

基于标记的肝脏 CT 图像智能提取

侯 寅¹, 娄武涛¹, 马 川², 黄 华¹

(1. 四川大学电气信息学院, 成都 610065; 2. 四川大学吴玉章学院, 成都 610065)

摘 要: 针对腹部 CT 图像所含脏器多且复杂的特点, 结合解剖学知识, 提出了一种新的基于多尺度梯度的医学图像分割方法. 结合图像的灰度直方图的梯度变化, 对图像进行内外标记, 而后利用强制最小技术对多尺度梯度进行修改. 在修改后的梯度图像中直接进行全局阈值分割, 并结合解剖学知识再进行相应的形态学处理, 最终可以较好的将肝脏从腹部图像中提取出来, 适合用于肝脏的智能提取.

关键词: 标记图像; 形态学处理; 医学图像分割

中图分类号: TP391.4 **文献标识码:** A **文章编号:** 0490-6756(2009)06-1663-04

Intelligent segmentation for liver CT images based on labeling

HOU Yin¹, LOU Wu-Tao¹, MA Chuan², HUANG Hua¹

(1. School of Electrical Engineering and Information, Sichuan University, Chengdu 610065, China;

2. College of Wu Yu-Zhang, Sichuan University, Chengdu 610065, China)

Abstract: A novel method of medical image segmentation based on multi-scale gradient is developed in this paper. With the changes of the gradient of the image's histogram, the internal and external markers are marked in the image. These markers are then used to modify the multi-scale gradient using the minima imposition procedure. Using the global threshold segmentation of the modified gradient, a binary image is got. Combining the anatomical knowledge and morphological process, the liver can be extracted from the abdominal CT image successfully. The result demonstrates that the method can be used for intelligent segmentation for liver CT images.

Key words: labeled images, morphological process, medical image segmentation

1 引 言

随着近年来计算机技术的迅速发展, 计算机在医学领域的一个重要应用——计算机辅助诊断 (Computer-Aided Diagnosis, CAD) 越来越受到人们的关注, 基于计算机辅助诊断的大量研究也已经取得了许多重要的成果. 例如^[1,2] 基于乳腺 X 光片的乳腺癌的计算机辅助诊断、基于 CT 的肺部疾病的计算机辅助诊断和基于超声的肝部疾病计算机

辅助诊断均在一定程度上取得了较好的效果, 然而这些研究仅限于对那些易于提取的脏器. 对于腹部 CT 图像, 由于其内部所含器官复杂 (如图 1), 并不能很好的实现智能化的计算机辅助诊断, 大部分研究^[1~3] 都是基于半自动式的辅助诊断. 一些改进后的标记分水岭算法, 虽然不经过区域合并也能取得有意义的分割, 有效地减小了“过分割现象”, 但要准确地将肝脏提取出来, 还需要人工选择“种子点”进行适当的区域合并.^[4,5] 因此, 如何快速、准确、

收稿日期: 2008-10-22

基金项目: 四川省应用基础研究 (07JY029-071)

作者简介: 侯寅 (1986—), 男, 四川大学电气信息学院学生, 主要从事方向为计算机应用与计算机视觉.

通讯作者: 黄华. E-mail: hhua62@163.com

高效的从腹部图像中提取出肝脏器官成为制约基于 CT 图像的肝占位疾病的计算机辅助诊断的关键因素。

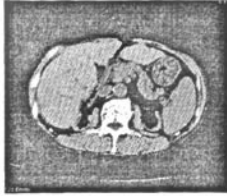


图 1 腹部的 CT 图像

Fig. 1 The abdominal CT image

本文我们提出了一种基于标记梯度的图像分割方法,通过对图像进行内外标记,利用“强制最小”技术修改多尺度梯度图像,然后大胆创新,直接对梯度图像而不是原图像进行阈值分割,再通过形态学开-闭运算除去多余区域,最终取得了较好的效果,能够在无需人为参与的情况下,将肝部图像分离了出来。

2 形态学运算^[6,7]

2.1 膨胀与腐蚀

用子图(结构元素) b 对图像 f 进行的灰度膨胀表示为 $f \oplus b$,定义为:

$$\begin{cases} (f \oplus b)(s, t) = \max\{f(s-x, t-y) + b(x, y)\} \\ (s-x), (t-y) \in D_f; (x, y) \in D_b \end{cases} \quad (1)$$

灰度腐蚀表示为 $f \odot b$,定义为:

$$\begin{cases} (f \odot b)(s, t) = \min\{f(s+x, t+y) - b(x, y)\} \\ (s+x), (t+y) \in D_f; (x, y) \in D_b \end{cases} \quad (2)$$

其中, D_f 和 D_b 分别表示 f 和 b 的定义域。

2.2 开运算与闭运算

用 b 对函数 f 进行开运算表示为 $f \circ b$,定义为

$$f \circ b = (f \odot b) \oplus b \quad (3)$$

用 b 对 f 进行闭运算表示为 $f \cdot b$,定义为

$$f \cdot b = (f \oplus b) \odot b \quad (4)$$

2.3 高帽变换与低帽变换^[8]

高帽变换是原始图像的开运算与原始图像的差,即 $f \circ b - f$,得到的图像体现了原始图像中的灰度峰值;低帽变换是原始图像的闭运算与原始图像的差,即 $f \cdot b - f$,得到的图像体现了原始图像的灰度谷值。

3 实现方法

3.1 图像预处理

为减小噪声影响,首先对待分割的 CT 图像进行形态学重构式开-闭运算滤波。同时为了增强对比度,再对滤波后的图像进行高-低帽变换,即经高帽变换的结果与原图像相加后再与经低帽变换的结果相减,表示为

$$\begin{aligned} & (f \circ b - f) + f - (f \cdot b - f) = \\ & f \circ b - f \cdot b + f \end{aligned} \quad (5)$$

3.2 计算梯度

为了更好的描述图像中灰度的变化,我们采用参考文献[4]中提出的多尺度的形态梯度算法。

设 B_i ($0 \leq i \leq n$)为一组正方形的结构元素, B_i 的大小为 $(2i+1) \times (2i+1)$ 像素,则多尺度梯度定义为:

$$\begin{aligned} \nabla f &= mg(f) = \\ & \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \{[(f \oplus B_i) - (f \odot B_i)] \odot B_{i-1}\} \end{aligned} \quad (6)$$

其中 n 为可调参数,可根据不同类型的图像进行相应调整,以期达到最好效果。

3.3 标记图像并修改梯度

类似标记分水岭算法,^[6,9]我们首先对图像进行内部标记和外部标记。

观察腹部 CT 图像可知,肝部区域在腹部中所占比例最大,且其灰度值与其它器官相比较大。在标记分水岭算法中考虑的是将灰度值低于 h 的“局部最小区域”(虽然此处意义已有所变化,但为表示方便,仍使用此称谓)标记出来作为内部标记,因此 h 的选择成为关键。在一般的标记分水岭算法中,直接对待分割图像进行操作, h 取 $2 \sim 4$ 之间。^[9]我们观察图像的灰度直方图发现,除去背景所代表的最暗段和图像中的白色区域代表的最亮段,在直方图的中间段为一单峰状,经实验证明,计算灰度直方图的梯度,将灰度直方图梯度的次最大值作为 h 值,即

$$h = \text{nextmax}(\text{diff}(\text{hist}(f))) \quad (7)$$

其中, $\text{hist}()$ 表示求 f 的灰度直方图, $\text{diff}()$ 表示求微分, $\text{nextmax}()$ 表示求次最大值。

对原图像,将灰度值小于 h 的部分标记为 1,其它部分记为 0,即得到内部标记二值图 f_m 。

内部标记表示目标,外部标记恰好位于各内部标记的脊线上,表示背景。

为得到外部标记,首先对 f_m 进行欧式距离变换。令 $B = \{(x, y) | f_m(x, y) = 1\}$,则对 f_m 的距离变换表示为:

$$f_{m,d} = DT(f_m(i, j)) =$$

$$\min\{D[(i,j),(x,y)] \mid (x,y) \in B\} \quad (8)$$

式中, $D[(i,j),(x,y)] = \sqrt{(i-x)^2 + (j-y)^2}$, 得到 f_m 的欧式距离变换 f_{m_d} , 对 f_{m_d} 直接进行分水岭运算, 即可得到图像的外部标记 f_{ext} .

在得到内部标记和外部标记之后, 在内部标记和外部标记处利用“强制最小值技术”修改梯度图像, 使“局部最小区域”仅出现在标记的位置, 而其他像素值将按需要“上推”, 从而删除其他的局部最小区域.

强制最小值技术^[6]是一种基于测绘算子(geodesic operator)的方法. 测绘算子也是一类形态学算子, 其主要特点是使用两幅输入图像, 先将一个形态学算子(基本的膨胀和腐蚀算子)作用于第一幅图像, 再要求结果保持大于或等于第二幅图像. 强制最小值技术直接调用 MATLAB 中的 `imimposemin()` 函数实现, 修改后的梯度图像 $\nabla f'$ 为:

$$\nabla f' = \text{imimposemin}(\nabla f, f_m \mid f_{ext}) \quad (9)$$

3.4 分割梯度图像

利用经过改进后的标记修改梯度图像后, 此时得到的梯度图像除图像较暗以外, 基本可以完好的显示出原始图像的结构, 而且其质地更加均匀, 因此, 我们大胆提出用分割改进后的梯度图像来代替分割原图. 鉴于此时梯度图像的均匀性, 我们直接利用全局阈值^[10]来分割图像, 得到一幅二值图像 $g(x,y)$.

$$g(x,y) = \begin{cases} 0 & \nabla f' \leq T \\ 1 & \nabla f' > T \end{cases} \quad (10)$$

T 使得 $\sigma_B^2 = \omega_0(\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu_T)^2$ 最大.

其中, $\omega_0 = \sum_{q=0}^{T-1} p_q(r_q)$, $\omega_1 = \sum_{q=T}^{255} p_q(r_q)$, $\mu_0 = \sum_{q=0}^{T-1} q \frac{p_q(r_q)}{\omega_0}$, $\mu_1 = \sum_{q=T}^{255} q \frac{p_q(r_q)}{\omega_1}$, $\mu_T = \sum_{q=0}^{255} q p_q(r_q)$, $p_q(r_q)$ 为 $\nabla f'$ 的概率密度函数.

该二值图像可以完好的显示出肝脏的形状, 但仍然还存在其他器官. 为了使肝脏和其他器官分开, 我们对二值图像执行形态学开-闭运算, 得到肝脏与其他器官分开后的二值图像, 然后对该二值图像进行标注, 即用一组连续正整数集合 $N = \{1, 2, \dots, n\}$ 来标注不同的已连接区域.

根据解剖学知识可知, 肝脏在腹部中的部位是大体相同的, 基本位于腹部的中部偏右, 因此, 对绝大多数人而言, 其腹部图像的横向中线与偏右 1/4 纵线的交点处必有肝脏部位存在. 我们以这个交点为中心向四周各扩展 10 个像素, 构成一个 20×20

像素的区域, 计算该区域的平均值 m , 并将 m 向上舍入. 将 m 与集合 N 中的元素相比较, 集合 N 中与 m 相等的元素所对应标注区域即为肝脏所在区域, 因此将所有标注值为 m 的区域提取出来即可得到肝脏的掩模图像. 将掩模图像与原始图像相结合, 即可将肝脏图像提取出来.

4 实验结果

按照上述介绍的实验方法, 对图 1 所示的图像进行分割. 利用 3×3 的正方形结构元素 $b =$

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

对原图像进行重构式开闭滤波和高低

帽变换以增强对比度, 经预处理后的图像如图 2(a)所示. 可以明显看出, 图 2(a)与图 1 相比更加光滑而且对比度也有所增强.

接着, 对图 2(a)所示的图像利用式(6)求其多尺度梯度. 经实验, 当尺度 n 取 10 时, 可以取得较好的效果, 其梯度图像如图 2(b)所示.

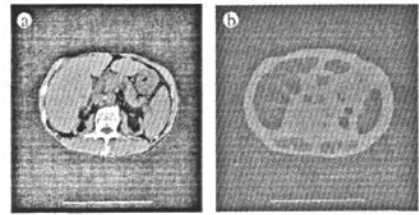


图2 图像预处理

(a) 预处理后的图像; (b) 多尺度梯度图像

Fig. 2 Image preprocessing

(a) Image after pretreatment, (b) Multi-scale gradient image

原始图像的灰度直方图如图 3(a)所示, 可以看出, 除去两端部分外, 图像只有一个峰值. 除去灰度值为 $0 \sim 9$ 的强背景部分, 求其他灰度值的梯度, 其梯度图形如图 3(b)所示. 在灰度值为 123(注意, 图形中所示坐标为 113, 由于已去除 $0 \sim 9$ 共 10 个灰度值, 因此实际灰度值应为 123)处, 灰度值有强烈变化, 因此即取峰值附近灰度值相对变化最强烈处即 123 为 h 的值, 来标记“局部最小区域”.

以 h 取 123 对图像进行内部标记, 对内部标记得到的二值图像执行距离分水岭变换, 得到外部标记. 利用强制最小值技术修改梯度图像, 修改后的梯度图像如图 4(a)所示. 修改后的图像可以很好的反映原始图像的特征, 而且比原始图像更加均匀,

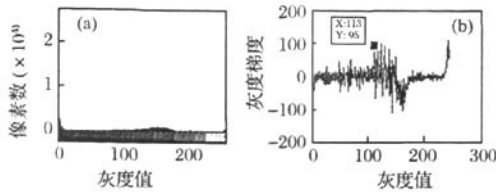


图 3 灰度直方图及其梯度图

(a) 原始图像的灰度直方图; (b) 灰度直方图的梯度图

Fig. 3 The histogram and its gradient

(a) The histogram of original image;

(b) the gradient of the histogram

适合进行全局阈值分割,分割后得到的二值图像如图 4(b)所示,(b)中还包括其他器官,而且有的器官还被错误的与肝脏连为一体.对(b)执行形态学开闭运算后的图像如图 4(c)所示,此时肝脏已同其他器官分开.对分开后的二值图像进行形态学标注,根据解剖学知识,仅提取出肝脏部位,如图 4(d)所示,(d)中的掩模与原始图像结合,可得提取

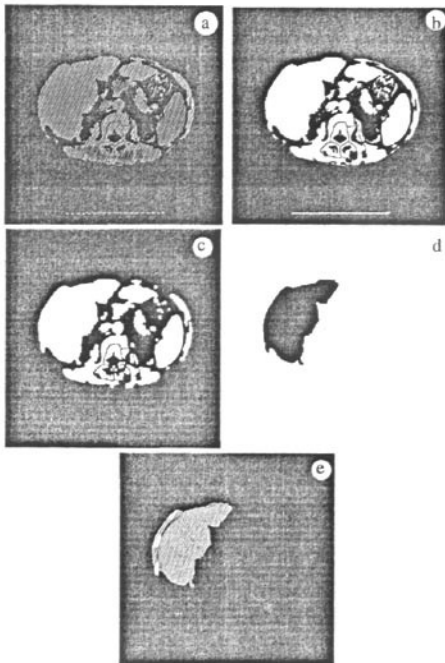


图 4 图像处理过程

(a) 修改后的梯度图像; (b) 经全局阈值分割的梯度图像; (c) 图 (b) 经开闭运算后的图像; (d) 肝脏掩模; (e) 提取出的肝脏

Fig. 4 Image processing

(a) Modified gradient image; (b) The binary image after global threshold; (c) The image after open-close filter; (d) The marker; (e) The extracted liver

出的肝脏部位如图 4(e)所示,由图 4(e)可以看出,此时肝脏器官已经很好的被提取了出来.

5 结 语

通过本文提出的方法可以较好地将肝脏器官从腹部 CT 图像中提取出来,而且全过程完全可以实现计算机智能提取,对基于 CT 影像的肝占位疾病的计算机辅助诊断的实现具有重要意义.然而从图 4(e)可以看出,图像中还存有少量多余边缘,如何很好的去除掉多余边缘而又使肝脏图像不受影响,这是我们下一步研究的重点,以能够更加完美精确的实现肝脏的智能提取.

参考文献:

- [1] Gletsos M, Mougiakakou SG, Matsopoulos GK, *et al*. A computer-aided diagnostic system to characterize CT focal liver lesions: design and optimization of a neuralnetwork classifier [J]. IEEE Trans Inf Technol Biomed, 2003, 7 (3): 153.
- [2] Zrimec T, Busayarat S. A system for computer aided detection of diseases patterns in high resolution CT images of the lungs [J]. CBMS, 2007: 41.
- [3] 张波, 张治英, 徐德忠, 等. 人工神经网络肝癌 CT 影像辅助诊断模型的建立 [J]. 实用放射学杂志, 2006, 22 (9): 1079.
- [4] 卢官明, 李妹虹. 多尺度形态梯度算法及其在图像分割中的应用 [J]. 信号处理, 2001, 17 (1): 37.
- [5] 董育宁, 陈晔, 杜超. 智能肝肿瘤 CT 图像分割 [J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(4): 541.
- [6] 冈萨雷斯. 数字图像处理 (MATLAB 版) [M]. 北京: 电子工业出版社, 2006.
- [7] 张佳, 周群彪. 膨胀运算的代数性质及其在提高膨胀运算效率方面的应用 [J]. 四川大学学报: 自然科学版, 2008, 45(3): 517.
- [8] 侯阿临, 张利红, 徐坤, 等. 一种适合医学图像分割的改进分水岭算法 [J]. 电视技术, 2007, 31 (11): 87.
- [9] 高丽, 杨树元, 李海强. 一种基于标记的分水岭图像分割新算法 [J]. 中国图象图形学报, 2007, 12 (6): 1025.
- [10] Otsu N A. Threshold selection method from gray-level histograms [J]. IEEE Trans Systems Man and Cybernetics, 1979, 9 (1): 62.

[责任编辑: 李富河]