

文章编号:1000-582X(2010)04-092-06

尿沉渣图像的小波变换与二维最大熵阈值分割算法

印 勇, 赵少敏

(重庆大学 通信工程学院, 重庆 400044)

摘 要:针对尿沉渣图像的复杂散焦以及背景和目标区分度低、有形成分复杂,从而导致尿沉渣有形成分分割困难的问题,提出了一种组合分割方法。首先采用小波变换消除散焦影响,再结合数学形态学方法对图像中目标成分进行定位,分割出子图像,最后利用基于小波变换图像分割和二维最大熵阈值分割的组合分割方法对子图像中不同特点的尿沉渣有形成分分别进行分割,极大的提高了分割的精度。实验结果表明,该方法能够精确有效地实现尿沉渣图像有形成分的分割。

关键词:尿沉渣有形成分;图像分割;小波变换;数学形态学;二维最大熵

中图分类号:TP311

文献标志码:A

Segmentation algorithm for urinary sediment image combining wavelet transform and 2D-Maximum entropy threshold

YIN Yong, Zhao Shao-min

(College of Communication Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China)

Abstract: In order to solve the problem that urine sediment visible components cannot be segmented effectively because of complex components, complicated defocusing in image and poor discrimination between object and background, a method based on combination algorithm was designed to segment urine sediment. The wavelet transform was used to erase the effect of defocusing. Then morphology was utilized to get the subimages that include the particles. The segmentation method combining the wavelet transform based segmentation and the two-dimensional entropy threshold based segmentation was employed to segment urine sediment visible components. Experimental results show that the proposed method can segment urinary sediment images effectively and precisely.

Key words: urinary sediment visible components; image segmentation; wavelet transform; mathematical morphology; 2D-maximum entropy

尿沉渣检查是指利用显微镜或其他分析仪对尿液中的各种有形成分如红细胞、白细胞、上皮细胞、管型以及结晶等成分进行的辨析和检查。它对肾脏疾病、泌尿道疾病、循环系统疾病以及感染性疾病等,都有重要的诊断和鉴别作用。

尿沉渣显微图像中的有形成分具有散焦非常严重,成分复杂,一些成分的边缘非常模糊,而且与背景的对比度很低的特点,这使得准确、快速并有效地

分割出这些成分成为一个难点。

近年来,图像分割的方法主要有区域生长法^[1]、边缘检测法、水平集法^[2-3],活动模型法^[4],聚类方法^[5],分水岭法^[6]等。其中区域生长法的难点在于初始种子点,生长规则以及停止准则难于确定。水平集方法是基于图像的梯度分割图像产生闭合的曲线,而且对初始边界位置十分敏感,计算量很大。Luo, Hongwen^[7]等分别把 C-V 模型用于尿沉渣图像的分

收稿日期:2009-12-10

基金项目:重庆市自然科学基金资助项目(2006BB3162);重庆大学“211 工程”三期建设资助项目(S-09102)

作者简介:印勇(1963-),男,重庆大学教授,博士,主要从事图像处理与识别方向研究,(E-mail) yongyin@cqu.edu.cn。

割,这种方法不再依赖于图像的局部梯度,而是基于 Mumford-Shah 分割模型,通过优化该模型的能量参数,可以获得图像的边界、区域以及平滑图像,但是该模型对图像的边缘等跳跃部分是通过集合测度项来控制,从而使得对该模型的数值求解十分困难,于是 Chan 和 Vest 将该模型和水平集相结合,克服了水平集方法的分割结果受初始轮廓线影响的缺陷^[8]。

笔者提出了一种利用小波变换去除散焦影响,再结合数学形态学方法对图像中细胞成分进行定位,得到子图像^[9],然后对得到的子图像运用小波变换图像分割和二维最大熵阈值分割的混合分割方法对不同特点的成分进行分割,得到了比较好的结果。

1 小波变换消除散焦影响

小波变换是一种信号的时间—尺度分析方法,它具有多分辨率分析的特点,而且在时频两域均具有表征信号局部特征的能力^[10]。

小波是函数空间设 $L^2(R)$ 中满足下面“容许性条件的函数”

$$C_{\Psi} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < \infty. \quad (1)$$

$\Psi(x)$ 为小波母函数,对任意实数对 (a, b) , 称函数

$$\Psi_{(a,b)}(x) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{x-b}{a}\right), \quad (2)$$

为小波母函数 $\Psi(x)$ 生成的依赖参数 (a, b) 的连续小波函数,简称小波。

由尿沉渣图像的特点可以知道,背景和散焦成分都属于低频成分,而目标成分属于高频成分。所以去除散焦成分也就是去除部分低频,保留对应目标成分的高频部分。

小波最主要的特点就是自动变焦,多尺度分析。利用小波变换实现频率选择和多尺度分解,可以起到抑制背景噪声,消除散焦影响和增强目标的作用。由尿沉渣图像所具备的特点,对尿沉渣图像利用 Daubechies9-7 小波^[10],仅作一次小波分解^[9],得到 4 个方向的分量: LL, HL, LH, HH , 其中 LL 是低频成分,其余 3 部分都是高频成分。低频部分置 0, 保持高频部分不变,再进行小波重构,然后利用经验阈值 $T_1 = 1.7$, 选取介于背景、散焦成分和目标成分之间的频率值,实现了对高频成分的定位,消除了散焦影响,再经过形态学处理,使各个目标成分都包含在白色连通区域内,如图 1 中的(c), 根据白色区域所在的位置,对目标成分在原图像中进行定位,得到了各个成分的子图像,如图 2 所示。

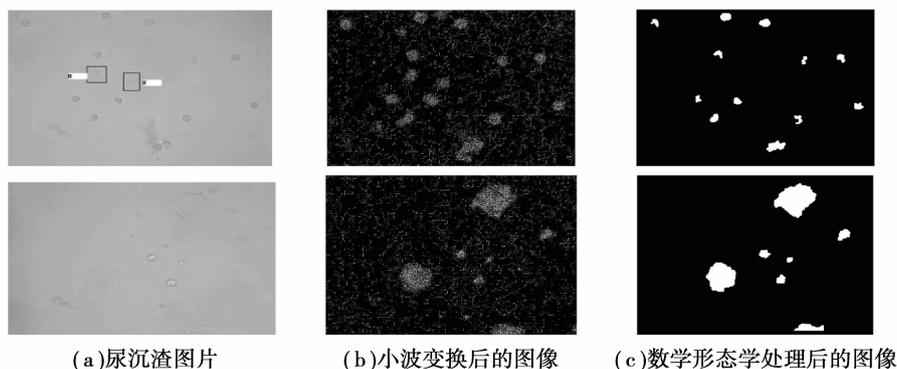


图1 尿沉渣图片处理后图像

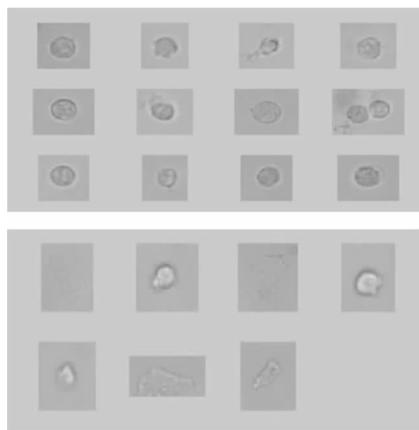


图2 小波变换后结合形态学提取子图像结果

由图 1(c) 和图 2 可以看出,小波变换结合数学形态学处理的方法成功的消除了图 1 尿沉渣图片中的散焦成分 M, N , 并且检测出了尿沉渣图片中所有的尿沉渣成分子图像。

2 组合分割

虽然小波结合数学形态学处理的方法成功地消除了尿沉渣图片中的散焦成分,但是从图 1 中的(c) 可以看出,分割出的目标成分只是目标位置的一个粗略的定位。因此,必须对得到的各个子图像(如图 2)进行再次精确的分割。

由于尿沉渣图像的成分比较复杂,对比度低,各

种成分有一定的差异。一般来说,白细胞、红细胞,结晶等这些面积较小的成分边缘和纹理比较清晰,而上皮细胞,管型等面积较大的细胞边缘和纹理都相对模糊。所以,用 2 种分割方法分别对这两类有形成分处理。

对于面积较大的细胞,边缘比较模糊,容易受到背景噪声的影响,很难有效且准确的分割出来。针对这些特点,通过小波变换将大细胞检测出来。

对于面积较小的细胞,采用二维最大熵法来分割。尿沉渣图像的直方图是一个单峰,并且灰度很集中,熵阈值分割方法对于中间比较平坦的双峰直方图或无双峰直方图的图像都能找到一个较好的阈值将图像分割成目标和背景两部分^[11-12]。

2.1 基于小波变换的图像分割

文献[12]是基于小波变换的红外成像弱小目标检测方法的研究,主要是运用小波变换和图像聚类检测出目标的质心位置作为目标的位置。

尿沉渣图像中的大目标成分与红外成像弱小目标相似,对比度都比较低,边缘模糊,容易受到噪声的影响,要将大细胞成分完整的分割出来,并不只是检测出目标的质心位置。因此,在对大细胞子图像的分割中,对文献[12]中的检测方法进行改进,首先是用小波变换将图像分解,然后结合尿沉渣图像本身的特点采用合适的门限值进行阈值处理,将其转化为二值图像,最后结合数学形态学处理,完整的分割出了尿沉渣中的大细胞成分。

小波结合数学形态学方法的步骤为:

1) 采用三次样条小波对大细胞子图像做一次小波分解^[13-16]。分解后得到小波变换的系数子图像 LL, LH, HL, HH 。

2) 设小波分解后得到的高频子图像为 $f_i(x, y)$, $i=1, 2, 3$ 分别表示高频分量 LH, HL, HH 。对同一层的高频图像使用全局门限对目标和背景进行分割^[14], 取门限 $T_i = E(f_i) + D(f_i)$, 则用门限法处理后的图像为

$$r_i(x, y) = \begin{cases} 1, & f_i(x, y) \geq T_i; \\ 0, & f_i(x, y) < T_i. \end{cases} \quad (3)$$

再组合同一层的二值化图像为

$$d(x, y) = r_1(x, y) + r_2(x, y) + r_3(x, y). \quad (4)$$

3) 根据得到的组合图的像素值,再采用全局门限将其二值化

$$k(x, y) = \begin{cases} 1, & d(x, y) > 0; \\ 0, & d(x, y) \leq 0. \end{cases} \quad (5)$$

4) 对得到的二值化图像进行数学形态学处理,主要流程为

step1: 选用全 1 矩阵作为结构元素进行开操作,断开一些狭窄的连接,去掉细小的突出部分。

step2: 对图像再进行闭操作,结构元素取半径为 4,封闭破碎的图像块。

step3: 对图像进行填充运算。

step4: 根据上皮细胞和管型这些大细胞的面积,设定阈值 $T_2 = 200$,如果连通区域的像素值总数小于此阈值,则将该连通区域的像素都置为 0,从而消除细小的白色连通区域。

2.2 二维最大熵阈值分割

在图像的分割中,阈值分割是最常用的技术之一。而一般的阈值分割仅仅考虑了图像的灰度信息而没有考虑图像的空间信息,阈值对噪声和灰度不均匀很敏感,不容易得到目标^[14]。二维最大熵利用了图像的灰度信息和邻域的空间相关信息,能有效的抑制噪声,得到较高精度的分割图像(如图 3 所示)。

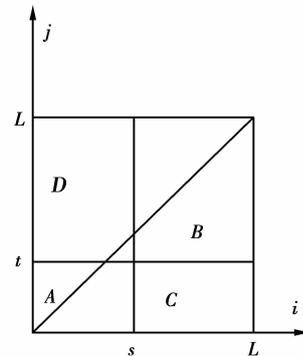


图 3 二维直方图矩阵

设图像有 L 级灰度级,相应的像素邻域平均灰度也为 L 级。则有

$$g(x, y) = \frac{1}{n \times n} \sum_{i=-[n/2]}^{[n/2]} \sum_{j=-[n/2]}^{[n/2]} f(x+i, y+j), \quad (6)$$

其中: $f(x, y)$ 表示 (x, y) 点处的灰度值; $g(x, y)$ 表示 (x, y) 点处的 $n \times n$ 领域的平均灰度值; $[n/2]$ 表示对 $n/2$ 取整。

用 (i, j) 表示得到的(灰度值,领域像素灰度值)对,灰度对出现的次数 $m_{i,j}$ 可以知道,相应的联合概率密度 $p_{i,j}$ 为

$$p_{i,j} = \frac{m_{i,j}}{N}, i, j = 0, 1, \dots, L-1, \quad (7)$$

其中 N 为图像的像素点数。

以二维矢量 (s, t) 作为阈值分割图像,则二维直方图就被分为 4 个区域,区域 A 对应目标,区域 B 对应背景,区域 C 和 D 表示边缘和噪声。在二维熵

法中一般假设区域 C 和 D 的概率近似为 0,目标和背景出现的概率和则近似为 1。背景和目标对应的熵分别为

$$H_0(s,t) = \ln P_0(s,t) + H(s,t)/P_0(s,t), \quad (8)$$

$$H_1(s,t) = \ln(1 - P_0(s,t)) + (H_a - H(s,t))/(1 - P_0(s,t)), \quad (9)$$

其中: $P_0(s,t) = \sum_{i=0}^s \sum_{j=0}^t P_{i,j}$; $P_1(s,t) = \sum_{s+1}^{L-1} \sum_{t+1}^{L-1} P_{i,j}$;

$$H(s,t) = - \sum_{i=0}^s \sum_{j=0}^t P_{i,j} \ln P_{i,j};$$

$$H_a = - \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} P_{i,j} \ln P_{i,j}.$$

则最优阈值(s^*, t^*)应满足

$$H_{all}(s^*, t^*) = \max_{1 < s, t < L} \{H_0(s,t) + H_1(s,t)\}. \quad (10)$$

由于考虑到实际应用实时性的需要,在计算二维最大熵中可以考虑使用快速算法以提高速度,这方面在文献[15]中有详细的介绍。

大细胞经过二维最大熵法分割后,还需要经过形态学处理,其步骤为

Step1:选择半径为 4 的圆形结构元素对图像进行闭操作。

Step2:对图像进行填充。

Step3:用半径为 4 的圆形结构元素对图像进行开操作。

3 算法与实验结果

基于小波变换和最大二维熵的尿沉渣图像分割

的流程图如图 4 所示。

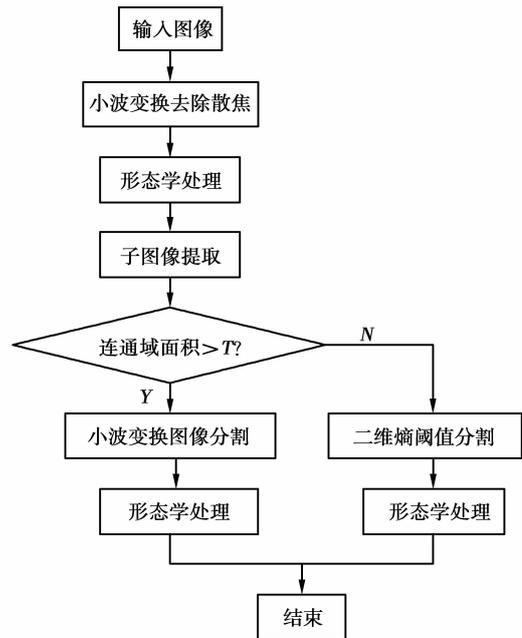


图 4 算法流程图

使用重庆天海医疗设备有限公司提供的尿沉渣图片,在 matlab7.0 环境下,对 100 幅尿沉渣有形成分进行了分割实验,结果令人满意。图 5 为对图 1 分割的部分结果图,该尿沉渣图片的分辨率是 1 024×768,JPG 格式,通过大量实验发现,连通域面积阈值取 $T=1\ 000$ 。

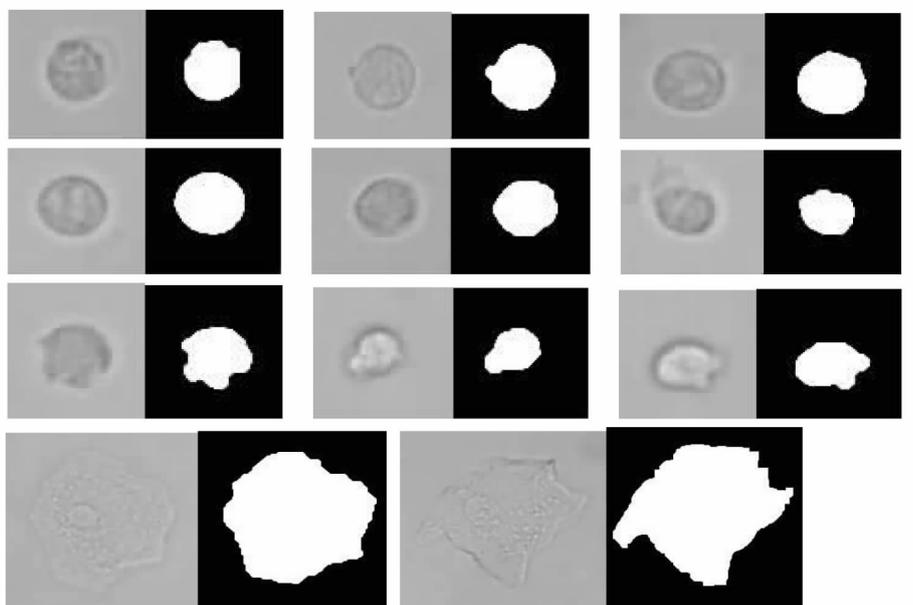


图 5 尿沉渣图像使用研究算法分割的结果

对于尿沉渣图像中的大细胞,用水平集、边缘提取等常用的方法分割的效果不令人满意,如图6中上面两行所示(其中(b)中的红色线条是水平集法得到的轮廓线)。由管型分割的结果可以看出,边缘检测法很容易受到背景噪声的影响而降低分割的精

度,由上皮细胞的分割结果可以发现,水平集法对边缘十分模糊的细胞分割效果不够理想,而研究方法可以克服这几方面的不足,从而达到一个满意的分割效果。

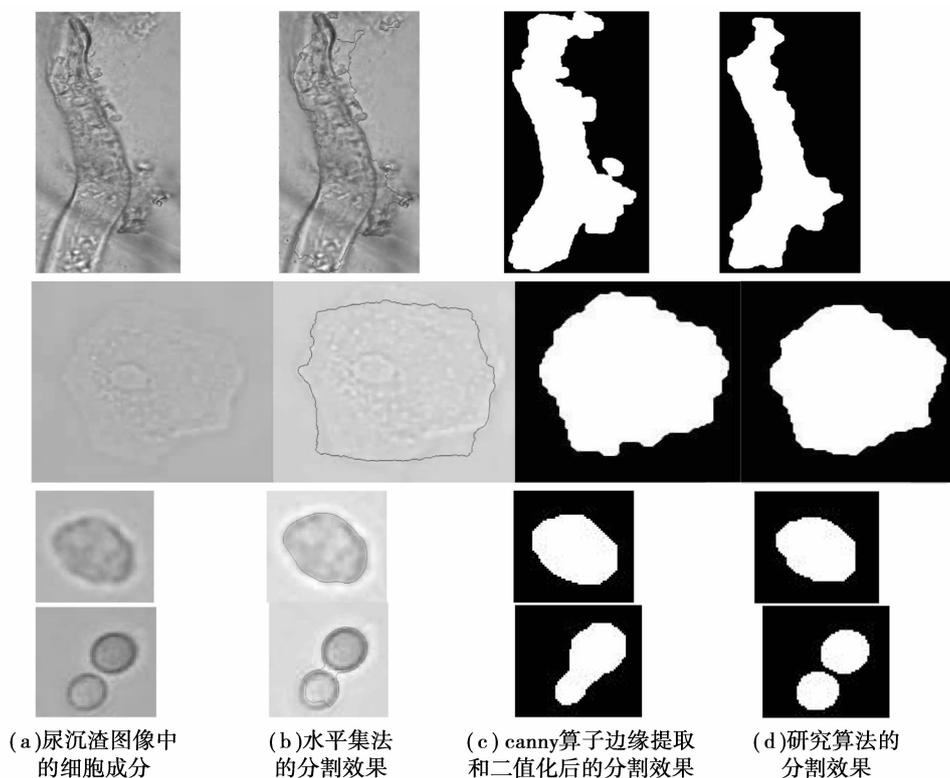


图6 尿沉渣图片中细胞分割效果对比图

对于尿沉渣图像中的小细胞,分割效果如图6下面两行所示。由分割结果可以看出,边缘检测和水平集法对于单个的小细胞分割的效果与研究的方法比较接近,但是对于细胞交叠或者几乎交叠的情况下就会产生错误的分割。而研究的方法不仅对这种情况可以准确的分割出来,而且计算的复杂度也相对较低,有利于实时性处理。

4 结 论

针对尿沉渣图像的分割,采用组合分割思想,提出了一种基于小波变换图像分割和二维最大熵阈值分割的算法,并且将小波变换进行目标检测的方法引入到尿沉渣的分割中来,并对其进行改进,结合数学形态学分割出了较大的尿沉渣成分,再用二维最大熵阈值分割法对较小的尿沉渣成分进行分割,有效的提高了分割结果的精确性。

参考文献:

- [1] WAN S Y, WILLIAM E H. Symmetric region growing[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2003, 12(9): 1007-1015.
- [2] OSHER S J, FEDKIM R P. Level set methods and dynamic implicit surfaces[M]. New York: Springer-Verlag Press, 2003.
- [3] 陈志刚, 尹福昌, 王斌. 基于小波和水平集方法的尿沉渣图像分割[J]. 计算机应用研究, 2008, 25(9): 2878-2880.
CHENG ZHI-GANG, YIN FU-CHANG, WANG BIN. Segmentation of urinary sediment image based on wavelet transform and level set method[J]. Application Research of Computers, 2008, 25(9): 2878-2880.
- [4] HU J J, YU H M, FANG B. Automatic cell image segmentation based on snake model with constraint of morphology[J]. Journal of Image and Graphics, 2005, 10(1): 31-37.

- [5] FWU J K, DJURIC P M. EM algorithm for image segmentation initialized by a tree structure scheme [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 1997, 6 (2): 349-352.
- [6] HILL P R, CANAGARAJAH C N, BULLD R. Image segmentation using a texture gradient based watershed transform [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2003, 12 (12): 1618-1633.
- [7] LUO H W, MA S L, XU Z Y. Mumford-shah segmentation for microscopic image of the urinary sediment [C]// 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, July 6-8, 2007, Wuhan, China. [S. l.]: IEEE, 2007:861-863.
- [8] JIANG X, NIE S D. Urine sediment image segmentation based on level set and mumford-shah model [C]// IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, July 6-8, 2007, Wuhan, China. [S. l.]: IEEE, 2007: 1028-1030.
- [9] LI Y M, ZENG X P. A new strategy for urinary sediment segmentation based on wavelet, morphology and combination method [J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2006, 8(4): 162-173.
- [10] 冯象初,甘小冰,宋国乡. 数值泛函与小波理论[M]. 西安:西安电子科技大学出版社,2003.
- [11] 张二虎,刘世昌,胡涛. 一种基于熵的图象分割方法[J]. 微电子学与计算机,1998(4): 43-45.
ZHANG ER-HU, LIU SHI-CHANG, HU TAO. A new method of image segmentation based on entropy [J]. Microelectronics and Computer, 1998 (4): 43-45.
- [12] 李国宽,彭嘉雄. 基于小波变换的红外成像弱小目标检测方法[J]. 华中理工大学学报,2000,28(5): 69-70.
LI GUO-KUAN, PENG JIA-XIONG. Infrared imaging dim target detection based on wavelet transform [J]. HuaZhong University of Science and Technology, 2000, 28(5): 69-70.
- [13] 李国宽,彭嘉雄,李红. 基于向量小波变换的小目标检测方法[J]. 华中理工大学学报,2000,28(1): 73-75.
LI GUO-KUAN, PENG JIA-XIONG, LI HONG. Small target detection based on multi-wavelet transform [J]. HuaZhong University of Science and Technology, 2000, 28 (1): 73-75.
- [14] 彭静,章宝歌,刘小明. 一种基于边界特征的二维最大熵分割算法[J]. 计算机与数字工程,2008,36(7): 18-19.
PENG JING, ZHANG BAO-GE, LIU XIAO-MING. An improved 2D-maximum entropy method based on the characteristic of boundary [J]. Computer and Digital Engineering, 2008, 36(7): 18-19.
- [15] 刘京南,陈从颜,余玲玲,等. 一种快速二维熵阈值分割算法[J]. 计算机应用研究,2002,19(1): 67-70.
LIU JING-NAN, CHENG CONG-YAN, YU LING-LING, et al. A fast two-dimensional entropy threshold method [J]. Application Research of Computers, 2002, 19(1): 67-70.
- [16] MALLT S, ZHONG S. Characterization of signals from multi-scale edges [J]. IEEE Transactions on PAMI, 1992, 14(7): 710-732.

(编辑 侯湘)

~~~~~

(上接第91页)

- [11] IEEE Std 802.15.5-2009. IEEE recommended practice for information technology-telecommunications and information exchange between systems-local and metropolitan area networks-specific requirements part 15.5: mesh topology capability in wireless personal area networks (WPANs)[S]. New York:IEEE, 2009.
- [12] ZHENG J L, LEE M J. A resource-efficient and scalable wireless mesh routing protocol [J]. Ad Hoc Networks, 2007, 5(6):704-718.
- [13] LIU G K, SHAN C L, WEI G, et al. Subarea tree routing in multi-hop wireless ad hoc networks [C]// 11th IEEE Singapore International Conference on Communication Systems, ICCS 2008, Nov. 19-21 2008, Guangzhou, Guangdong, China. [S. l.]: IEEE, 2009: 1695-1699.
- [14] ZHENG J L. Wireless mesh personal area networks: system design and analysis [D]. New York: The City University of New York, 2006.
- [15] PEI T R, ZENG W L, ZHANG Z X, et al. An improved hierarchical AODV routing protocol for hybrid wireless mesh network [C]// 2009 International Conference on Networks Security, Wireless Communications and Trusted Computing (NSWCTC) April 25-26, 2009, Wuhan Hubei, China. [S. l.]: IEEE Harbin Section, 2009: 588-583.
- [16] ZHENG J L, LEE M J. A comprehensive performance study of IEEE 802.15.4 [S]. [S. l.]: John Wiley & Sons Inc, 2006.

(编辑 侯湘)