

文章编号: 1005-5630(2011)01-0029-05

一种 CT 图像的肺实质分割方法*

杜磊, 徐伯庆, 韩彦芳, 张定会

(上海理工大学 光电信息与计算机工程学院, 上海 200093)

摘要: 为了实现计算机辅助诊断, 解决自动化 CT 图像处理的问题, 文中提出一种肺实质分割的算法。采用求直方图峰值间极小值的方法获取最优阈值, 实现图像分割; 在此基础上, 采用空间滤波以及连通域标记法去除干扰得到肺实质区域。结果表明该方法能实现肺实质分割, 解决了肺结节检测的预处理问题。

关键词: 肺实质分割; 连通域标记; CT 图像; 掩模

中图分类号: TH 741.4 **文献标识码:** A **doi:** 10.3969/j.issn.1005-5630.2011.01.007

A segmentation method for lung parenchyma of CT image

DU Lei, XU Boqing, HAN Yanfang, ZHANG Dinghui

(School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for
Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: In order to realize the computer-aided diagnosis, an efficient algorithm is proposed to segment lung parenchyma in CT images. This paper gets the optimal threshold via the means of obtaining minimum between peaks on histogram image. On this basis, using the spatial filtering and connected components labeling to remove interference, getting the lung region at last. The experimental results indicate that the method can effectively segment the pulmonary parenchyma, and solves the problem of preprocessing issue when detecting pulmonary nodules.

Key words: lung parenchyma segmentation; connected components labeling; CT images; mask

引言

肺部疾病包括肺癌、肺气肿、肺结核等对人类的健康构成很大威胁。尤其是近年来, 生活环境的恶化, 使肺病的发病率和死亡率都呈快速上升趋势。在发病的早期, 及时诊断及时治疗, 可以最大限度地提高治愈率。利用 CT 扫描技术, 检查患者的肺部健康状况, 是近年来肺病诊断的一种重要手段。然而 CT 胸透得到的图像数量巨大, 依靠人眼诊断存在很大局限。计算机辅助诊断 (computer aided diagnosis, CAD) 就成了解决这一问题的一种方法, 而准确快速地分割肺实质是 CAD 的首要工作。

目前, 肺实质分割方法主要有 Qiu 等人提出的基于统计跳变回归分析的方法^[1], Freeman 等利用马尔可夫随机场模型进行肺实质分割^[2], Shojaii 等提出的分水岭分割法分割肺实质, 另外 Kalender 等人在文献中提出了 3D 区域生长法^[3]。其中基于统计跳变回归分析的方法需要处理大量线性方程组的求解运算, 这对对处理效率有较高要求的 CAD 自动处理系统而言并不实用。马尔可夫随机场模型在肺部边缘与周围组织对比度不强的时候分割效果很不理想。分水岭分割方法^[4]需要进行多次分水岭变换, 精度不高。3D 区域生长法需要手工选取生长种子点, 不属于自动分割。因此, 提出了一种改进的自适应阈值算

* 收稿日期: 2010-07-01

作者简介: 杜磊 (1985-), 男, 河南唐河人, 硕士研究生, 主要从事图像分割, Linux 内核方面的研究。

法,实现肺实质分割。这种方法不涉及梯度、归一化等运算。

1 阈值的获取

文献中常采用的获取阈值方法是均值迭代法^[5,6]。其具体内容为:假设 T_i 为第 i 次迭代得到的阈值,用这一阈值将图像分为两部分,各部分再进行平均,得到两部分的均值 m, n , 第 $i+1$ 次 $T_{i+1} = (m+n)/2$, 在 $T_{i+1} = T_i$ 时迭代终止,得到的 T_i 即认为是最优阈值。

为证明该方法的局限性,现利用举反例进行推导。

假设 CT 图像的直方分布可由图 1 所示函数曲线表示:

$$g(x) = 2x - x^2 (x \in (0, 2)); \quad r(x) = -\frac{x^2}{2} + 6x - 10 (x \in (2, 10)) \quad (1)$$

图 1 横坐标为 CT 图像的 HU 值,纵坐标为图像中对应每个 HU 值的像素个数。对该 CT 图像运用迭代算法求得最佳阈值。在该特例中,图中 B 点即为理想阈值。根据算法规则,当第 $i+1$ 次迭代得到的均值 T_{i+1} 与第 i 次迭代得到的均值 T_i 相等时,终止迭代。现假设 B 点为第 i 次迭代得到的最佳阈值,则下一次迭代阈值计算如下:

$$m_{i+1} = \left(1/\int_A^B g(x)\right) \cdot \int_A^B xg(x)dx \quad (2)$$

$$n_{i+1} = \left(1/\int_B^C r(x)\right) \cdot \int_B^C xr(x)dx \quad (3)$$

由式(2)、式(3)可以得到以 B 为阈值进行分割得到的两类均值分别为 m_{i+1}, n_{i+1} , 第 $i+1$ 次迭代的阈值为 $T_{i+1} = (m_{i+1} + n_{i+1})/2$, 图 1 中对应位置是 AB、BC 的中点 E、F 两点的连线中点处。这和 B 点是不重合的,所以假设错误。

本质上,多次迭代最终得到的阈值是目标点和背景点各自的概率统计期望值在数值上的平均。这种方法在这两部分像素点数量上有较大差异的时候会带来问题。

肺部 CT 图像直方图呈明显的双峰分布,双峰之间的最小谷点即为最优阈值。可用如下算法求得谷点:

首先将直方图处理为等 HU 值间隔的顺序数组 $E(N)$, 间隔值记为 $\Delta\beta$, 并计算得到数组平均值 H_{avr} 。从数组第一个元素 $E(1)$ 开始循环比较数组元素值与其前后元素大小关系得到极大值,循环进行到数组元素值远远小于 H_{avr} (实验中所选参数为 $H_{avr}/20$) 停止循环,此时数组序号为 k 。这一过程中,比较得到的所有极大值,得到最大值 H_{1max} ; 类似地,从最后一个元素 $E(N)$ 开始,向前循环比较得到另一个最大值 H_{2max} , 循环进行到 $E(k)$ 停止。再在两个极大值所对应的数组序号之间循环比较,得到最小的数组元素值对应的序号 k' , k' 与 $\Delta\beta$ 乘积即为所得阈值。

图2是均值迭代法和峰间极值法的分割结果。其中迭代法得到的阈值是544.7963,峰间极值法得到

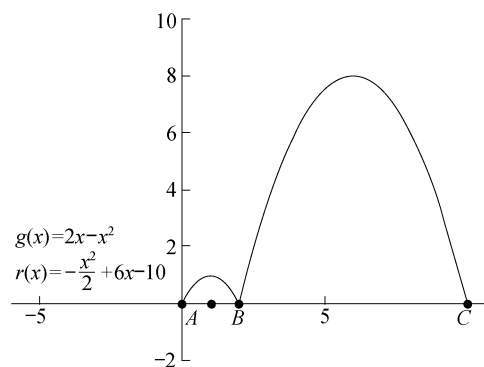


图 1 构造直方图分布函数
Fig. 1 Structural histogram distribution function

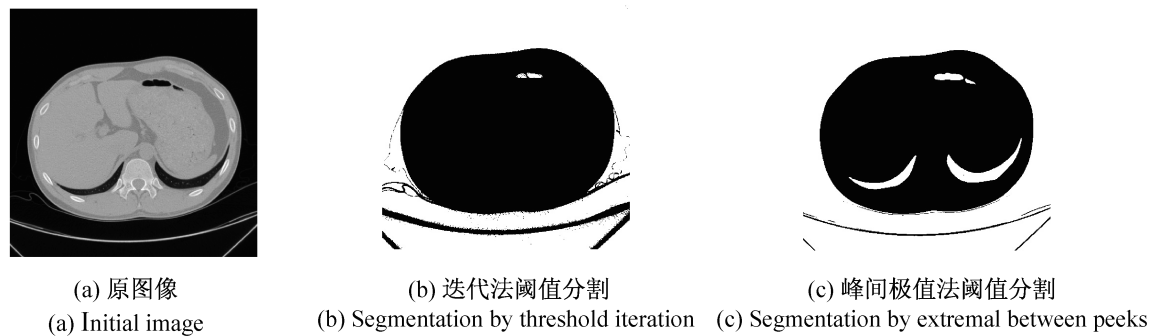


图 2 阈值分割对比
Fig. 2 Comparison of the threshold segmentation means

的阈值为 746(试验 CT 图像中 HU 值范围为 $0\sim 2141$)。

2 肺实质分割算法

2.1 阈值分割

利用上述得到的阈值对 CT 图像进行初步分割,得到的分割结果如图 3 所示。

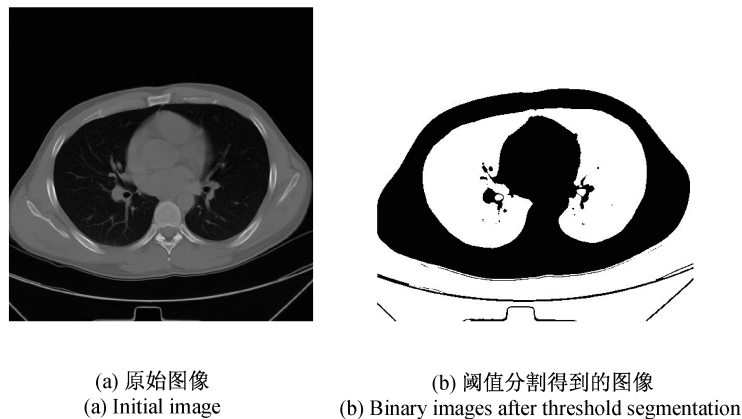


图 3 阈值分割结果

Fig. 3 Threshold segmentation result

2.2 肺部区域低密度噪声的去除

肺部区域存在大量的气管、肺动脉以及肺静脉,里面充满空气、血液、体液等。这些组织的 HU 值和肺部组织的 HU 值之间存在较大差异,用阈值对 CT 图像处理后得到的二值图像中仍存在一些孤立的噪声点,在连通域标记前须予以去除,否则会肺部轮廓留下毛刺。

现利用 5×5 的全 1 矩阵 $R(i, j)$ 作为窗口,进行空间滤波。其阈值分割及去噪结果见图 4。

设 $f_x(i, j)$ 是序列号为 x 的二值图像, i, j 分别为图像的行和列,对二值图像的每一个像素进行判断,若该点值为 0,则在以该点为中心的 5×5 窗口 $W(p, q)$ 内,按照式(4)进行运算:

$$U = R(i, j) \& W(p, q) \quad (4)$$

$$Value = Sum[Sum(U)] \quad (5)$$

式(4)中 $\&$ 为逻辑“与”运算。然后按照式(5)对所有元素值累加,原二值图像点周围的 5×5 的窗口内值为 1 的个数 ($Value$ 值)占到绝大部分时 [$Value \in (12, 24)$], 认为该像素点为噪声点,将该位置处的值进行逻辑“非”操作。

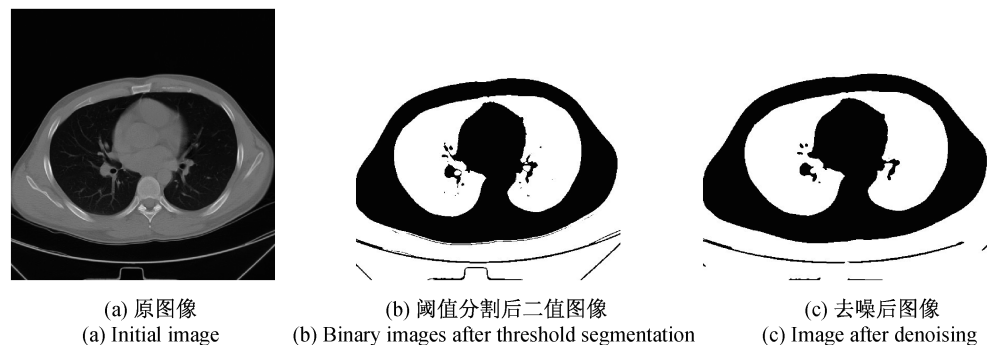


图 4 阈值分割及去噪

Fig. 4 Threshold segmentation and denoising

2.3 连通域标记及内部闭合区域去除

对二值图像进行 4 连通域标记,得到标记矩阵 L 。若左右两肺位于一个连通域,则 L 中最大的(且与

图像边界不相邻)的连通域即为肺部掩模;若左右两肺分别属于两个连通域,则 L 中最大的两个连通域为肺部掩模。为得到左右肺部对应的标记值,可采用如下算法流程:

(a)计算所有连通域面积,通过排序得到最大的两个连通域 Z_1 、 Z_2 ;

(b)计算 Z_1/Z_2 比值,若 $Z_1/Z_2 \gg 1$,则左右两肺位于一个连通域,若 $Z_1/Z_2 \approx 1$,则左右两肺分别属于两个连通域;

(c)据此,根据对应标记值得到对应肺实质区域的二值图像。

图 5 是利用上述算法得到的试验结果。

由于在病人肺部可能存在体积较大的肿瘤或者钙化的结核,在经过上述处理后得到的二值图像中可能会出现较大空洞,这些空洞无法用上述滤波操作去除,文中首先利用形态学的开运算、闭运算对掩模进一步处理^[7],然后对二值掩模图像中的空洞进行填充;以确保肺部图像信息能够全部得到保留。经过这一过程将得到最终掩模。最后用掩模和原图像进行一次条件逻辑操作,分割出肺实质,见图 5(c)。

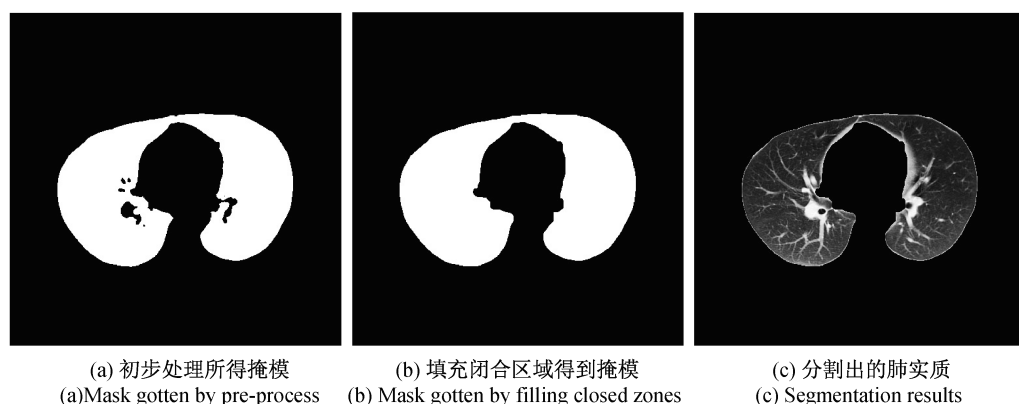


图 5 肺实质分割试验结果图

Fig. 5 Experimental result of lung parenchyma segmentation

3 实验结果及分析

为了验证算法的正确性和有效性,针对从上海某医院采集的 10 组共 377 帧 dicom 格式的临床 CT 图像进行测试。硬件平台为 Intel 四核 CPU Q6600PC 主机,主频 2.4GHz,图像分辨力为 512×512 ,每幅 CT 图像层厚为 2.0mm。算法采用峰间极值法得到阈值,数学形态学处理过程中采用 6×6 的 square 模板。算法在 MatLab 下运行,图像平均处理时间为 0.65s。图 6 中给出了 3 组图像中第 36 层的处理结果。

由实验结果可以看出,提出的算法能够更完整地分割实质进行分割。

4 结 论

提出了一种肺实质分割算法。该算法根据肺部 CT 图像的特点,综合利用了阈值、滤波等方法,利用了连通域面积所隐含的信息,得到左右两肺所对应的连通域,成功分割出肺实质区域。实验证明文中提出的分割 CT 图像肺实质的方法能够很好完成肺实质分割,使得 CT 图像能够迅速得到处理,对病人快速诊断、及时治疗有着重要的意义。

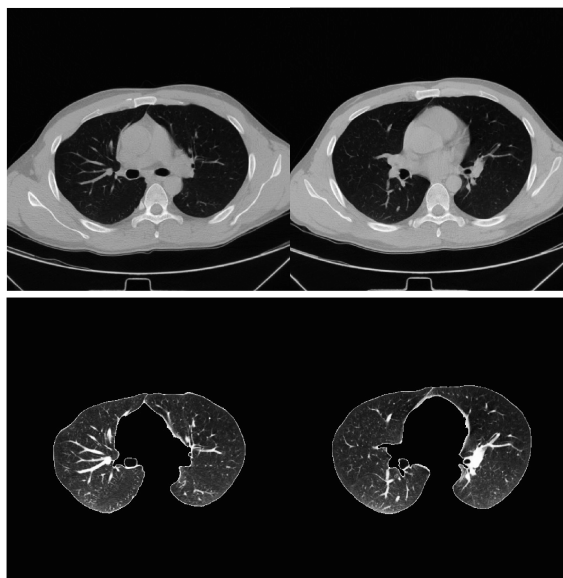
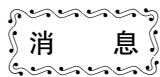


图 6 肺实质分割结果

Fig. 6 Lung parenchyma segmentation results

参考文献:

- [1] GIJBELS I, LAMBERT A, QIU P H. Edge-preserving image denoising and estimation of discontinuous surfaces [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2006, 28(7): 1075—1087.
- [2] TSUJII O, FREEDMAN M, MUN S. Automated segmentation of anatomic regions in chest radiographs using an adaptive-sized hybrid neural network[J]. *Med Phys*, 1998, 25(6): 998—1007.
- [3] KALENDER W A, FICHTE H, BAUTZ W, *et al.* Semiautomatic evaluation procedures for quantitative CT of the lung[J]. *Computer Assist Tomography*, 1991, 15(2): 248—255.
- [4] 陈旭, 庄天戈. 胸部高分辨力CT片中肺实质的自动分割[J]. *上海交通大学学报*, 2002, 36(7): 946—948.
- [5] 耿俊卿, 孙丰荣, 刘泽, 等. 基于自适应形变模型的胸部CT图像肺组织分割[J]. *系统仿真学报*, 2007, 19(23): 5419—5422.
- [6] 吴龙海, 周荷琴, 张鹿, 等. 从CT图像中自动分割出肺部区域的算法研究[J]. *航天医学与医学工程*, 2008, 21(5): 425—429.
- [7] 陈旭, 庄天戈. 胸部高分辨力CT片中肺实质的自动分割[J]. *上海交通大学学报*, 2002, 36(7): 946—948.



激光驱动电子运动可绘制原子全息图 有助于发展超快光电子能谱学

全息摄影术通常让人想到艺术性的三维图像,但它也能广泛用于多种领域。据美国物理学家组织网1月6日报道,在最新研究中,一个由荷兰、德国和法国等多国科研人员组成的研究团队,通过激光驱动电子运动,建立了原子全息图。该技术有助于发展超快光电子能谱学,将来这种全息图像能让科学家以更直接的方式研究分子结构。相关论文发表在近日出版的《科学快讯》上。

“我们在实验中证明,将一个电子从分子中电离出来,利用激光场可改变电子相对于分子的方向。”论文合著者、就职于荷兰国家原子和分子物理研究所以及德国马克斯·玻恩研究院的马克·瑞金说。

在实验中,研究人员向一个原子或分子发射一束致密的红外激光,使原子或分子电离释放出一个电子,激光场驱动自由电子在离子周围来回做震荡运动。有时电子会和离子相撞,就在极短时间内爆发出辐射能量。

由于电子运动完全相干,就意味着它总是处于同样的相位,研究人员认为,这样就可以利用全息技术来记录离子和电子的信息。制作全息电子图像的关键是观察到相干波(由电子发出的波,不会影响离子)和信号波(由离子散射的波,可作为描述离子结构的编码信息)之间的干涉。当仪器探测到相干波和信号波之间发生了干涉,电子和离子的编码信息就被储存下来,并可在未来得以再现。研究人员解释说,这样生成的图像就是原子利用自身电子而产生的全息图。

研究人员还通过一种理论模型来模拟这种测量,证明了全息图能存储电子和离子的空间及时间信息。如将来能利用这种全息结构技术开发出一种全新的超快光电子能谱仪,科学家就能直接以阿秒(10^{-18} s)的时间分辨力测量电子和离子运动,这种功能对于从最基本层面理解化学反应非常有用,尤其是那些用其他方法很难研究的分子。

(摘自《科技日报》)