

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

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

методов сегментации, является наличие локальных неоднородностей функции яркости. Как правило, различают две модели неоднородности, разграничивающие однородные области: неоднородность первого рода – ступенчатый или более распространенный в использовании наклонный перепад яркости и неоднородность второго рода – «крышеобразный» перепад. Естественно, что эти модели не отражают все встречающееся на практике многообразие перепадов яркости.

Цель работы – представление нетрадиционного метода сегментации изображения, апробированного на модели перепада яркости, позволяющей синтезировать как известные из раздела дифференциальной геометрии характерные элементы двумерной функции, так и разнообразную текстуру.

В работе [1] показано, что для энергетического спектра $G(u_1, u_2)$ изображения существует момент любого порядка, и множество моментов $\{m_{nk}\}$ однозначно определяются функцией $G(u_1, u_2)$. И наоборот, множество $\{m_{nk}\}$ однозначно определяет функцию $G(u_1, u_2)$. Момент произвольного $(n+k)$ -го порядка выражается следующим образом:

$$m_{nk} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} u_1^n u_2^k G(u_1, u_2) du_1 du_2 = (2\pi)^2 j^{-(n+k)} \partial^{(n+k)} B(0,0) / \partial \phi_1^{(n)} \partial \phi_2^{(k)}, \quad (1)$$

где $\partial^{(n+k)} B(0,0) / \partial \phi_1^{(n)} \partial \phi_2^{(k)}$ – производная $(n+k)$ -го порядка от корреляционной функции изображения, определяемая в начале координат.

В свою очередь, производную $(n+k)$ -го порядка от корреляционной функции изображения можно представить следующим образом:

$$\partial^{(n+k)} B(\tau_1, \tau_2) / \partial \phi_1^{(n)} \partial \phi_2^{(k)} = (-1)^{(n1+k1)} B_{\phi_{xy}^{(n1+k1)} \phi_{xy}^{(n2+k2)}}(\tau_1, \tau_2), \quad (2)$$

где $B_{j_{xy}^{(n1+k1)} j_{xy}^{(n2+k2)}}(\tau_1, \tau_2)$ – взаимная корреляционная функция смешанных производных;

$\phi_{xy}^{(n1+k1)}$ – смешанная $(n1+k1)$ порядка производная изображения, взятая соответственно по направлениям его координатных осей x и y ; $(n+k) = 0, 2, 4, 6, \dots$ – четное; $n = n1+n2$; $k = k1+k2$; $n1, n2, k1, k2 = 0, 1, 2, 3, \dots$ – любое целое положительное число.

Таким образом, как следует из (1) и (2), момент энергетического спектра можно выразить следующим образом:

$$m_{nk} = (-1)^{(n1+k1)} j^{-(n+k)} (2\pi)^2 \overline{\left(\phi_{xy}^{(n1+k1)} \phi_{xy}^{(n2+k2)} \right)}. \quad (3)$$

Выражение (3) является обобщением теоремы Парсеваля на момент любого произвольного порядка функции двух переменных и позволяет получить экспресс-оценку моментов энергетического спектра непосредственно в пространственной области анализа изображения.

Множество моментов вида (3) используют в качестве первичных характеристик изображения – они служат основой для последующего формирования инвариантных оценок. Инвариантные к сдвигу и преобразованию вращения системы координат, а также к энергетическому масштабу анализируемого сигнала оценки изображения для ориентированного в направлении единичного вектора \vec{u} момента нормированной спектральной функции:

$$\mu^\ell = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} (\omega_u)^\ell G_{H^\ell}(\omega_1, \omega_2) d\omega_1 d\omega_2, \quad (4)$$

где $\omega_u = (\vec{\omega}, \vec{u})$ – скалярное произведение векторов $\vec{\omega}$ и \vec{u} ;

$\vec{\omega} = \vec{i}\omega_1 + \vec{j}\omega_2$ – вектор пространственной частоты с компонентами ω_1 и ω_2 ;

$\vec{u} = \vec{i}u_1 + \vec{j}u_2$ – единичный вектор с компонентами $u_1 = \cos \alpha$, $u_2 = \sin \alpha$;

α – угол наклона вектора \vec{u} относительно положительного направления оси ω_1 ;

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

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

Раскрывая под знаком интеграла в (4) квадрат скалярного произведения, получим квадратичную форму относительно переменных u_1, u_2 :

$$\mu^\ell = \mu_{20}^\ell u_1^2 + 2\mu_{11}^\ell u_1 u_2 + \mu_{02}^\ell u_2^2, \quad (5)$$

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 ;

$\mu_{11}^\ell = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \omega_1 \omega_2 G_{H\ell}(\omega_1, \omega_2) d\omega_1 d\omega_2$ – 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 .

Преобразовав уравнение (5) к главным осям, получим его каноническую форму:

$$\mu^\ell = \mu_1^\ell u_1^2 + \mu_2^\ell u_2^2,$$

$$\text{где } \mu_{1,2}^0 = (\mu_{20} + \mu_{02} \pm \sqrt{(\mu_{20} - \mu_{02})^2 + 4\mu_{11}^2}) / 2 - \quad (6)$$

главные нормированные моменты энергетического спектра исходного изображения ($\ell=0$);

$$\mu_{1,2}^1 = (\mu_{40} + 2\mu_{22} + \mu_{04} \pm \sqrt{(\mu_{40} - \mu_{04})^2 + 4(\mu_{31} + \mu_{13})^2}) / 2(\mu_{20} + \mu_{02}) - \quad (7)$$

главные нормированные моменты энергетического спектра градиента изображения ($\ell=1$).

Этот ряд можно продолжить, увеличивая порядок ℓ градиентного оператора на единицу. От оценки главных нормированных спектральных моментов (6), (7) согласно (3) можно перейти к пространственным статистикам – главным среднеквадратическим частотам спектра градиентного изображения произвольного ℓ порядка:

$$\sqrt{\omega_\ell^2} = \sqrt{\mu_{1,2}^\ell}. \quad (8)$$

Аналогично выводу из теории о выбросах случайных процессов среднеквадратическая частота характеризует среднее на единицу длины число пересечений центрированным изображением нулевого уровня. Так, автор в работе [2] указывает на примеры успешного применения характеристик μ_{20} и μ_{40} , называя их соответственно «мобильностью» и «коэффициентом формы» при анализе одномерных сигналов электромиограммы, энцефалограммы и электрокардиограммы и последующем успешном решении задачи определения у пациента состояния «нормы» или «патологии».

Если операцию усреднения производить по всей площади анализируемого изображения, то характеристики описания (8) представляют собой «глобальные» оценки изображения. Однако усреднение согласно (3) можно производить по некоторой локальной окрестности каждого элемента изображения и формировать «скользящие» локальные оценки (8). Пространственный размер апертуры локализации оценок выбирают в соответствии с шириной полосы частот сигнала. Такой подход к вычислению «скользящих» характеристик описания соответствует общей схеме анализа сигнала на коротких интервалах (малых пространственных размерах) для нестационарных сигналов.

Экспериментальные исследования проведены на тестовых изображениях: пространственной синусоиды (рис. 1,а), аддитивной смеси двух пространственных синусоид (рис. 2,а, 3,а) и текстуры (рис. 4,а) (смесь 6-ти пространственных синусоид). На рис. 1,б, 2,б, 3,б, 4,б приведены оценки $\sqrt{\mu_1^0}$, на рис. 1,в, 2,в, 3,в, 4,в – оценки $\sqrt{\mu_1^1}$, а на рис. 1,г, 2,г, 3,г, 4,г представлен лапласиан соответствующих тестовых изображений. Изображения лапласиана получены с помощью классического фильтра Марра-Хилдрета [3], предназначенного для выделения «нулей» исходного изображения. Изображения «нулей» представлены соответственно на рис. 1,д, 2,д, 3,д, 4,д.

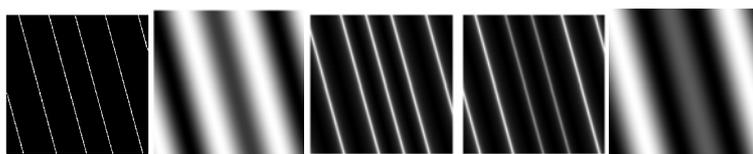


Рис. 1. Пространственная синусоида

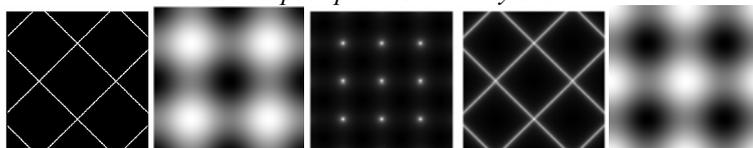


Рис. 2. Аддитивная смесь двух пространственных синусоид

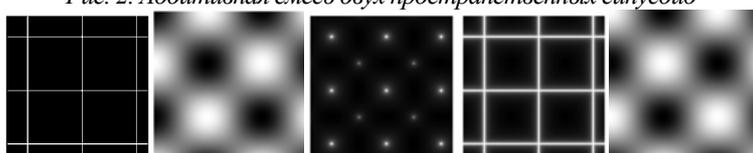


Рис. 3. Аддитивная смесь двух пространственных синусоид

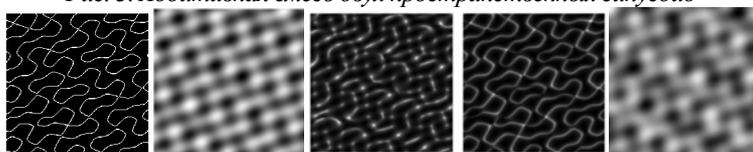


Рис. 4. Текстура

а	б	в	г	д
Тест- сигнал	Оценки $\sqrt{\mu_1^0}$	Оценки $\sqrt{\mu_1^1}$	Лапласиан тест- изображений	Изображе- ния «нулей»

Сравнение изображений позволяет сделать вывод о том, что максимумы оценок $\sqrt{\mu_1^0}$ (рис. 1,б, 2,б, 3,б, 4,б) соответствуют нулям исходного изображения или, другими словами,

его контурному сигналу. А максимумы оценок $\sqrt{\mu_1^1}$ отражают характерную «тонкую» структуру исходного изображения. Так, максимумы на изображении (рис. 1,в) соответствуют параболическим, а на изображении рис. 2,в и 3,в – гиперболическим (седловидным) и эллиптическим элементам функции яркости исходного изображения. Эти элементы и составляют алфавит инвариантных структурных элементов описания биомедицинских изображений.

Такой вывод позволяет по-новому взглянуть на проблему контурного описания изображения, пополняя арсенал методов выделения граничных точек объектов на изображении и анализа двумерных биомедицинских сигналов.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Разин И.В.* Оценка спектральных характеристик изображений через статистики перепадов яркости // Радиоэлектроника, Известия высших учебных заведений России. 2001. – №1. – С.73–80.
2. *Rangaraj M. Rangayyan.* Biomedical Signal Analysis, IEEE Press, 2002. 516p.
3. *Март Д.* Зрение. Информационный подход к изучению представления и обработки зрительных образов: Пер. с англ./ Под. ред. И.Б. Гуревича. – М.: Радио и связь, 1987. – 399 с.

УДК 615.478

А.П. Гордейчук, Е.П. Попечителев

МОНИТОР ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА С АВТОМАТИЧЕСКОЙ СИСТЕМОЙ КОМПЕНСАЦИИ АСИММЕТРИИ ВХОДНЫХ ИМПЕДАНСОВ

Организм человека – это сложнейший механизм из множества взаимосвязанных органов, деятельность которых регулируется центральной нервной системой. Благодаря большим резервам регуляторных систем организма, даже очень серьезное заболевание в начальной стадии часто протекает без ярко выраженных симптомов и не беспокоит больного. В то же время, хорошо известно, что лечение заболеваний наиболее эффективно в ранней стадии. Поэтому исследования, проводимые с целью разработки новых приборов, позволяющих контролировать состояние организма и выявлять заболевания на ранних стадиях, являются очень актуальными.

При возникновении «неполадок» в функционировании какого-либо органа, организм перестраивает свою работу так, чтобы скомпенсировать ухудшение общего состояния. При этом могут изменяться некоторые физиологические параметры, такие, как: температура тела, артериальное давление крови, биохимический состав крови, частота сердечных сокращений и другие.

В 60-х годах прошлого века, благодаря успехам в области космической медицины началось развитие анализа variability сердечного ритма (ВСР) (Parin V.V., Baevsky R.M., Gazenko O.G, 1965). В результате ряда проведенных исследований было показано, что анализ ВСР является эффективным методом оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций в организме человека [1]. В частности, показано, что показатель ВСР отражает общую активность регуляторных механизмов, нейрогуморальную регуляцию сердца, соотношения между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы.

Для оценки функционального состояния организма по ВСР, профессором Р. Баевским