

基于灰度共生矩阵的新疆地方性肝包虫 CT 图像特征提取方法

李莉¹, 木拉提·哈密提¹, 艾克热木·阿西木², 孔德伟³, 孙静¹

1. 新疆医科大学医学工程技术学院, 乌鲁木齐 830011
2. 新疆医科大学网控中心, 乌鲁木齐 830011
3. 新疆医科大学第一附属医院放射科, 乌鲁木齐 830054

摘要 特征提取是图像理解与分析的关键。为提取表征新疆地方性肝包虫病的 CT 影像特征, 提出一种基于灰度共生矩阵对肝脏和包虫病灶进行特征提取的方法。首先, 对肝脏 CT 切片图像进行归一化, 利用中值滤波和直方图均衡化对肝脏及病灶区同时进行去噪和增强, 从而得到更清晰的灰度图像; 然后进行灰度级压缩, 利用基于灰度共生矩阵的纹理特征提取方法分别提取新疆地方性单囊型、多囊型肝包虫和正常肝脏 CT 图像的角二阶矩、熵、惯性矩、逆差分矩及相关性的均值和标准差作为纹理特征。统计分析发现, 单囊型和多囊型肝包虫 CT 图像在角二阶矩、熵和逆差分矩等方面存在显著差异, 具有统计学意义。最后, 采用 Bayes 判别分类, 分类正确率达到 93.33%。结果表明, 研究采用的纹理提取方法对描述肝包虫 CT 图像特征具有较理想的效果, 一定程度上有助于对肝包虫 CT 图像进行分类和检索。

关键词 灰度共生矩阵; 新疆地方性肝包虫病; CT 图像; 特征提取

中图分类号 R532.32, TP751.1

文献标识码 A

文章编号 1000-7857(2010)16-0031-05

CT Image Feature Extraction Using GLCM for Xinjiang Local Liver Hydatid

LI Li¹, HAMIT Murat¹, AXIMU Aikeremu², KONG Dewei³, SUN Jing¹

1. College of Medical Engineer Technology, Xinjiang Medical University, Urumqi 830011, China
2. Network Control Center, Xinjiang Medical University, Urumqi 830011, China
3. Department of Radiology, The First Affiliated Hospital, Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, China

Abstract The feature extraction is the key of the interpretation and analysis of an image. For extracting CT imaging features of Xinjiang local Liver hydatid, an approach is proposed, which can extract liver and hydatid lesion features at the same time, by using the gray level co-occurrence matrix. First, the liver slice CT images are normalized, while removing the noise by using the median filter and enhancing the contrast of the liver and the lesion area by using histogram equalization, to obtain a clear gray image; then, its gray-scale is reduced, gray-based Symbiosis Matrix texture feature extraction methods are used to extract texture features embodied in the mean and the standard deviation of ASM, ENT, CON, IDM and CORRLN of CT images of Xinjiang local mono-hydatid cyst and multiple daughter hydatid cyst and healthy liver. After statistical analysis, marked differences are found between mono-hydatid cyst and multiple daughter hydatid cyst CT images in ASM and ENT and IDM, as statistically significant, and finally, Bayes identification and classification are carried out, with classification accuracy rate of 93.33%. The results show the effectiveness of our method to describe liver hydatid CT images characteristics, which would help to classify and retrieve liver hydatid CT images to some extent.

Keywords gray level co-occurrence matrix; Xinjiang local liver hydatid disease; CT images; feature extraction

收稿日期: 2010-06-18

基金项目: 国家自然科学基金项目(30960097); 新疆少数民族科技骨干人才特殊培养科研专项(200723104); 新疆医科大学科研创新基金项目(2007-16)

作者简介: 李莉, 硕士研究生, 研究方向为医学图像处理及分析, 电子信箱: jsjamy@126.com; 木拉提·哈密提(通信作者), 教授, 研究方向为医学图像处理及信号分析, 电子信箱: murat.h@163.com

0 引言

在新疆,肝包虫病是一种较为常见的寄生虫病,严重危害人们健康。肝包虫病又称肝棘球蚴病,是由细粒棘球绦虫的幼侵入肝脏所致的肝寄生虫病。由于临床表现多不明显,初期可无症状,因此依靠传统的诊断方法难以发现该病的早期病变。随着医学影像技术的发展,CT检查被认为是该病的早期诊断和筛查的有效工具。在肝包虫影像辅助诊断时,纹理是十分重要的视觉依据,而纹理特征提取是图像纹理分析领域中的首要问题,一直是人们关注的热点,也是肝包虫影像纹理描述、分类、分割和检索的关键环节。

图像的纹理信息是图像灰度在空间领域的变化和重复,或图像中反复出现的局部模式及其排列规则^[1]。经过几十年研究,纹理特征提取的方法层出不穷,较著名的有灰度共生矩阵(GLCM)^[2]、分形理论^[3]、马尔可夫随机场(MRF)^[4]和小波方法^[5]等。近年来,许多研究者在脂肪肝及肝肿瘤等肝脏疾病的影像检测方面做了大量的工作,提出了许多有效的纹理特征提取的方法。如Jirak等^[6]结合一阶和二阶纹理特征对肝部MRI T2图像进行分析,实现了对肝硬化和正常肝组织的区分。Lee等^[7]在金字塔小波转换和分形几何的基础上提出了使用基于M频带小波转换和分形特征的图像特征来描述肝脏

疾病。Yeh等^[8]利用灰度共生矩阵和不可分小波变换对肝脏纤维化图像进行特征提取,同时用支持向量机的方法进行分类。曹桂涛等^[9]提出利用纹理边缘共生矩阵(TECM)进行肝脏纤维化量化分析的方法。Ahmadian等^[10]初步尝试将Gabor小波纹理特征应用于医学肝脏图像识别的研究中。Horn^[11]结合纹理分析和灰度共生矩阵对肝脏超声图像进行相关性特征提取,并应用于分类,取得了很好的效果。

目前,针对肝包虫CT图像进行特征提取的文献较少。由于肝包虫病具有其特有的病理特征和地域性,根据包虫囊肿类型的不同,其CT图像的表征也大不相同,如图1所示,钙化型、单囊型和多囊型与正常肝脏在包虫病灶区具有不同的灰度和纹理分布特征。因此,本文针对肝包虫病的特点,对肝包虫CT图像进行分析,提出一种基于灰度共生矩阵的纹理分析方法对肝脏及包虫病灶区进行有效的纹理特征提取。首先,对肝脏CT切片图像进行归一化、去噪和增强,得到更清晰的灰度图像;然后进行灰度级压缩,利用基于灰度共生矩阵的纹理特征提取方法分别提取新疆地方性单囊型、多囊型肝包虫和正常肝脏CT图像的角二阶矩、熵、惯性矩、逆差分矩和相关性的均值和标准差作为10维纹理特征;最后采用统计学方法进行统计分析,并进行Bayes判别分类。

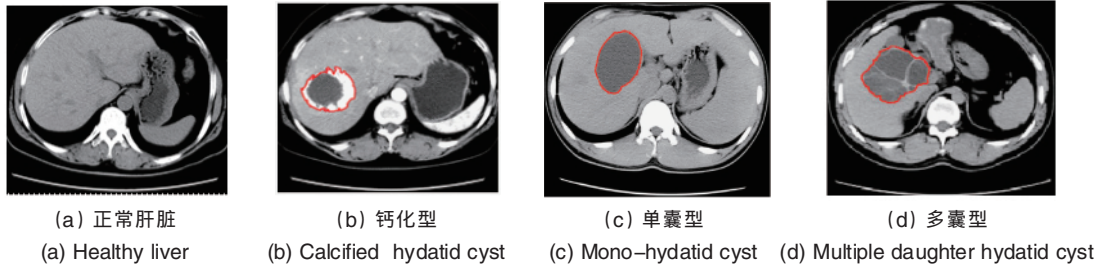


图1 不同类型肝包虫病CT切片图像
Fig. 1 CT slices of various kinds of liver hydatid diseases

1 肝包虫CT图像纹理特征提取

1.1 CT图像预处理

对肝包虫CT图像采用的图像预处理过程如下:①图像尺度归一化;②图像去噪、增强;③图像灰度级压缩。

1.1.1 图像尺度归一化

CT图像在灰度上具有相关性,因此,考虑归一化前后图像特征的一致性,本文采用均匀量化的方法对图像进行归一化。如图2所示,归一化后图像中的每一个像素点的灰度值为对应于原图中一个子块像素点的灰度均值。图中, P_{Liver} 为尺度为 $m \times n$ 的原始图像, P'_{Liver} 为归一化后的图像,分辨率为 $M \times N$ 。本文采用的肝脏CT图像像素为 1280×1024 ,子块为 5×4 ,则归一化后的尺度为 256×256 (像素)。

1.1.2 图像去噪、增强

研究中值滤波对肝包虫CT图像进行滤波,抑制噪声,

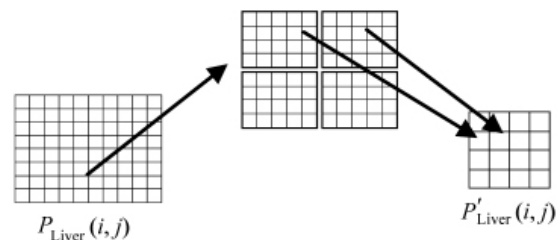


图2 尺度归一化方法示意图
Fig. 2 Diagram of scale normalization

即 $Gray'(x, y) = medfilter\{Gray(x + \Delta x, y + \Delta y)\}$ 。其中, $Gray(x, y)$ 为灰度值,滤波窗口为 $\Delta x \times \Delta y$ 。

然后,采用直方图均衡化在空域中进行图像增强。从图3和图4可以看出,经去噪和增强处理后,CT图像的灰度分布更均匀,细节描述更清晰。

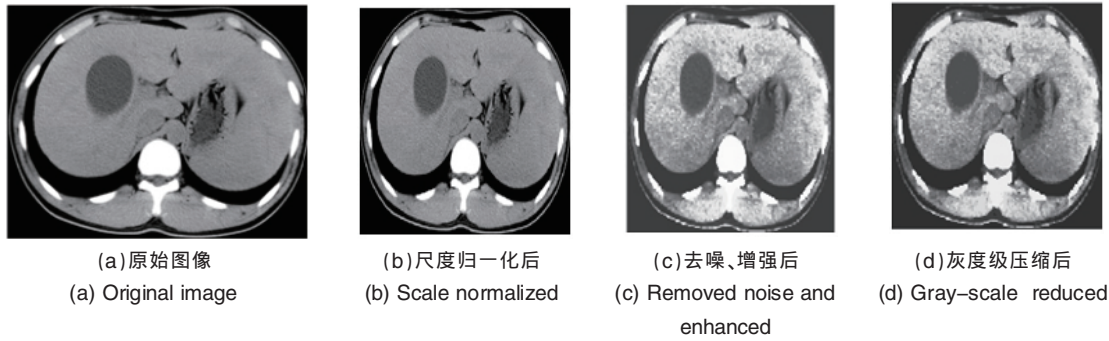


图 3 单囊型肝包虫 CT 切片图像预处理结果
Fig. 3 Preprocessing results of mono-hydatid cyst CT

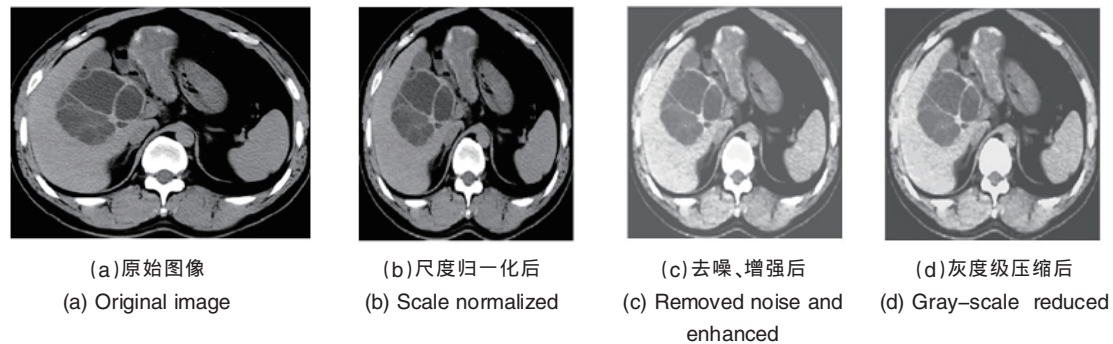


图 4 多囊型肝包虫 CT 切片图像预处理结果
Fig. 4 Preprocessing results of multiple daughter hydatid cyst CT

1.1.3 灰度级压缩

一幅灰度图像的灰度级一般为 256 级, 而临床 CT 中通常提供的 CT 值灰度级范围是-1024~+3071。考虑在计算灰度空间共生矩阵时, 其计算量主要由 CT 图像的大小和灰度级确定, 为了减少计算量, 文中先对肝包虫 CT 图像进行 256 级灰度转换, 同时以 double 类型存放, 再进行 16 级灰度压缩。

图 3 和图 4 分别为单囊型和多囊型肝包虫 CT 图像的预处理结果, (a) 为原始图像, (b) 为尺度归一化的图像, (c) 为中值滤波去噪后, 进行直方图均衡化增强的结果, (d) 为灰度压缩为 16 级后的图像。从图中可以看出, 预处理后, 图像的质量明显改善, 使后续特征提取工作的结果变得更可靠, 进而可以提高图像分类和检索的效率。

1.2 灰度共生矩阵

1.2.1 定义

Haralick 从纯数学的角度, 研究了图像纹理中灰度级的空间依赖关系, 提出灰度共生矩阵的纹理描述方法^[2]。将灰度共生矩阵定义为从图像灰度为 i 的像素点出发, 统计与其距离为 d , 角度为 θ , 出现灰度为 j 的像素点的概率 $p(i, j, d, \theta)$, 反映了图像中任意两点之间灰度的空间相关性, 是一种有效的纹理描述方法^[2]。其数学表达式为

$$p(i, j, d, \theta) = \#\{(x_s, y_s), (x_b, y_b) | f(x_s, y_s) = i, f(x_b, y_b) = j, d, \theta\} \quad (1)$$

其中, # 表示集合中的元素数目, (x, y) 为像素点, $f(x, y)$ 为该像素点的灰度值, d 为像素点之间的距离, 角度 θ 通常取正向的 $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$, 从而生成不同方向的共生矩阵。

对于灰度级为 L 的图像, 其灰度共生矩阵为

$$P(\Delta, L) = \begin{bmatrix} P_{00} & \cdots & P_{0(L-1)} \\ \vdots & \cdots & \cdots \\ P_{(L-1)0} & \cdots & P_{(L-1)(L-1)} \end{bmatrix} \quad (2)$$

其不同角度的灰度级共生矩阵分别定义为

$$p(i, j, d, 0^\circ) = \#\{(x_1, y_1), (x_2, y_2) | x_1 - x_2 = 0, y_1 - y_2 = d, f(x_1, y_1) = i, f(x_2, y_2) = j\} \quad (3)$$

$$p(i, j, d, 90^\circ) = \#\{(x_1, y_1), (x_2, y_2) | x_1 - x_2 = d, y_1 - y_2 = 0, f(x_1, y_1) = i, f(x_2, y_2) = j\} \quad (4)$$

$$p(i, j, d, 90^\circ) = \#\{(x_1, y_1), (x_2, y_2) | x_1 - x_2 = d, y_1 - y_2 = 0, f(x_1, y_1) = i, f(x_2, y_2) = j\} \quad (5)$$

$$p(i, j, d, 135^\circ) = \#\{(x_1, y_1), (x_2, y_2) | x_1 - x_2 = -d, y_1 - y_2 = -d, f(x_1, y_1) = i, f(x_2, y_2) = j\} \quad (6)$$

统计学意义上, 纹理之间的距离为 1 个像素, 因此, 本研究选取 $d=1$ 计算肝包虫 CT 图像的灰度共生矩阵。

1.2.2 对共生矩阵归一化

一幅图像的灰度共生矩阵是分析图像的基本模型和其排列规则的基础^[13]。显然, 由概率密度函数得到的灰度共生矩阵是对称的, 即 $p(i, j, d, \theta) = p(j, i, d, \theta)$ 。在计算出某个位置关系的灰度共生矩阵后, 要使其特征值不受区域范围的影响, 还需对此灰度共生矩阵进行归一化处理:

$$\hat{p}(i, j) = \frac{p(i, j)}{\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} P(i, j)} \quad (7)$$

1.2.3 纹理特征参数

由于空间灰度共生矩阵的计算量大,通常不能作为纹理分析的特征量,而是在灰度共生矩阵的基础上再提取纹理特征量,即二次统计量^[14]。Haralick 于 1979 年提出了图像的空间灰度共生矩阵(GLCM),并提取了 14 个纹理特征^[15]。为了很好地描述肝脏及包虫病灶 CT 图像的纹理性质,研究从灰度共生矩阵中提取了下述描述图像纹理的特征。

1) 角二阶矩(能量)

$$ASM = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} [p(i, j, d, \theta)]^2 \quad (8)$$

角二阶矩反映图像灰度分布的均匀程度和纹理的粗细度。当 $p(i, j, d, \theta)$ 分布集中于主对角线附近时,说明图像灰度分布较均匀;若图像纹理粗,则 ASM 值就大。

2) 熵

$$ENT = - \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} p(i, j, d, \theta) \ln p(i, j, d, \theta) \quad (9)$$

熵反映了图像纹理的非均匀程度和复杂程度。如果图像中灰度分布不均匀,熵值越大,图像中的纹理越复杂。

3) 主对角线惯性矩(对比度)

$$CON = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} (i-j)^2 p(i, j, d, \theta) \quad (10)$$

惯性矩描述了图像的清晰度和纹理沟纹深浅的程度。如果纹理沟纹越深,惯性矩就越大,视觉效果越清晰。

4) 逆差分矩

$$IDM = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} \frac{p(i, j, d, \theta)}{[1+(i-j)^2]} \quad (11)$$

逆差分矩是对图像像素对间的关系描述,用来度量图像的平滑程度,如果图像纹理变化较规律,则逆差分矩大。

5) 相关性

$$CORRLN = \frac{\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} i \cdot j \cdot p(i, j, d, \theta) - \mu_x \mu_y}{\sigma_x \sigma_y} \quad (12)$$

式中, μ_x 为灰度平均值,

$$\mu_x = \sum_{i=0}^{L-1} i \sum_{j=0}^{L-1} p(i, j, d, \theta) \quad (13)$$

μ_y 为平滑平均值,

$$\mu_y = \sum_{i=0}^{L-1} j \sum_{j=0}^{L-1} p(i, j, d, \theta) \quad (14)$$

σ_x^2 为灰度方差,

$$\sigma_x^2 = \sum_{i=0}^{L-1} (i - \mu_x)^2 \sum_{j=0}^{L-1} p(i, j, d, \theta) \quad (15)$$

σ_y^2 为平滑方差,

$$\sigma_y^2 = \sum_{i=0}^{L-1} (j - \mu_y)^2 \sum_{j=0}^{L-1} p(i, j, d, \theta) \quad (16)$$

相关性是用来度量空间灰度共生矩阵元素在行或列上的相似程度的,因此,当矩阵元素值均匀相等时,其相关性就大。

2 结果与分析

2.1 实验结果

实验使用的肝脏及包虫囊肿 CT 影像数据均由新疆医科大学第一附属医院提供。从 CT 影像数据中抽取正常肝脏、单囊型和多囊型肝包虫 3 类各 30 幅 CT 切片图像进行纹理特征提取实验。首先对实验对象进行尺度归一化,灰度级转换,图像去噪、增强,同时为了减少计算量,进行图像灰度级压缩,将 $Gray$ 量化成 16 级。然后选取 $d=1$,分别计算了 $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$ 4 个方向上的图像空间灰度共生矩阵,并进行归一化处理。最后提取角二阶矩、熵、惯性矩、逆差分矩及其相关性的均值和标准差等 10 维纹理特征描述图像。实验结果如表 1 所示。

2.2 结果分析

研究采用主成分分析、显著性检验和 Bayes 判别分类对表 1 实验结果进行分析。

表 1 正常肝脏和包虫囊肿 CT 影像的灰度共生矩阵纹理特征量

Table 1 Results of health liver and hydatid cyst CT image texture feature extraction using GLCM

纹理图像类别	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10
正常	0.132898	0.004676	3.289980	0.083697	2.188279	0.495905	0.715994	0.026882	0.074573	0.001683
	0.131848	0.004946	3.291896	0.084781	2.233501	0.506161	0.714190	0.026634	0.074171	0.001694
	0.127760	0.004885	3.351012	0.078215	2.468243	0.504918	0.698130	0.022111	0.073418	0.001687
	0.128948	0.004862	3.351775	0.077464	3.074931	0.754655	0.693951	0.022477	0.071817	0.002281
	...									
	0.127579	0.005039	3.370921	0.080949	3.030548	0.815668	0.690565	0.024353	0.071815	0.002466
单囊型	0.061259	0.003558	3.975940	0.089934	4.539070	0.871541	0.614698	0.029722	0.051278	0.001494
	0.060653	0.003769	4.002496	0.096172	4.684340	0.940371	0.604275	0.030572	0.051490	0.001647
	0.058287	0.003884	4.069816	0.089499	7.231090	1.634241	0.577686	0.030827	0.046725	0.002745
	0.059940	0.004009	3.962099	0.102107	3.955071	0.862592	0.620563	0.033011	0.052599	0.001492
	...									
	0.059731	0.003672	3.975915	0.091924	3.829448	0.799335	0.619322	0.028605	0.052870	0.001381
多囊型	0.173424	0.006346	3.020365	0.085996	2.172775	0.574356	0.752733	0.024757	0.090432	0.002728
	0.174150	0.005806	3.014252	0.081896	1.807711	0.436918	0.753339	0.023924	0.091543	0.002255
	0.175352	0.005598	2.999555	0.078402	1.743148	0.406113	0.756330	0.022198	0.091695	0.002088
	0.175410	0.005638	3.000679	0.078036	1.730577	0.401193	0.755245	0.022099	0.092070	0.002088
	...									
	0.175052	0.005805	2.996567	0.079332	1.696870	0.391506	0.756942	0.023618	0.092458	0.002044

2.2.1 主成分分析

对筛选后的统计学纹理特征量进行主成分分析,其主要目的是降低特征空间的维数,消除特征量之间的相关性。实验对表 1 中的 10 维纹理特征进行主成分分析,结果提取了两个主成分,累积贡献率达到 93.688%。这表明正常肝脏、单囊型和多囊型包虫 CT 影像在灰度和纹理分布上存在不同,从而可以区分包虫囊肿的类型。

2.2.2 显著性检验

研究进一步测试了单囊型和多囊型肝包虫与正常肝脏 CT 图像纹理参数的均值和方差,结果如表 2 所示。数据表明,单囊型与多囊型肝包虫 CT 的角二阶矩和逆差分矩均值有非常显著的统计学意义 ($p < 0.01$);同时单囊型与正常肝脏、多囊型与正常肝脏、单囊与多囊型肝包虫 CT 图像均在角二阶矩、熵和逆差分矩方差上存在显著性差异 ($p < 0.05$)。此结果说明

正常肝脏、单囊型和多囊型包虫 CT 影像在灰度分布均匀程度和纹理复杂度上存在不同,有可能为肝包虫疾病的发病机理、病情跟踪和药效监测等研究提供依据。

2.2.3 Bayes 判别分析

根据上述对特征量的统计分析,发现多组 CT 切片图像在角二阶矩和逆差分矩纹理特征量上存在显著性差异。为进一步验证纹理特征提取的有效性,本实验将 Bayes 判别分类应用于 CT 图像的角二阶矩和逆差分矩的均值(T1、T7)两个特征量,对原始 CT 图像分类,结果分类正确率达 93.33%。

综合所有实验结果,从理论上得出正常肝脏、单囊与多囊型肝包虫 CT 图像的某些纹理特征差异有统计学意义,包括角二阶矩、熵和逆差分矩,即多囊型肝包虫 CT 图像与单囊型相比灰度分布均匀,纹理丰富,纹理沟清晰,可为初步诊断肝包虫囊肿的性质提供直观的依据。

表 2 正常肝脏和包虫囊肿 CT 影像纹理特征参数均值

Table 2 Texture feature mean of health liver and hydatid cyst CT image

类别	角二阶矩(ASM)		熵(ENT)		逆差分矩(IDM)	
	均值	方差	均值	方差	均值	方差
正常	0.129807±0.0024	0.004882±0.0001	3.370921±0.0375	0.081021±0.0032	0.702566±0.0117	0.024491±0.0022
单囊	0.059974±0.0011	0.003778±0.0002	3.997253±0.0431	0.093927±0.0053	0.607309±0.1776	0.030547±0.0016
多囊	0.174678±0.0009	0.005839±0.0003	3.006284±0.0104	0.080732±0.0033	0.754918±0.0018	0.023319±0.0011

3 结论

根据新疆肝包虫病 CT 图像的纹理和灰度分布的差异,结合肝包虫病的特点,提出一种基于灰度共生矩阵的纹理分析方法对肝脏及包虫病灶进行有效的纹理特征提取。结果发现基于 CT 图像的角二阶矩、熵和逆差分矩纹理特征对描述肝包虫 CT 图像具有较理想的效果,有助于对肝包虫 CT 图像进行分类和检索。因此,可通过对肝脏纹理的定量分析区分肝脏是否异常,有何种异常,供诊断时参考,对肝包虫病的辅助诊断有重要价值。同时,该方法对于其他脏器及其病灶区的图像进行特征提取也具有一定的参考价值和适应性。

参考文献 (References)

- [1] Tuceryan M, Jain A K. Texture analysis, handbook pattern recognition and computer vision[M]. Singapore: World Scientific, 1993: 235-276.
- [2] Haralick R M, Shanmugam K, Dinstein I. Textural features for image classification [J]. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 1973, 3(6): 610-621.
- [3] Kapan L M, Kuo C C. Extending self-similarity for fractional brownian motion[J]. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 1994, 42(12): 3526-3530.
- [4] Hassner M, Sklansky J. The use of markov random fields as models of texture[J]. *Computer Graphics Image Processing*, 1980, 12(3): 357-370.
- [5] Mallat S G. A theory of multiresolution signal decomposition: the wavelet representation [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1989, 11(7): 674-693.
- [6] Jirak D, Dezotova M, Tamir P, et al. Texture analysis of human liver[J]. *Magn Reson Imaging*, 2002, 15(1): 68-741.

- [7] Lee W, Chen Y, Hsieh K. Ultrasonic liver tissues classification by fractal feature vector based on M-B and wavelet transform [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, 22(3): 382-3921.
- [8] Yeh W, Huang S, Li P. Liver fibrosis grade classification with B-mode ultrasound[J]. *Ultrasound Medicine Biology*, 2003, 29(9): 1229-12351.
- [9] 曹桂涛, 施鹏飞, 胡兵. 基于肝脏超声图像的纤维化量化分析[J]. *声学技术*, 2004, 23(3): 98-104.
Cao Guitao, Shi Pengfei, Hu Bing. *Acoustic Technology*, 2004, 23 (3): 98-104.
- [10] Ahmadian A, Mostafa A, Abolhassani M D, et al. A texture classification method for diffused liver diseases using Gabor wavelets[C]. *IEEE Proc 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE-E M BS 2005, Shanghai*, 2005: 1567-1570.
- [11] Horng M H. An ultrasonic image evaluation system for assessing the severity of chronic liver disease [J]. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2007, 31(7): 485-491.
- [12] Sertel O, Kong J, Shimada H, et al. Computer-aided prognosis of neuroblastoma on whole-slide images: Classification of stromal development[J]. *Pattern Recognition*, 2009, 42(6): 1093-1103.
- [13] 姚宏宇, 李弼程. 基于广义图像灰度共生矩阵的图像检索方法[J]. *计算机工程与应用*, 2004, 34(6): 98-101.
Yao HongYu, Li Bicheng. *Computer Engineering Applications*, 2004, 34 (6): 98-101.
- [14] Tuceryan M, Jain A K. Texture analysis [C]//2nd ed. *The Handbook of Pattern Recognition and Computer Vision*. Singapore: World Scientific Publishing Co, 1998.
- [15] Haralick R M. Statistical and structural approaches to texture [J]. *Proceedings of the IEEE*, 1979, 67(5): 786-804.

(责任编辑 吴晓丽)