$	$-m_{13}$	0	0	0	m_{42}	m_{33}	m_{24}	m_{15}
$\varphi_{xy}^{(0+3)}$	$-m_{13}$	$-m_{04}$	0	0	0	m_{33}	m_{24}	m_{15}	m_{06}

Множество моментов используют в качестве первичных (базовых) характеристик описания изображения – они служат основой для последующего формирования инвариантных оценок. Так, шесть оценок описания изображения, инвариантных к сдвигу и преобразованию вращения системы координат, а также к энергетическому масштабу анализируемого сигнала, получены в [5] из выражения для ориентированного в направлении единичного вектора \vec{u} момента нормированной спектральной функции $G_{H\ell}(\omega_1, \omega_2)$:

$$\mu^\ell = \mu_{20}^\ell u_1^2 + 2\mu_{11}^\ell u_1 u_2 + \mu_{02}^\ell u_2^2, \quad (2)$$

где $\mu_{20}^\ell = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \omega_1^2 G_{H\ell}(\omega_1, \omega_2) d\omega_1 d\omega_2$ – нормированный момент второго порядка функции

$G_{H\ell}(\omega_1, \omega_2)$ в направлении оси u_1 (относительно оси u_2);

$\mu_{11}^\ell = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \omega_1 \omega_2 G_{H\ell}(\omega_1, \omega_2) d\omega_1 d\omega_2$ – смешанный нормированный момент второго порядка функции $G_{H\ell}(\omega_1, \omega_2)$;

$\mu_{02}^\ell = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \omega_2^2 G_{H\ell}(\omega_1, \omega_2) d\omega_1 d\omega_2$ – нормированный момент второго порядка функции $G_{H\ell}(\omega_1, \omega_2)$ в направлении оси u_2 (относительно оси u_1);

$G_{H\ell}(u_1, u_2) = |\omega|^{2\ell} G(\omega_1, \omega_2) / \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |\omega|^{2\ell} G(\omega_1, \omega_2) d\omega_1 d\omega_2$ – нормированный энергетический спектр изображения ($\ell=0$), градиента ($\ell=1$), лапласиана ($\ell=2$) и т.д.;

$|\omega| = \sqrt{\omega_1^2 + \omega_2^2}$ – модуль вектора пространственной частоты с координатами u_1, u_2 .

Результатом преобразования системы координат является приведение уравнения годографа момента (2) к канонической форме (к главным осям):

$$\mu^\ell (u'_1, u'_2) = \mu_1^\ell u_1'^2 + \mu_2^\ell u_2'^2, \quad (3)$$

где $\mu_{1,2}^\ell = (\mu_{20}^\ell + \mu_{02}^\ell \pm \sqrt{(\mu_{20}^\ell - \mu_{02}^\ell)^2 + 4(\mu_{11}^\ell)^2}) / 2$ – главные нормированные моменты энергетического спектра градиентного изображения ℓ -го порядка, определяющие экстремальные значения момента в выражении (2).

В декартовой системе координат кривая, описываемая уравнением (3), представляет собой уравнение шестого порядка:

$$(\omega_1)^\ell + 3(\omega_1)^\ell(\omega_2)^\ell + 3(\omega_1)^\ell(\omega_2)^\ell + (\omega_2)^\ell - (\mu_1^\ell)^2(\omega_2)^\ell - 2\mu_1^\ell\mu_2^\ell(\omega_1)^\ell(\omega_2)^\ell - (\mu_2^\ell)^2(\omega_1)^\ell = 0. \quad (4)$$

На рис. 1 приведены графические примеры канонической формы годографа момента, но, как видно, независимо от порядка градиентного оператора форма годографа момента определяется только соотношением величин главных моментов μ_1^ℓ и μ_2^ℓ . С увеличением μ_2^ℓ от нуля до величины μ_1^ℓ форма годографа эволюционирует от «восьмерки» к окружности.

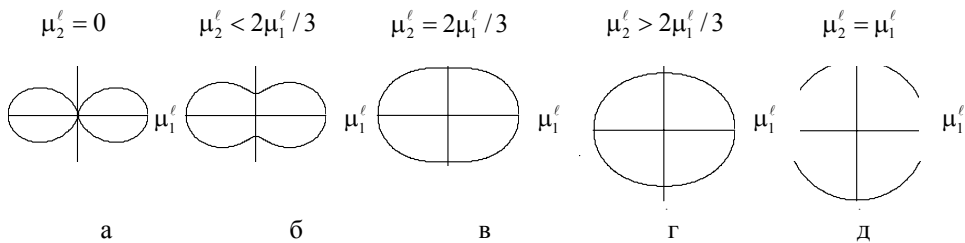


Рис. 1. Годографы момента

Годограф на рис. 1,а соответствует случаю полностью анизотропного энергетического спектра, тогда как годограф на рис. 1,д соответствует другому крайнему случаю полностью изотропного спектра. Существует, следовательно, промежуточный случай качественного изменения формы годографа, когда спектр в равной мере можно охарактеризовать как определением «изотропный», так и «анизотропный». Этот случай соответствует следующему соотношению между главными моментами: $\mu_2^\ell = 2\mu_1^\ell / 3$ и отображен на рис. 1,в. В отличие от годографов на рис. 1,а, 1,б годограф на рис. 1,в, как и годографы на рис. 1,г, 1,д, не имеет точку перегиба (точку с нулевой кривизной). При выполнении условия $\mu_2^\ell \leq 2\mu_1^\ell / 3$ спектр с разной степенью можно отнести к анизотропному (рис. 1,а, 1,б, 1,в), а при выполнении условия $\mu_2^\ell \geq 2\mu_1^\ell / 3$ – к изотропному (рис. 1,в, 1,г, 1,д). Такой степенью анизотропии могут служить инвариантные к пространственному масштабу (в силу их безразмерности) отношения μ_2^ℓ / μ_1^ℓ или $\mu_2^\ell / (\mu_2^\ell + \mu_1^\ell)$.

Как следует из (4), годограф симметричен относительно начала координат и пересекает оси ω_1^ℓ и ω_2^ℓ частотной плоскости в точках μ_1^ℓ и μ_2^ℓ соответственно. Точки пересечения годографа с осями частотной плоскости являются его основными особыми точками. Проведенный анализ годографа момента позволил существенным образом расширить знание об интегральных инвариантах и получить аналитические выражения для инвариантов, описывающих другие его особые точки и соответствующие им метрические характеристики, в том числе периметр и площадь, ограниченную уравнением годографа, а также прямоугольников, вписанного и описанного вокруг него. Для упрощения определения метрических характеристик использовалась параметрическая форма записи уравнения годографа:

$$\omega_1(\beta) = (\mu_1^\ell - (\mu_1^\ell - \mu_2^\ell) \sin^2(\beta)) \cos(\beta);$$

$$\omega_2(\beta) = (\mu_1^\ell - (\mu_1^\ell - \mu_2^\ell) \sin^2(\beta)) \sin(\beta).$$

Полученные в работе аналитические выражения для этих метрических характеристик и их соотношений составляют определяемую порядком градиентного оператора иерархическую подсистему инвариантов, независимых от сдвига, поворота, энергетическому и пространственному масштабу функции яркости изображения. Увеличение порядка ℓ , применяемого к анализируемому изображению градиентного оператора приводит к выявлению все более «тонкой» высокочастотной его структуры и порождает бесконечный ряд чередующихся векторных (при ℓ – нечетном) и скалярных (при ℓ – четном) изображений и соответствующих им спектров. Любое градиентное изображение и соответствующий ему энергетический спектр из этого ряда может быть описан полученным в работе подмножеством инвариантов, определяемым порядком градиентного оператора. Совокупность таких подмножеств образует иерархическую систему инвариантных характеристик описания анализируемого изображения, используемую при проведении корреляционного анализа биомедицинских изображений. Выбор тех или иных инвариантов определяется исследователем и зависит от решаемой им задачи, характера анализируемых изображений и т.д.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Manmatha R., Ravela S. and Chitti Y.* On computing local and global similarity in images // in Proc. of SPIE Human Vision and Electronic Imaging – 1998. – Vol.3299. – P. 540–551.
2. *Tegolo D.* Shape Analysis for Image Retrieval // SPIE – Vol. 2185. – P.59–69.
3. *Hu M. K.* Visual pattern recognition by moment invariants// IRE Trans. Inf. Theory, 1962, IT-8, – №2. – P. 179.
4. *Разин И.В., Попечителев Е.П.* Обобщение теоремы Парсеваля на спектральные моменты произвольного порядка изображения // Радиоэлектроника, Известия высших учебных заведений России. – 2007, – №2, – С. 51–60.
5. *Разин И.В., Эмдин В.С.* О системе инвариантов энергетического спектра градиентных изображений произвольного порядка применительно к анализу текстуры // Автотметрия. Т.39. – 2003, – №4, – С. 93–108.

УДК 681.3.01:519.67

И.В. Разин

АЛФАВИТ ИНВАРИАНТНЫХ СТРУКТУРНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ОПИСАНИЯ БИОМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Необходимым этапом распознавания объектов на изображении является его сегментация, т.е. разбиение его на однородные области. Процедура сегментации по своему назначению оказывается на стыке операций обработки и распознавания изображений и справедливо относится к трудно разрешимым задачам. Удовлетворительного качества сегментации можно достичь, например, используя методы пороговой обработки, если изображение представляет собой совокупность однородных по яркости областей. Однако если изображение содержит большое число разнообразных по своему «характеру» подмножеств, процедура его разбиения на однородные области не может быть успешно решена простыми методами пороговой обработки. Зачастую процедуру разбиения не удается решить и с помощью более совершенных методов выделения граничных точек.

Фундаментальным свойством изображения, используемым большинством известных