论著

文章编号:1000-5404(2011)11-1170-04

MRI胸腔图像中肺组织的自动分割

杨维萍[1],罗洪艳[1],张绍祥[2],吴 毅[2],胡 南[1],潘进洪[3] (400044 重庆,重庆大学生物工程学院[1];400038 重庆,第三军医大学:基础医学部解剖学教研室,重庆市数字医学研究所[2],西南医院全军泌尿外科研究所[3])

【摘要】 **目的** 探讨实现MRI胸腔图像中肺组织自动分割的方法。**方法** 基于MRI胸腔图像,首先对整套图像数据集进行预处理,以增强图像中肺组织区域和周围组织的对比度。采用由粗到细的肺组织自动分割算法。该算法先采用阈值法分割出粗略的肺实质,然后通过标记连通区域统一背景,最后利用形态学的方法平滑肺边缘、填补肺区内的细小缺失并去掉黏连的气管及主支气管。**结果** 自动分割的肺组织边缘轮廓清晰,与原图基本吻合,而且与手工分割结果的一致性较好。各时相点的平均DSI系数均超过89%,可视为有效分割。**结论** 该算法能准确有效的自动分割出一个呼吸周期中不同时相点的MRI胸腔图像序列中的肺组织。

【关键词】 MRI;肺组织;分割;连通标记;形态学
【中图法分类号】 R445.2;R816.4;TP391.41 【文献标志码】 A

Automatic segmentation of lung tissue in thoracic MRI images

Yang Weiping[1], Luo Hongyan[1], Zhang Shaoxiang[2], Wu Yi[2], Hu Nan[1], Pan Jinhong[3] ([1]Bioengineering College, Chongqing University, Chongqing, 400044; [2]Department of Anatomy, College of Basic Medical Sciences, [3]Department of Urological Surgery, Southwest Hospital, Third Military Medical University, Chongqing, 400038, China)

【**Abstract**】 **Objective** To investigate on the possibility of automatic segmentation of lung tissue in the thoracic MRI images. **Methods** According to the features of thoracic MRI images, an algorithm for the segmentation of lung tissue was proposed. It was characterized by the initial rough segmentation and then followed by fine segmentation. Initially, the region of lung tissue was extracted roughly in the threshold method. Then the background was unified by means of the connected region labeling. Finally, the morphological method was adopted to smooth the edge of the segmented lung tissue, fill the internal small defects and remove the attached trachea as well as main bronchus. **Results** The edges of the automatically segmented lung tissues in all images were distinct and almost matched the original ones. The results were also consistent with the manually segmented ones. The average dice similarity index was beyond 89%, and could be identified as effective segmentation. **Conclusion** The algorithm is accurate and valid for automatic segmentation of lung tissue in the thoracic MRI images collected at different instants in a respiratory cycle.

【**Key words**】 MRI; lung tissue; segmentation; connected region labeling; morphology

Supported by the National Natural Science Foundation of China (60871099, 30900323). Corresponding author: Luo Hongyan, Tel: 86-23-65111931, E-mail: cqu_lhy@163.com; Zhang Shaoxiang, Tel: 86-23-68752005, E-mail: zhangsx@mail.tnnu.com.cn

在肺部疾病的计算机辅助诊断及放疗中,常常会由于呼吸运动导致病变区域的定位不准确,而建立精确的肺部运动仿真模型以提供更为合理的影像学依据[1-2]是解决这一问题的有效途径。肺部运动仿真模型的建立,首先需要采集至少包含一个呼吸周期(多个时刻点)的胸腔断面图像,然后从中分割出肺部结构,再重建出各时刻点肺部的三维模型,进而进行运动仿真分析[3]。而准确的肺部结构分割无疑是建模的基础。众所周知,用于胸腔及肺的四维建模数据最好是采用带呼吸门控的CT进行采集[4-6],但由于在重庆地区各大医院尚不具备带有全套呼吸门控的CT设备,因此本研究中采取对志愿者先行呼吸训练后采集其数据的方式。考虑到训练及采集的过程需要反复多次进行,如果采用CT,志愿者将长时间的受到X射线的照射,着眼于志愿者健康,最终采用了MRI进行图像采集。目前,对于CT图像中肺实质的自动分割技术研究较为普遍[7-10],但对MRI图像中肺组织的自动分割算法的研究还鲜有报道。因此,本研究针对MRI

【基金项目】 国家自然科学基金(60871099,30900323),中央高校基本科研业务费资助(CDJXS10231122),重庆市科技攻关项目(CSTC2010AC2025)
【通信作者】 罗洪艳,电话:(023)65111931,E-mail:cqu_lhy@163.com
张绍祥,电话:(023)68752005,E-mail:zhangsx@mail.tnnu.com.cn

胸腔图片的特点,综合运用阈值分割、连通域标记、形态学等多种图像处理技术,提出了一种先分割出粗略的肺实质,再进行肺边缘平滑、肺区内细小缺失的填补、黏连气管及主支气管去除等细节处理的肺组织自动分割算法,并通过与手工分割结果的定性、定量比较验证了算法的准确性。

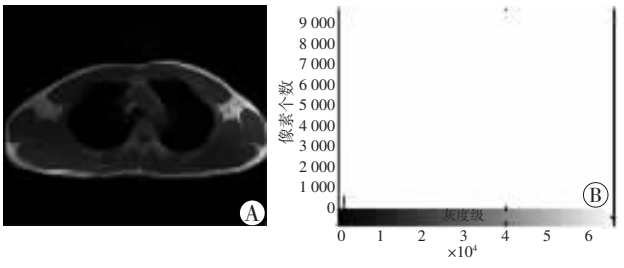
1　资料与方法

1.1　材料来源

采用由第三军医大学提供的 1 名 29 岁、无肺部疾病史的健康男性在一个呼吸周期中 4 个时相点(最大呼气、1 s 吸气、最大吸气和 1 s 呼气)的 MRI 胸腔图像集作为实验材料。图像格式为 DICOM。每个时相点的图像集分别包括 26 张图片,相邻图片层间距为 1.2 cm,图像分辨率为 320×270,图像集编号均从 001~026。

1.2　方法

在 MRI 影像中,各组织以不同的灰度显示,但其反映的是 MRI 信号强度的不同或弛豫时间 T_1 与 T_2 的长短,而非 CT 图像中灰度所反映的组织密度。从图 1A 所示的 MRI 胸腔原始图像(最大呼气时刻-010)中可以看出,肺组织和肌肉的颜色十分接近,造成肺组织区域的边缘不太明显。这也是 MRI 胸腔序列层片图像的共同特点。同时,由于层片位置的不同,肺组织的轮廓形态有很大差异,而且部分层片中肺组织外部黏连气管或主支气管,因而肺组织分割在不同层片受到的干扰不同。根据肺组织的上述特点,这里提出了一种首先对整套图像数据集进行预处理,以增强图像中肺组织区域和周围组织的对比度,再由粗到细分割肺组织的算法。所谓粗是指利用不同层片肺组织的相同点得到初步分割结果;而细则是根据差异点对不同层面图像进行修正,以达到分割肺组织的目的。具体的算法流程如下:图像预处理→阈值分割→连通标记→形态学处理→位置映射。



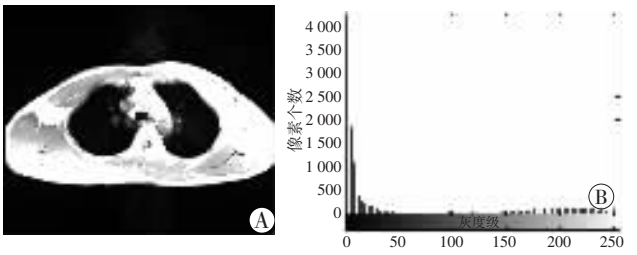
A:原始图像;B:直方图

图 1　MRI 原始胸腔图像及其直方图(最大呼气-010)

1.2.1　图像预处理　　通过分析 MRI 胸腔原始图像的直方图(图 1B)可见 MRI 胸腔图像的灰度级动态范围很小,因而可采取减小图像的整体灰度级后再进行直方图均衡化的方法进行预处理。为了确保原图的信息不失真,将其灰度级进行线性缩小,具体公式如下:

$$I(x,y)=\frac{255}{\max[I_0(x,y)]-\min[I_0(x,y)]}\times I_0(x,y)$$

其中 $I_0(xy)$ 为原始图像中坐标 (x,y) 处的灰度值,$I(x,y)$ 为处理后该坐标的灰度值。将图像经上述公式转化后进行直方图均衡化,结果见图 2。与原始图像相比,预处理后的图像对比度明显增强,可以较为明显的分辨出肺组织的大体轮廓。



A:预处理后图像;B:预处理后图像的直方图

图 2　经预处理后的胸腔 MRI 图像及其直方图(最大呼气-010)

1.2.2　阈值分割　　预处理后,胸腔及肺组织的轮廓已较为清晰,进一步采用阈值分割技术即可将其粗略提取出来。图 2B 给出了预处理后图像的直方图,图中存在 2 个波峰,第 1 个波峰比较陡峭且幅度值较大,第 2 个波峰较平滑且幅度值较小,而图像的灰度级范围主要集中在这两个波峰区域,即 0~50 和 150~255。由于肺区域与胸腔图像背景的灰度很相似,因此在 0~50 的灰度级范围中,包括了肺区域和背景区域;而在 150~255 之间,主要反映的非肺区域的组织,其所占的像素点比较少,因此其幅度值比较小。采用 Matlab 中的 graythresh 函数可确定分割阈值为 0.474 5,分割结果见图 3A。肺组织的轮廓较粗糙,且图像中还存在整个胸腔的轮廓。

1.2.3　连通标记　　经阈值分割后,图像中目标肺组织区域和胸腔外区域都为黑色,中间白色为胸腔内非肺区域(图 3)。就目标肺组织区域而言,胸腔内非肺区域和胸腔外黑色区域皆为背景。为了统一这两种背景的颜色,首先将图像进行反色,使得目标肺组织区域为白色,再进行二值图像连通标记。标记的原则如下:二值图像中值为 0 的区域(对应于反色后图像中的胸腔内非肺区域)作为背景,不予标记;值为 1 的区域(对应于反色后图像中的目标肺组织区域和胸腔外区域)进行连通标记,并从数值 1 开始计数,即标记 1 为第 1 个连通区域,标记 2 为第 2 个连通区域,以此类推。由于反色后胸腔外区域是第 1 个连通区域,所以其标记为 1,而目标肺组织区域的标记值均大于 1。再将所有标记为 1 的像素点(即非肺区域)对应的原二值图像处赋值成 0,标记值大于 1 的像素点(即目标肺区域)对应的原二值图像处赋值成 1。经上述处理的结果见图 3,达到了除去胸腔内非肺区域、统一背景的目的。

1.2.4　形态学处理　　由图 3 可进一步看出,经统一背景处理后,背景区域仍存在一些干扰,同时肺组织区域也存在细小的孔洞且边缘轮廓粗糙。而形态学中的开运算和闭运算可以除去特定图像细节,同时保证不产生全局的几何失真。其中开运算可去掉图像总的细小毛刺、孤立点和凸出部分,使得图像更加平滑,而闭运算主要去掉的是图像上的小孔和凹部[11]。因此这里结合形态学中的这两种运算以达到更好的分割效果。在形态学处理中,结构元素的选取将直接影响图像处理的效果,但其选取又无特定的方法,大多数情况根据经验和反复测试进行选取[12-14]。通过大量实验测试,最终根据各层片图像中肺组织外是否黏连气管或主支气管,确定不同的结构元素及相应处理过程,具体描述如下:①肺外部黏连气管或主支气管,首先经半径为 2 的结构元素进行开运算,以除去背景干扰;再

采用半径为4的结构元素进行闭运算,以除去肺组织区域的空洞;最后采用半径为6的结构元素进行开运算,以除去位于肺组织外的气管或主支气管。图3C给出了一张这类层片图像(最大呼气-010)经形态学处理的结果。从图中可以看出基本去掉了背景中干扰、肺组织区域的空洞以及外部黏连的气管。②肺外部未黏连气管或主支气管,首先经半径为1的结构元素进行开运算,除去背景干扰;再采用半径为6的结构元素进行闭运算,除去肺组织区域内的空洞。由于这一类层片中有些肺组织边缘变化较剧烈,因此采用了较小半径的开运算除去背景干扰的同时保证变化剧烈处的边缘不被过分丢失。

1.2.5 位置映射 将上述处理后所得的二值图像与原始图片相与,即可实现位置映射,分割出肺组织。

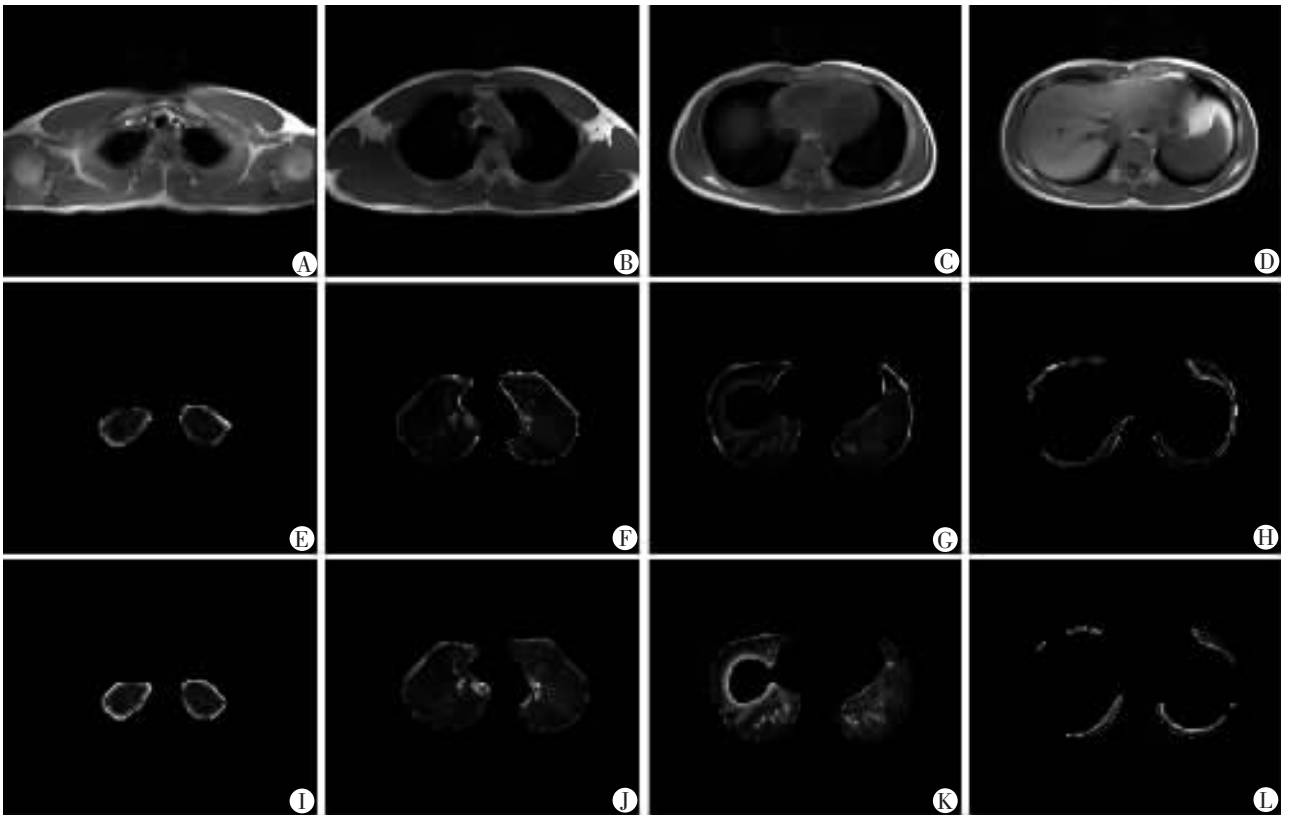
2 结果

上述基于MRI图像的肺组织分割算法在Matlab中编程实现,并应用于4个时相点的胸腔图像集中的肺组织自动分割。图4所示为不同时相点的典型层片的原始图像、自动分割结果和影像诊断医师的手工分割结果。可见不同层片上自动分割的肺组织在轮廓形态上与对应的原始图像吻合较好,边缘定位准确,没有多余外围组织的残留。而与手工分割结果相比,两者的肺组织信息基本一致。只是在肺组织区域过小或过于狭长的层片中,自动分割的肺组织可能出现过分割或断裂(图4)的现象。上述现象分别仅限于不同时相点的胸腔图像序列中靠前的2张(编号001-002)和靠后的2张(编号025-026)层片中。



A:阈值分割结果(①为肺组织区域);B:经连通标记处理后的结果;C:形态学处理结果

图3 胸腔MRI图像连通标记各步骤处理结果 (最大呼气-010)



A:最大吸气-005原图;B:最大呼气-010原图;C:1 s呼气-019原图;D:1 s吸气-025原图;E:最大吸气-005手工分割图;F:最大呼气-010手工分割图;G:1 s呼气-019手工分割图;H:1 s吸气-025手工分割图;I:最大吸气-005自动分割图;J:最大呼气-010自动分割图;K:1 s呼气-019自动分割图;L:1 s吸气-025自动分割图

图4 MRI典型层片的肺组织分割结果

除沿用常规的基于视觉观察进行分割效果的定性分析外，这里进一步引入DSI(dice similarity index)[15]系数进行量化分析。DSI系数是一种衡量自动分割与手工分割符合程度的量化系数，定义为自动分割与手动分割结果中目标区域的交集与两者并集之百分比的两倍。DSI系数越高说明与手工分割越接近，分割越准确，如果分割结果的DSI系数大于70%，则认为与手工分割结果的一致性较好，属于有效性分割[16]。通过计算获得不同时相点中各层片自动分割结果的DSI系数，最高的达到94.67%（如最大呼气-010层片），最低的也达到73.93%（如1 s吸气-025层片）。各时相点的平均DSI系数如下：最大吸气时90.20%，1 s呼气时89.39%，最大呼气时90.87%，1 s吸气时90.35%，均超过89%，因此可视为有效分割。

3 讨论

核磁共振成像通常不作为肺部的常规检查手段，主要是由于目前MRI尚难以清晰显示肺内部的细微结构特征及细节信息，不利于肺部病灶的检查[17]。随着核磁共振快速成像技术的发展，并结合肺实质灌注与肺部血管造影等技术，MRI检查在肺部疾病诊断方面的临床应用将越来越广泛[17-18]。而准确分割MRI胸腔图像序列中的肺组织，是进行肺功能定量分析及相关病灶分析的前提。由于MRI胸腔图像中肺组织与周围组织的颜色差异不大，仅凭视觉观察的手工分割有时很难准确界定肺组织的边界，且手工分割的准确度与操作者的影像知识和分割经验有很大关系。相比之下，自动分割是计算机根据算法设计自行完成，分割过程几乎不存在人工干预，在分割速度与分割结果的客观性上都更具优势。

本研究以MRI胸腔图像为研究对象，通过分析其与CT图像的不同，并总结其中肺组织的特点，确定了对MRI胸腔图像中肺组织的自动分割的初步算法，实验结果证明了该算法的有效性。总结文中算法主要具有以下特点：①针对MRI胸腔图像特点，对图像灰度级的动态范围进行了缩小，更好的实现了肺组织区域和周围组织的对比度增强；②通过阈值分割与标记连通区域统一背景区域的颜色，简单高效地实现了肺组织的粗分割；③采用不同结构元素对图像进行形态学开闭运算，在保证不产生全局性几何失真的同时达到去噪、去空洞、去外部黏连的气管及主支气管的目的，以这样的细分割弥补了之前粗分割的不足。该算法着眼于MRI胸腔图像的普遍特点，可用于不同个体的MRI胸腔图像中肺组织的准确快速分割，从而实现肺模型的快速重建，对于肺运动规律的统计学研究与动态仿真分析有重要意义，同时也为MRI图像中其他组织的自动分割提供了借鉴。当然本研究中所述算法仍存在不足，主要表现在对于MRI胸腔图像序列中靠前和靠后的少数几张层片的分割结果与手工分割有一定差异。其原因在于这些层片中肺组织的区域过小或过于狭长，易造成肺组织过分割或断裂，这也在一定程度上说明了本算法对于细小区域的分割还有一定缺陷，有待后续研究进一步的改进和完善。

参考文献：

[1] 杨克柽，余晓锣，张书旭，等. 三维CT图像的运动伪影[J]. 实用放射学杂志，2006，22(9)：1134-1136.
[2] 张居营，徐榭，石成玉. 四维动态数字人体模型的开发及其在放疗计划中评估器官呼吸运动影响的研究[J]. 中国医学影像技术，2006，22(9)：1301-1305.
[3] Garrity J M，Segars W P，Knisley S B，*et al*. Development of a dynamic model for the lung lobes and airway tree in the NCAT phantom[J]. IEEE Transactions On Nuclear Science，2003，50(3)：378-383.
[4] Begemann P G，van-Stevendaal U，Manzke R，*et al*. Evaluation of spatial and temporal resolution for ECG-gated 16-row multidetector CT using a dynamic cardiac phantom[J]. Eur Radiol，2005，15(5)：1015-1026.
[5] Begemann P G，van-Stevendaal U，Koester R，*et al*. Evaluation of the influence of acquisition and reconstruction parameters for 16-row multidetector CT on coronary calcium scoring using a stationary and dynamic cardiac phantom[J]. Eur Radiol，2007，17(8)：1985-1994.
[6] King M，Rodgers Z，Giger M L，*et al*. Computerized method for evaluating diagnostic image quality of calcified plaque images in cardiac CT：validation on a physical dynamic cardiac phantom[J]. Med Phys，2010，37(11)：5777-5786.
[7] 孟琭，赵大哲，贾同，等. 一种改进的CT胸部图像肺组织分割方法[J]. 东北大学学报：自然科学版，2009，30(2)：187-190.
[8] 邹耀斌，高辉. 区域生长算法进行肺的CT图像分割[J]. 电脑编程技巧与维护，2009，(3)：66-68，79.
[9] 周颖玥，冯焕清，李传富，等. 一种从胸HRCT图像序列分割肺的自动化方法[J]. 北京生物医学工程，2008，27(1)：6-10.
[10] 曹蕾，占杰，余晓锣，等. 基于自动阈值的CT图像快速肺实质分割算法[J]. 计算机工程与应用，2008，44(12)：178-181.
[11] 范立南，韩晓微，张广渊. 图像处理与模式识别[M]. 北京：科学出版社，2007：61.
[12] 林世毅，苏广川，陈东，等. 基于小波变换和数学形态学的边缘检测法[J]. 仪器仪表学报，2004，25(4增刊)：685-687.
[13] 林卉，杜培军，舒宁，等. 基于多结构元素的数学形态学的遥感图像边缘检测方法[J]. 遥感技术与应用，2004，19(2)：114-118.
[14] 刘帆. 基于自适应滤波和多结构元素形态学的图像边缘检测[J]. 内江科技，2008，(4)：94-95.
[15] Cai X，Hou Y，Li C，*et al*. Evaluation of two segmentation methods on MRI brain tissue structures[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc，2006，1：3029-3032.
[16] Zijdenbos A P，Dawant B M，Margolin R A，*et al*. Morphometric analysis of white matter lesions in MR images：method and validation[J]. IEEE Trans Med Imag，1994，13(4)：716-724.
[17] 贾守勤，尚延海，赵斌. 肺结节的影像学研究进展[J]. 医学影像学杂志，2009，19(2)：230-233.
[18] 赵静，郭启勇，郭峰，等. 孤立性肺结节磁共振增强类型与病理的对比研究[J]. 临床放射学杂志，1999，18(7)：402-406.

（收稿 2010-11-03 修回 2010-12-14）
（编辑 汪勤俭）