

# 基于动态自适应体素生长的肺部 CT 图像 3 维分割算法

翟伟明<sup>1)</sup> 胡成文<sup>1)</sup> 张伟宏<sup>2)</sup> 牟文斌<sup>2)</sup> 赵雁南<sup>1)</sup> 贾培发<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>(清华大学智能技术与系统国家重点实验室,北京 100084) <sup>2)</sup>(北京协和医院放射科,北京 100730)

**摘要** 为了解决传统体素生长算法中容易产生分割泄漏问题以及左右肺分离的难题,提出了一种动态自适应的体素生长算法,用于对肺部 CT 图像进行 3 维分割。该算法采用了半侧肺预分割的方式,并针对分割区域的局部统计信息动态调整分割参数,有效地避免了分割泄漏,并在准确度和鲁棒性方面得到了很大的改进,而且能够应用于纯 3 维环境的自动分割。该算法通过对多组实验数据,包括健康人和不同类型肺病患者的肺部 CT 图像进行试验,取得了良好的效果,为肺部组织的定量计算以及临床应用提供了可靠的基础。

**关键词** 3 维医学图像分割 动态体素生长算法 肺部 CT 图像

**中图分类号:** TP391.41 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-8961(2005)10-1269-06

## A Dynamic Adaptive 3D Voxel-growing Segmentation Algorithm for Pulmonary CT Images

ZHAI Wei-ming<sup>1)</sup>, HU Cheng-wen<sup>1)</sup>, ZHANG Wei-hong<sup>2)</sup>, MOU Wen-bin<sup>2)</sup>,  
ZHAO Yan-nan<sup>1)</sup>, JIA Pei-fa<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>(State Key Laboratory of Intelligent Technology and Systems, Tsinghua University, Beijing 100084)

<sup>2)</sup>(Radiology Department, Peiking Union Medical College Hospital, Beijing 100730)

**Abstract** A novel algorithm based on dynamic adaptive voxel-growing method is proposed to segment 3D CT pulmonary volumes. It selects the optimal parameters for segmentation by dynamically adjusting statistical information about previous segmented regions. To avoid the disadvantage of leaking during segmentation with the conventional voxel-growing based methods, it adopts a process to mutually utilize segment results between both of lateral lung leaves, which in turn benefit the discriminative segmentation on left and right lung leaves. Compared with conventional algorithms, the accuracy and robustness of segmentation are enhanced, and still this algorithm has the advantage of pure 3D processing ability. Groups of experimental data is verified with this algorithm, including data about the healthy people and types of patients with lung diseases. Results are effective, which imply that this algorithm is potentially valid for future clinical diagnosis applications.

**Keywords** 3D medical image segmentation, dynamic voxel-growing, pulmonary CT image

## 1 引言

CT 图像在肺部医学成像中应用最为广泛,它能够在提供高解析度图像的同时,为肺部与周边组织之间提供很高的对比度。肺部 CT 图像广泛用于肺

组织密度分析<sup>[1]</sup>、气管分析<sup>[2]</sup>、肺组织建模与可视化以及医疗诊断<sup>[3]</sup>。而所有这些工作的共同前提就是肺部图像的分割问题。随着医疗设备的不断进步,临床应用中自动化程度更高,速度更快,精度更准的肺部图像分割算法<sup>[4,5]</sup>的需求也在不断增加;但是由于图像的多变性以及各种特殊情况的影

基金项目:国家自然科学基金项目(30100174)

收稿日期:2004-11-28; 改回日期:2005-04-13

第一作者简介:翟伟明(1980 - ),男。2002 年于上海交通大学计算机系获学士学位,现为清华大学智能技术与系统国家重点实验室博士研究生。主要研究方向为医学图像处理、智能机器人、计算机视觉。E-mail:wmzhai02@mails.tsinghua.edu.cn

响,自动分割成为了一项非常具有挑战性的工作,在大多数场合下难以完全做到自动分割,人们总是寻求在尽可能少的人工干预之下有更好的分割结果。

人们已经研究出了一系列肺部 CT 图像的分割算法<sup>[6-12]</sup>,所有这些算法共同面临的一个难题是左右肺的区分问题,如图版 I 图 1 所示,左右肺的交界处在某些地方会显得非常模糊,一般算法很难加以很好的区分。文献[6]采用手工勾勒的方式来寻找左右肺的边界,文献[7]、[12]采用了 2D 边界跟踪的方法,另外以动态规划的方式来寻找左右肺的边界的算法在文献[4]、[5]中获得应用。这些方法或者需要过多的人机交互,或者实现起来过于繁琐而导致系统鲁棒性降低,而且它们均属于 2D 算法,不能直接针对 3 维数据进行分割。

为此提出了一种基于动态自适应体素生长的肺部图像分割算法,它不仅在处理上直接针对 3 维数据进行完全意义上的 3 维分割,而且在分割精度上较原有算法有较大提高。

该算法使用符合 DICOM3 标准的高解析度 3 维 CT 图像作为数据源,所有算法均针对 3 维体数据(volume)直接操作。在医学图像处理中,体数据是由若干个体积相同的长方体组成的 3 维数据集,它的每一个元素称之为体素(voxel)。体数据是位图概念在 3 维空间的推广,就像 2 维的位图(Bitmap)由像素组成一样,3 维体数据由均匀分布的体素组成。

该算法中主要涉及到的体数据集有 3 个,首先是原始数据的 3 维 DICOM 体数据集,它保存着每个体素的 DICOM 值,取值范围为 $[-1000 \sim 1000]$ 的整数。分割结果的数据存放于结果体数据集中,它的每个体素中保存着分割结果所属类别的标记。此外,作为中间临时数据的灰度体数据在分割算法中起着至关重要的作用,它是由 DICOM 体数据经过窗位变化获得的,并综合考虑了分割结果体数据中已有分割成果对当前分割的影响。

## 2 肺部分割算法

由于肺部的 CT 值相对其周围组织来说具有较高的对比度,一般的体素增长算法往往可以直接把整个肺部轮廓从 CT 图中分割出来,但是对于左右肺以及气管的进一步细分,则通常会产生如图版 I 图 1 所示的泄漏现象,在分割某一侧肺的时候将

另外一侧误加入分割区域,从而导致了左右肺难以分离的问题。泄漏现象在 3 维分割中尤为显著,因为每个体素的 26 个相邻体素都可能成为泄漏发生的通道。

本文提出的算法主要基于肺部图像的特有特征,针对泄漏现象做了特定的处理。其基本思想在于,在分割某一个组织的时候,通过预分割的方式事先将可能产生泄漏的区域从分割数据源中去除,从而有效地防止不同组织之间的泄漏现象,精确地进行左右肺以及气管的分割。

具体来说,在分割左肺的时候,可以预先把右肺的大致区域从数据源中除去,从而避免了左肺向右肺的分割泄漏,而在分割右肺的时候,也可以预先从数据源中除去左肺。这一过程主要依赖于本算法中的半侧肺部预分割过程,而这一步正是整个算法得以成功的关键。

算法流程如图 1 所示。

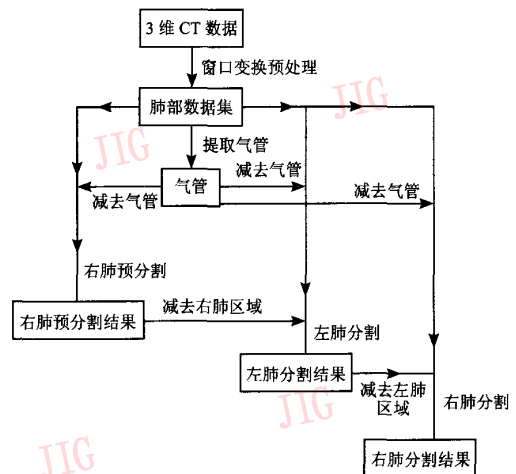


图 1 算法流程

Fig. 1 Algorithm flow chart

具体步骤如下:

(1) 预处理 作为本算法的输入数据, DICOM 文件中保存的是每个体素的 CT 值(在  $-1000\text{HU}$  和  $1000\text{HU}$  之间),首先需要将它转化为灰度值进行处理。由于大多数肺部组织的 CT 值范围介于  $-1000\text{HU}$  和  $-400\text{HU}$  之间,这里使用窗位窗宽分别为  $-700\text{HU}$  和  $1000\text{HU}$  的窗口变化将 CT 值转化为灰度值。

(2) 气管分割 作为连接左右肺的通道,气管往往是产生泄漏现象的主要途径,所以必须首先将

气管分割出来并且从原始体数据中剥离。本算法通过采用逐层统计的体素生长算法有效地将气管提取出来。

(3)右肺预分割 为了防止分割泄漏现象,可以预先将右肺的大致区域粗略地分割出来,并在总的区域中减去这块区域,这样就可以避免左肺分割时向右肺泄漏的现象。

(4)左肺分割 通过对气管和右肺大致区域的清除,就可以精确地对左肺进行分割,这时使用简单的体素增长算法就可以取得很好的结果,而不会产生泄漏现象。

(5)右肺分割 左肺分割完毕以后,将其从分割区域中去除,便可以正式地重新分割右肺,这次分割同样也不会产生泄漏现象。

### 2.1 气管分割

根据人体解剖学的知识,左右肺部之所以产生相互泄漏现象,主要是因为有两个泄漏通道的存在。一个是左右肺之间界限模糊的区域,这部分可以通过预分割的方式加以避免;另一个是通过气管造成的,气管(trachea)通过支气管(bronchi)与左右肺相连,而当体素填充算法作用于左右肺中的任一半侧时,往往通过气管这一特殊的通道生长到另一半侧。所以在正式分割肺部结构之前,必须分割出气管结构,并将这部分区域从肺部分割的数据源中清除。

采用逐层生长与逐层统计的方式来提取气管结构。首先将种子点设置在气管最上方一层,然后自上而下反复从当前生长区域相邻的体素中选取适合一定阈值范围的体素加到当前分割区域,并及时统计当前片层所生长的体素数。按照人体的实际结构,生长时气管将通过两侧的支气管与肺部相连,在这种连接发生之前,每层的分割得到的体素数比较固定;而一旦发生连接,当前片层中所分割的体素数会急剧上升。可把这种情况作为填充算法终止的条件,从而有效地将气管分割出来。

### 2.2 自适应 3 维体素生长算法

在医学图像分割领域,基于当前区域统计量的 3 维体素生长算法<sup>[13]</sup>往往能够取得很好的效果。该算法采用了多次迭代的方式进行动态体素生长。相对于传统的体素生长和阈值分割算法,它可以根据当前区域的局部统计特性自适应地动态调整每一次迭代的最优阈值范围,从而加强了系统的鲁棒性与实用性。

3 维体素生长算法的输入为一个种子点  $s$ , 以及

一个决定生长速度的生长因子  $\theta$ , 算法的步骤如下:

(1)将 3 维空间中与种子点相邻的 26 个体素作为初始区域  $D_0$ , 并算出本区域内的体素均值  $m_0$  和方差  $\sigma_0$ ;

(2)在第  $n$  次迭代中,根据前一次迭代的均值  $m_{n-1}$  和方差  $\sigma_{n-1}$  计算新的阈值范围

$$\Omega_n = [m_{n-1} - \theta\sigma_{n-1}, m_{n-1} + \theta\sigma_{n-1}] \quad (1)$$

(3)根据  $\Omega_n$  和  $\Pi_{n-1}$  计算新的区域  $\Pi_n$ , 它由与  $\Pi_{n-1}$  相连通且满足阈值条件  $\Omega_n$  的体素组成;

(4)计算新区域  $\Pi_n$  的均值  $m_n$  和方差  $\sigma_n$ ;

(5)重复步骤 2~4, 直至范围不再扩大, 或者迭代次数达到一个预先设定的值。

该算法中生长因子  $\theta$  对于整个算法的效果有着直接的影响。 $\theta$  越大, 分割的区域越充分, 但是很可能导致分割泄漏等过分割现象; 而  $\theta$  越小, 越容易造成分割不足。后面的动态调整算法即用于自动选择一个适当的生长因子, 以达到最佳的分割效果。

本文进行的左右肺分割以及预分割都将使用该算法作为基本构成单元。

### 2.3 右肺预分割

通过分析肺部 CT 图像的特征可以发现, 左右半肺在某些情况下很难加以区分, 在肺气肿患者的肺部尤为显著。在这种情况下, 使用单纯的体素增长算法来分割左右半肺往往不能够取得令人满意的效果, 因为如果将生长因子设得过大, 则泄漏现象非常明显; 而生长因子过小, 虽然能限制单边生长, 但生长会很充分, 这样的结果不能作为最终分割的结果。

采用半侧肺预分割的方法来解决上述问题。算法的思路是首先对右肺进行预分割, 选择一个不会产生泄漏现象的尽可能大的生长因子分割出右肺的轮廓, 接下来的左肺分割将此预分割的右肺部分从数据集中清除, 这样就打断了两肺之间的泄漏通道, 从而针对左肺就可以选取比较大的生长因子进行充分的分割。

上述算法中对右肺预分割的一个关键问题是, 如何选取一个合适的生长因子  $\theta$ , 从而在不产生泄漏的前提下最大程度地完成对右肺的预分割与覆盖。采用基于体数据分割结果统计特性自动选取生长因子的方法, 针对一个特定的图像数据, 随着生长因子  $\theta$  的增长, 分割结果中体素的体积也会随之增长(图 2 和图 3), 但在不同范围内, 这种增长的程度是不同的, 并且在某个临界部位会产生一个突变现

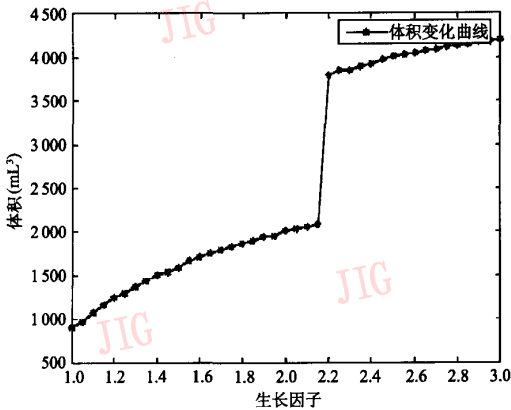


图 2 吸气相变化曲线  
Fig. 2 Inspiration curve

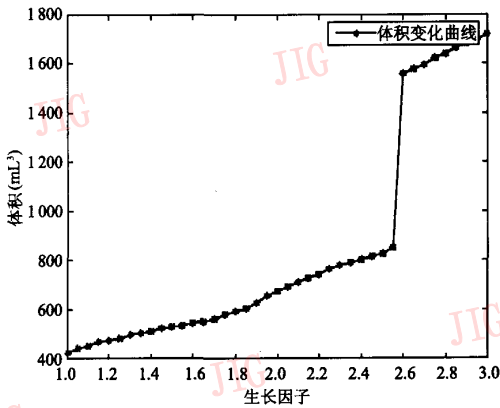


图 3 呼气相变化曲线  
Fig. 3 Expiration curve

象,导致体积增长一倍左右,这个突变点正是分割泄漏发生的临界值,从而可以通过选取略小于阶跃点的值作为最优分割的生长因子来完成预分割过程。

Dirk Selle<sup>[14]</sup>在肝部血管分割中利用了类似的方法进行血管分割最优阈值的选取。

根据图 2、图 3 曲线的特征,算法采用了基于人体肺部体积数据的回归方程以及二分查找的方法来寻求最优值,步骤流程如下:

(1) 选取两个边界增长因子  $\theta_{right}$  和  $\theta_{left}$ , 其中  $\theta_{right} > \theta_{left}$ ;

(2) 计算两个边界的中值  $\theta_{middle} = (\theta_{left} + \theta_{right})/2$ , 以及  $\theta_{left}$ 、 $\theta_{middle}$  和  $\theta_{right}$  分别对应的体积  $V_{left}$ 、 $V_{middle}$  和  $V_{right}$ ;

(3) 如果  $V_{middle}/V_{left} > V_{right}/V_{middle}$ , 则  $\theta_{right} = \theta_{middle}$ ; 否则  $\theta_{left} = \theta_{middle}$ ;

(4) 当  $V_{right}/V_{left} > \eta$  时, 重复第 2、3 步, 其中  $\eta$  为迭代终止的条件, 一般比 1 稍大一些, 根据实际情况进行调整;

(5) 最终的  $\theta_{left}$  即为最优的增长因子。

上述算法中, 首先选取一个足够大和一个足够小的增长因子, 再比较用中值作为生长因子所获体积与两端的差异, 选取差异大的一端进一步进行二分查找, 在有限的几步内就可以找到一个完全满足预分割要求的生长因子。

由二分查找算法的特性, 可知其时间复杂度为  $\log_2 N$ , 其中,  $N$  为搜索区间的大小, 因而计算速度是很快的。

#### 2.4 左右肺的最终分割

在完成气管和右肺预分割的前提下, 进一步采用体素增长算法对左右肺部进行更为精确的分割提取, 以得到最终分割结果。在分割左肺前, 首先在原始数据中去掉气管以及右肺预分割的结果, 这样就能够确保不会产生左肺向右肺和气管的泄漏, 同时在这一步可以使用比较大的生长因子, 从而保证可以获得比较充分的分割结果。在得到左肺分割结果以后, 则可以在原始数据中去掉气管和左肺的分割结果, 然后在剩下的区域中对右肺的进行最终分割, 这样最终获得良好的效果。

### 3 实验结果

在本文算法中, 右肺预分割工作是整个过程成功的关键, 针对 20 例肺部 CT 数据进行了测试, 其中包括 5 例正常人, 5 例阻塞性功能障碍患者, 5 例限制性功能障碍患者, 5 例混合性功能障碍患者, 在每例数据中, 分别针对吸气相和呼气相数据做一次的处理。一共进行了 40 次处理, 仅有两例限制性功能障碍在呼气相时由于肺部较正常人过小, 导致分割结果不够充分外, 其他样本均能够很好地分割开两肺, 正确率在 95% 以上。测试结果显示, 在生长因子  $\theta$  越过临界值以后, 右肺分割所得体积会突然增长到原来的两倍左右, 此时体素生长会发生泄漏现象, 这与理论预测的结果一致。图 2 和图 3 分别是在吸气相和呼气相情况下, 不同的生长因子  $\theta$  所计算的左肺体积的变化曲线。另外几组样本中的生长因子  $\theta$  和体积之间的对应关系如图 4、图 5 所示, 同样可以看到在突破临界值时所发生的突变现象。

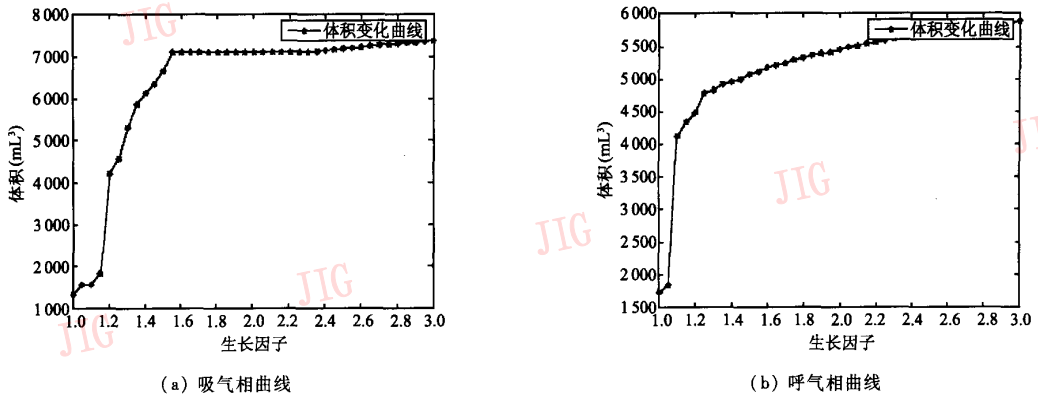


图 4 测试样本 1

Fig. 4 Testing result 1

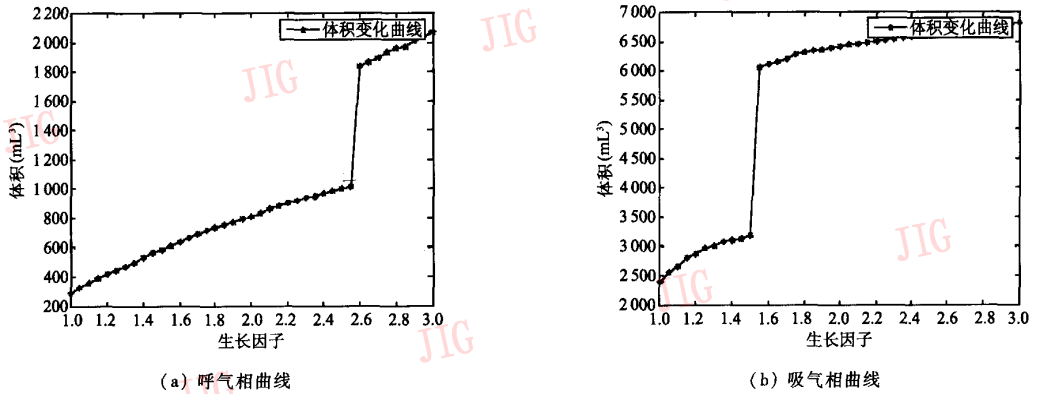


图 5 测试样本 2

Fig. 5 Testing result 2

通过动态的增长因子选择以及预分割处理,算法在实际中获得较好的效果,能够将左右肺及中间气管很好地分割开来,图版 I 图 2 显示了某次 3 维分割的效果,不同的颜色表示分割出来的不同部位。

除了将两肺准确地分割开外,在临床诊断中,医生还需要获取患者准确的肺部体积,以进行下一步的诊断。一般医生有一个经验公式,综合考虑了年龄、性别、身高、体重等因素,然后将这些因素作为参数带入公式计算出经验体积来指导操作。而通过系统分割后计算出来的结果,均在经验公式计算的 90% 以上,完全满足临床要求的 80% 的精度。

#### 4 结 论

本文提出了一个动态自适应的体素生长的算法,用于对肺部 CT 图像进行 3 维分割。该算法使

用 3 维分割的方式解决了肺部分割时左右肺难以区分的问题,较其他的 2 维算法在自动化程度,算法鲁棒性以及分割精度都有进一步的提高。该算法作用于多组实验数据,取得了良好的效果,为肺部组织的定量计算以及临床应用提供了可靠的基础。进一步的工作,包括对最优生长因子  $\theta$  的查找算法,即如何在尽可能少的步骤下找到满足分割要求的值,在现有的系统中已经尝试的方法有二分查找方法。基于测试结果统计信息对最优生长因子  $\theta$  的预测也是一个值得进一步研究的问题。

#### 参考文献 (References)

- 1 Uppaluri R, Mitsa T, Sonka M. Quantification of pulmonary emphysema from lung CT images using texture analysis[J]. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, 1997, 156(1): 248 ~ 254.
- 2 Amirav I, Kramer S S, Grunstein M M. Assessment of methacholine-

- induced airway constriction by ultrafast high-resolution computed tomography [J]. *Journal of Applied Physiology*, 1993, **75** (5): 2239 ~ 2250.
- 3 Giger M L, Doi K, MacMahon H. Pulmonary nodules: Computer-aided detection in digital chest images [J]. *Radiographics*, 1990, **10**(1): 41 ~ 51.
- 4 Hu Shiyang, Hoffman Eric A, Reinhardt Joseph M. Automatic lung segmentation for accurate quantitation of volumetric X-ray CT images [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2001, **20** (6): 490 ~ 498.
- 5 Brown Matthew S, McNitt-Gray Michael F, Mankovich Nicholas J. Method for segmenting chest CT image data using an anatomical model: Preliminary results [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1997, **16**(6): 828 ~ 839.
- 6 Kalender W A, Fichte H, Bautz W. Semiautomatic evaluation procedures for quantitative CT of the lung [J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1991, **15**(2): 248 ~ 255.
- 7 Keller J M, Edwards F M, Rundle R. Automatic outlining of regions on CT scans [J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1981, **5**(2): 240 ~ 245.
- 8 Morgan M D, Denison D M, Millar A B. Estimation of regional gas and tissue volumes of the lung in supine man using computed tomography [J]. *Thorax*, 1986, **41**(1): 620 ~ 628.
- 9 Hoffman E A, Ritman E L. Effect of body orientation on regional lung expansion in dog and sloth [J]. *Journal of Applied Physiology*, 1985, **59**(2): 481 ~ 491.
- 10 Hoffman E A, Sinak L J, Robb R A. Noninvasive quantitative imaging of shape and volume of lungs [J]. *Journal of Applied Physiology*, 1983, **54**(5): 1414 ~ 1421.
- 11 Hoffman E A. Effect of body orientation on regional lung expansion: A computed tomographic approach [J]. *Journal of Applied Physiology*, 1985, **59**(2): 468 ~ 480.
- 12 Hedlund L W, Anderson R F, Goulding P L. Two methods for isolating the lung area of a CT scan for density information [J]. *Radiology*, 1982, **144**(2): 353 ~ 357.
- 13 Ibanez Luis, Schroeder Will, Ng Lydia. *The ITK Software Guide* [M]. New York: Kitware, Inc., Clifton Park, 2003.
- 14 Selle Dirk, Preim Bernhard, Schenk Andrea. Analysis of vasculature for liver surgical planning [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2002, **21**(11): 1344 ~ 1357.



图1 彩色图像3种算法的分割结果

Fig.1 The color image and its segmentation results based on the three methods

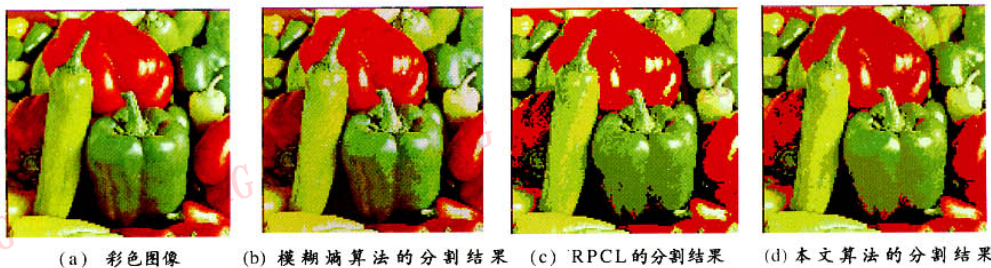


图2 彩色图像及3种算法的分割结果

Fig.2 The color image and its segmentation results based on the three methods

翟伟明等:基于动态自适应体素生长的肺部CT图像3维分割算法

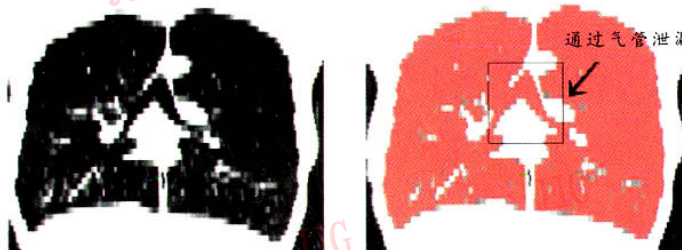
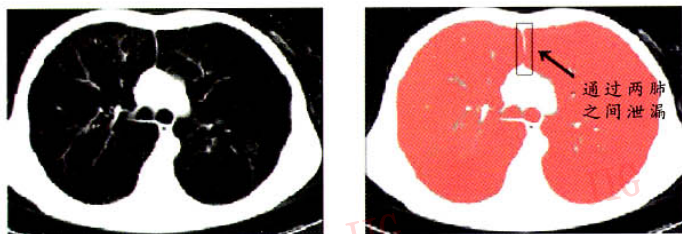


图1 分割中的泄漏现象

Fig.1 Leaks in segmentation

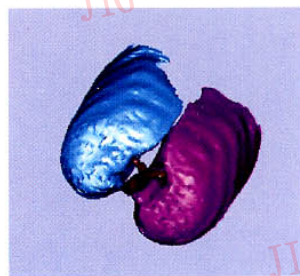


图2 3维分割效果图

Fig.2 Segmentation result