

基于形态学方法的胃癌病理细胞图像的边缘检测

李天钢 王素品

(西安交通大学生命科学与技术学院生物医学信息工程教育部重点实验室, 西安 710049)

摘要 为了进一步用流域分割和图像信息融合的方法对于细胞形态的分析与识别打下基础,提出了利用形态学原理进行胃癌病理细胞图像灰度化边缘检测,并获得了实验性结果。通过与传统边缘检测方法进行结果对比,证明了形态学方法在医学病理细胞图像边缘检测研究的优势,同时结合图像纹理特点,对影响图像边缘检测的各种结构元素和灰度阈值进行了讨论。

关键词 细胞图像 形态学 结构元素 边缘检测

中图分类号: R318.5 TP391.41 **文献标识码**: A **文章编号**: 1006-8961(2004)10-1234-05

Edge Detection for Gastric Tumor Pathologic Cell Images Based on Morphology

LI Tian-gang, WANG Su-pin

(School of Life Science and Technology, Xi'an JiaoTong University, The Key Laboratory of Biomedical Information Engineering, Ministry of Education, Xi'an 710049)

Abstract Edge detection analysis for gastric tumor pathologic cell images by mathematical morphology is introduced here. The main purpose of the research is to lay a foundation of analysis and recognition for cellular morphology by the watershed segmentation and the information fusion of the images. In the paper, gray-scale edge detection methods of morphologic principle for the cell images are brought forward, whose experimental results are achieved. By comparing with the traditional edge detection methods, it is proved the advantages of the edge detection of mathematical morphology for the research of gastric tumor pathologic cell images. Combining with the texture features of investigated image, the paper has discussed the effect to the image edge detection with various configuration elements and gray-scale threshold values.

Keywords cell images, morphology, configuration element, edge detection

1 引言

胃癌病理细胞的识别一般是根据以下几个有代表性的特征:(1)癌细胞的细胞核体积增大,癌细胞的细胞核通常是正常细胞的5~10倍;(2)癌细胞的外形不规则,而正常细胞外形规则,多为圆形、椭圆形和杆形;(3)癌细胞核内染色质增多,出现团块,正常细胞核内染色质均匀;(4)癌细胞核膜明显比正常细胞增厚;(5)核分裂相对增多,癌细胞是异常增殖,其分裂比正常细胞多;(6)包质减小,细胞核与细胞

质面积之比增大。

对于胃癌病理细胞的识别可以有多种方法,用形态学实现病理细胞图像分析是一种新的研究方法,其基本理论和方法在医学影像学等诸多领域已取得了许多应用。它是利用一个结构元素(structuring element)去探测一个图像,看是否能够将这个结构元素很好地填放在图像的內部,同时验证填放结构元素的方法是否有效^[1]。通过对图像内相应放入结构元素的位置作标记,便可得到关于图像结构的信息。这些信息与结构元素的尺寸和形状都有关。因而,构造不同的结构元素,可完成不同的

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30370403)

收稿日期:2003-10-27; 改回日期:2004-05-08

图像分析,得到截然不同的图像结构信息。

图像边缘蕴含丰富的内在信息(如方向、阶跃性质、形状等),是图像识别中抽取图像特征的重要属性。边缘的特性一般是沿着边缘走向的像素变化平缓,而垂直于边缘方向的像素变化剧烈。所以,从这个意义上说,提取边缘的算法就是检测出符合边缘特性的边缘像素的数学算子。而基于边缘检测的分割思想是先检测图像中的边缘点,再按一定策略将轮廓构成分割区域^[2]。

利用形态学原理对胃癌病理细胞图像进行灰度化边缘检测。根据胃癌病理细胞图像的特点,结合图像纹理信息,构造适合图像边缘检测的各种结构元素,并对实验结果和方法进行对比分析。

2 胃癌病理细胞图像灰度分割

2.1 细胞灰度图像的腐蚀和膨胀

2.1.1 细胞图像的灰度腐蚀

形态学的运算对象是集合,结构元素实质上是一个图像矩阵。灰度腐蚀与二值腐蚀之间存在一个基本关系:被灰度腐蚀信号的定义域等于所运用的结构元素对信号(原图像)的定义域做二值腐蚀得到的结果。可以通过计算被平移结构元素的定义域上信号值与平移的结构元素值之间的最小差值,来得

到灰度腐蚀^[1]。

设 $F(x, y)$ 为灰度图像的函数, $B(i, j)$ 为结构元素, $F(x, y) \in \mathbf{R}, x, y \in \mathbf{Z}^2, D_F$ 与 D_B 分别为 $F(x, y)$ 和 $B(i, j)$ 的定义域,选择明可夫斯基(Minkowski)差定义的运算^[1]:

$$E(x, y) = \wedge [F(x - i, y - j) - B(i, j)] \quad (1)$$

式中,“ \wedge ”表示取 $F(x, y)$ 与 $B(x, y)$ 的极小运算。

采用明可夫斯基差定义的腐蚀更便于计算。其基本过程如下:对于结构元素定义域中的每一个点 $B(i, j)$,将信号 $F(x, y)$ 平移 $-B(i, j)$,然后,再从每次平移信号值中减去 $B(i, j)$,这样,对于结构元素定义域中的每一点都得到一个信号,对所有这些信号逐点取其最小值,便可以得到腐蚀结果。

对于图像边缘的像素,有结构元素定义的区域将会有一部分位于图像边界之外。为了处理边界像素,一般进行形态学运算的函数都会给超出图像,未指定数值的像素指定一个数值,这看起来好像是函数给图像填充了额外的行和列。膨胀和腐蚀操作的像素的填充值是不同的。对于腐蚀,超出图像边界的像素值定义为该数据类型允许的最大值;相反,对于膨胀,超出图像边界的像素值定义为该数据类型允许的最小值。图 1 是选取的溃疡性胃癌病理细胞图像的灰度腐蚀结果与原图的对比。

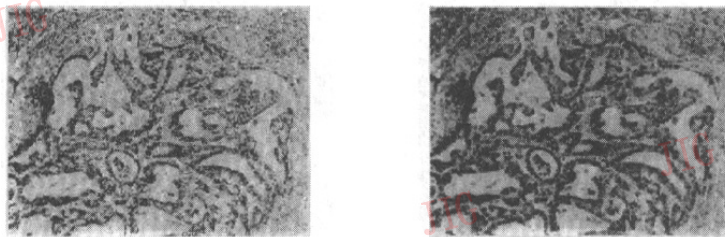


图 1 胃癌细胞图像灰度腐蚀结果与原图对比

2.1.2 细胞图像的灰度膨胀

灰度膨胀可以通过将结构元素的原点平移到与信号重合,然后对信号上的每一点求结构元素的最大值来实现。在这种表示方法中,结构元素平移通过图像中的每一点,并求结构元素在这些点处的并。与灰度图像腐蚀类似,采用明可夫斯基和定义的膨胀算法来实现:

$$D(x, y) = \vee [F(x + i, y + j) + B(i, j)] \quad (2)$$

根据这一表达式,灰度膨胀可按以下步骤完成:对结构元素定义域中的每一个点 $B(i, j)$ 将信号 $F(x, y)$ 平移 $B(i, j)$,然后,再对每次平移信号的值加上 $B(i, j)$,这样对于结构元素定义域中的每一个点都得到一个信号,对所有这些信号逐点取其最大值,便可得到膨胀结果。与腐蚀的情况一样,采用明可夫斯基和定义的膨胀更便于计算。图 2 是溃疡性胃癌病理细胞图像的灰度膨胀结果与原图的对比。

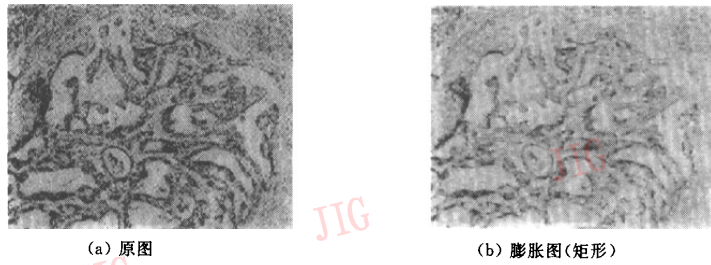


图 2 胃癌细胞图像灰度膨胀结果与原图对比

2.2 细胞灰度图像的边缘检测

利用圆盘结构元素做膨胀会使图像扩大,做腐蚀会使图像缩小。当结构元素位于平坦区域时,由于落入“窗口”内的图像灰度值相差不大,因此变换后的输出与输入没有太大的灰度差别,而当进入图像的灰度跳变区域时(边缘即图像灰度跳变的区域),则由于灰度值差别较大,从而使变换后的输出图像的灰度级比原图有所降低。由于 $F \ominus \hat{B} \subseteq F$, 因此对原始图与其相应的腐蚀图进行减法运算后,其差值反映了原始图像的边缘信息。这里 \hat{B} 是结构元素 B 的映像,是 B 相对于原点旋转 π 得到的。

由于图像中的细胞和背景对比不太强,这时就不能简单地使用二值方法来处理,应专门设计用灰

度腐蚀、膨胀和边缘检测的算法来处理。

通过选取合理的结构元素(也就是具有一定特征)去改变原有的几何形状和结构,并采用形态学运算中的复合方式使变换结果更加清晰和准确地反映算法设计的特定意图。

将形态学用于图像的边缘检测时,由形态学基本运算的特性可知,腐蚀和膨胀满足:

$$F \ominus \hat{B} \subseteq F \subseteq F \oplus B \quad (3)$$

因此, $F - F \ominus \hat{B}$, $F \oplus B - F$, $F \oplus B - F \ominus \hat{B}$ 等都可用于图像边缘的提取。不同的是, $F \oplus B - F$ 得到内边缘, $F - F \ominus \hat{B}$ 得到外边缘,而 $F \oplus B - F \ominus \hat{B}$ 得到跨界边缘。图 3 是利用上述前两个计算得出的形态学边缘检测结果。结构元素 B 采用 8 邻域。

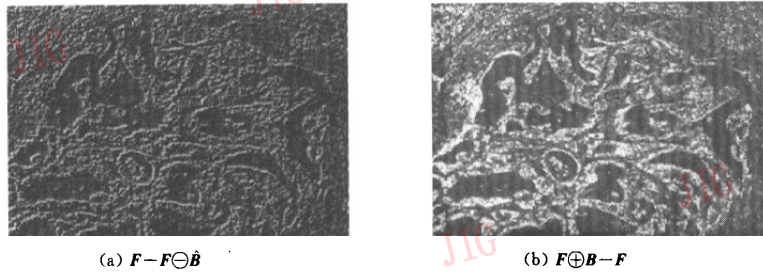


图 3 形态学边缘检测结果

3 与传统边缘检测方法的对比

图 4 是分别用 Sobel 算子、Roberts 算子、Prewitt 算子、Log 算子和 Canny 算子,并相应设定最佳阈值进行的同一幅胃癌病理细胞图像的边缘检测结果^[3,4]。这些算子首先利用边缘增强,突出图像局部边缘,然后定义像素的“边缘强度”,通过设置门

限来提取边缘。图 4 中,门限阈值(threshold)范围为 $[0, 1]$ 。从图 4 结果对比可知,边缘检测总的趋势是:门限阈值越大,亮点越少。整体上处理后的细胞图像检测结果是,边缘没有连通区域,呈现散点状,并缺乏层次细节。这会产生伪边缘,给进一步的图像处理带来误差。从图 4 明显看出,用传统边缘检测方法对于所给的具有较强纹理特性的胃癌病理细胞图像进行处理,没有得出令人满意的结果。

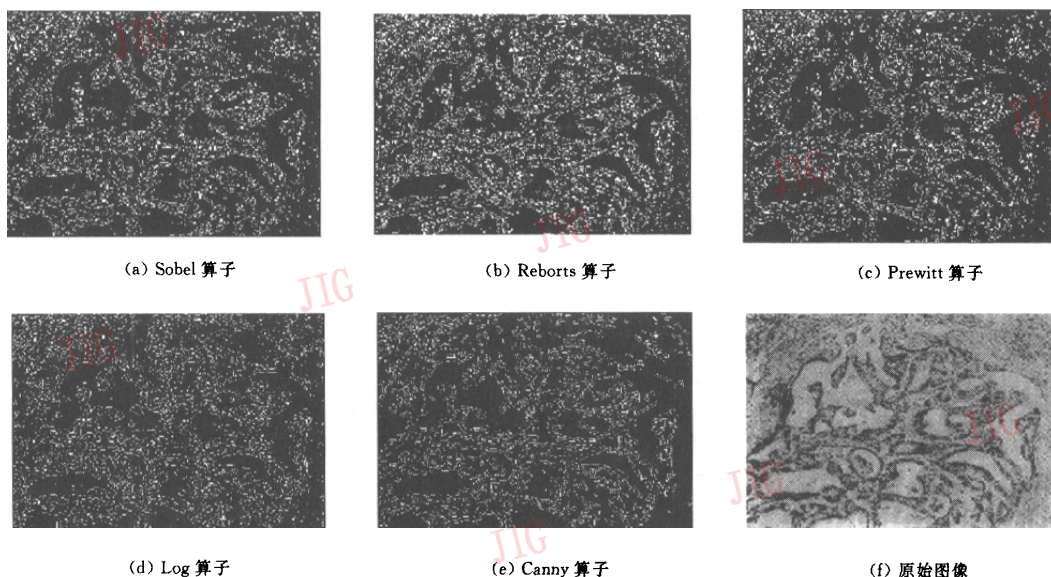


图 4 传统边缘检测方法结果

4 改变特定参数对图像的影响

在胃癌病理细胞图像边缘检测时,首先要分析图像的构成,确定胃癌细胞大体的形态以及图像中灰度的变化,然后选取合适的结构元素,经过分析和对比,达到正确检测图像的目的。

4.1 结构元素改变的影响

结构元素是进行图像运算的关键^[5],选择合适的结构元素可以使对胃癌细胞的检测达到更好的效果。通常可以选择一个与希望处理的输入图像形状相同的结构元素。结构元素的选择包括决定结构元素的宽度(结构元素定义域的宽度)、高度(结构元素的幅值)和形状。

矩形结构元素的特点是可以检测出图像上下左右的边缘;而圆盘形结构元素,因为对原点都是对称的,可以得到与方向无关的腐蚀膨胀结果。但是在选择结构元素时,不能选择直线,因为直线只能检测出图像的单边,这就使得对胃癌细胞图像的形态学处理,不能完全检测出其各个边。一般矩形(包括方形)结构元素得到强连通边界,菱形结构元素可得到弱连通边界,较大结构元素得到较厚边界,比结构元素小的细节在运算中被剔除了。

在胃癌病理细胞图像灰度边缘检测中,采用矩形、等腰三角形、菱形结构元素进行实验对比,并且

改变结构元素的尺寸和形状。结果表明,等腰三角形和菱形对图像的影响相似,都不太能反映细胞的真实图形,而矩形对图像的处理就比较好,特别是结构元素在使用较小的宽度和高度时,腐蚀与膨胀的效果较好。

4.2 灰度阈值改变的影响

由于胃癌病理细胞图像灰度起伏不很明显,灰度表示图像边缘的细节,用简单的二值化处理方法产生模糊现象,选择 $F - F \ominus B$, $F \oplus B - F$ 作为基本算法,改变所得到的图像的各个像素的灰度值,可以对图像的边缘细节检测更为有效。因为在加减阈值的时候图像某些亮的部分会更亮或暗的部分更暗,所以图像的形态就更容易辨认。 $F - F \ominus B$ 算法中(原图减去腐蚀后的图),因为图像中细胞的灰度值较小,呈深色,所以增加阈值,可以使细胞边缘亮的部分更亮,图像分割效果更好。相反, $F \oplus B - F$ 算法中(膨胀后的图减去原图),在阈值减低后,整个图像变得更暗。

5 结论

良性肿瘤通常生长缓慢,呈膨胀扩展,边界清楚,常有包膜;肿瘤分化好,色泽及质地接近正常相应组织,组织形态及细胞形态变异较小,核分裂像不易见到,各种细胞器、膜结构、细胞连接变异不大。恶

性肿瘤通常生长迅速,呈浸润性生长,可破坏周围组织,无包膜或者仅有假包膜;肿瘤分化差,组织及细胞形态与其相应的正常组织相差甚远,显示异形性,排列紊乱或极性丧失;细胞核形状不规则,核仁增大增多,核分裂像增多,并出现病理性核分裂像。良、恶性肿瘤有时很难分辨。通过形态学的方法对图像进行边缘轮廓的界定,可以帮助医生对病理细胞图像的大小、形态和性质进行识别^[6]。

由于图像边缘提取和分割是图像处理的主题^[7~9],形态学处理是基于填充结构元素的概念,图像中边缘附近的灰度分布往往具有较大的梯度,采用灰度形态学边缘检测比起单纯采用二值图像方法具有较大的冗余度,根据具体图像的不同改变设定阈值的方法,可获得较理想的图像边缘检测效果。

参 考 文 献

- 1 崔屹. 图像处理与分析——数学形态学方法及应用[M]. 北京: 科学出版社, 2002.
- 2 Wu H S, Barba J, Gil J. A parametric fitting algorithm for segmentation of cell images [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1998, 3(45): 400.
- 3 徐飞, 施晓红. MATLAB应用图像处理[M]. 西安: 西安电子科技大学出版社, 2002.
- 4 飞思科技产品研发中心. MATLAB6.5 辅助图像处理[M]. 北京: 电子工业出版社, 2003.
- 5 黄凤岗, 杨国, 宋克欣. 柔性(soft)形态学在图像边缘检测中的应用[J]. 中国图象图形学报, 2000, 5(4): 284.

- 6 Chalana V, Kim Y. A methodology for evaluation of boundary detection algorithms on medical images[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1997, 16(5): 642~652.
- 7 马义德, 戴若兰. 生物细胞图像分割技术的进展[J]. 生物医学工程杂志, 2002, 19(3): 487~492.
- 8 罗渝兰, 王景熙, 郑昌琼. 图像分割在生物医学工程中的应用[J]. 计算机应用, 2002, 22(8): 20~22.
- 9 Wu Kenong, Gauthier David, Levine Martin D. Live cell image segmentation[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1995, 42(1): 1~12.



李天钢 1959年生。副教授。1990年获西安交通大学生物医学工程和仪器专业硕士学位现为西安交通大学生命科学与技术学院在职博士研究生。研究方向为生物医学信息和图像处理。在国内外核心期刊发表论文20余篇,参加多项重大科研项目并获得重要奖励。

E-mail: Li-Tiangang@sohu.com



王素品 1952年生。教授、博士生导师。长期从事生物医学信息和语音信号处理。在国内外核心期刊发表论文30余篇,参加多项重大科研项目并获得重要奖励。