

# 基于区域增长法的三维支气管树分割算法

李艳波 于 翔

(黑龙江工程学院计算机科学与技术学院 哈尔滨 150050)

**摘 要** 虚拟内窥镜在胸部疾病诊断方面占据重要的地位,通常支气管树分割方法存在分割结果不准确和分割漏洞问题,因此提出基于区域增长法的支气管树分割算法。首先通过区域增长法进行主干分割,然后对细小分支进行获取,并通过质量评价函数对细小分支进行筛选,删除伪分支。实验结果表明,该支气管树分割法可以简单、有效地提取出完整的肺支气管树,得到包含第 5 级以上的支气管,解决支气管断裂和分割漏洞现象,具有较好的鲁棒性。

**关键词** 虚拟内窥镜,支气管树分割,区域增长法,候选分支,评价函数

**中图法分类号** TP391.1 **文献标识码** A

## Three Dimensional Airway Trees Segmentation Algorithm Based on Region Growing Method

LI Yan-bo YU Xiang

(College of Computer Science and Technology, Heilongjiang Institute of Technology, Harbin 150050, China)

**Abstract** Virtual bronchoscopy(VB) plays an important role in the evaluation of chest diseases, but as the main key technology, airway tree segmentation method has problems of inaccurate and leakage phenomenon. Therefore, the airway trees segmentation based on region growing method was proposed. Firstly, region growing method is used to extract the main branch. Secondly, it extracts the sub-branch and deletes the pseudo branch according to the quality evaluation function. The experiment results show that the robust airway segmentation method can extract the complete lung airway tree simply, robustly and effectively with magnitude 5 bronchus, which solves the bronchial rupture and segmentation leakage problems.

**Keywords** Virtual bronchoscopy, Airway trees segmentation, Region growing method, Candidate branch, Evaluation function

### 1 概述

虚拟内窥镜技术利用医学图像的三维可视化技术,将通过 CT 和 MRI 获得的二维断层图像进行三维重建,从而显示出身体内部结构;用虚拟现实的手段,在三维内部空腔进行漫游,模拟传统内窥镜的各种行为。由于实际医学图像数据集 CT、MRI 等提供的断层切片图像除了包含特定组织外,还包含了其他信息,尤其是针对肺部等一些复杂的器官组织,一些外在因素的影响(人的运动、图像重建、容积效应等)导致外围气道很难自动地分割出来,然而支气管树分割结果是影响虚拟内窥镜系统性能的关键。

研究者们致力于研究不同的方法分割具有特殊结构的组织<sup>[1,2]</sup>,主要包括:自动图像分割方法(区域增长法)<sup>[3,5,9]</sup>、半自动图像分割方法<sup>[6,7]</sup>、分水岭法、水平集法和快速步进法、形态滤波法、局部自适应法、基于数学形态学的方法、基于模糊联通的方法<sup>[6]</sup>等。自动分割方法根据区域增长法的原理,将具有相似性质的像素构成区域。但是当区域增长过快或者假设没有气管的形状和大小等先验知识时,那么就需要选择一个全局阈值来区分空气和软组织之间的像素。但是肺部充

满空气,全局阈值的选择非常困难,会将一个气道壁错误地分类到肺部软组织上。在采用区域增长法之前对图像进行滤波处理可以解决这个问题,但是滤波方法会过滤掉一些小的外围器官。半自动图像分割方法也是基于自适应的区域增长法的原理,例如 Jason D. Gibbs<sup>[7]</sup>提出将支气管树分割过程分为两步:首先采用自适应的区域增长法获得支气管树,然后依据图形原理,通过用户的干预剪切掉多余的支气管树。该方法不需要支气管的形状或大小等先验知识,但是是一些噪音和体容积均值导致特征提取非常困难,还会造成支气管壁像素的破坏。基于数学形态学的方法通过一系列的过滤获得候选支气管的位置,然后通过重构删除伪候选支气管,从而获得最后的分割结果。基于形态学的方法可以获得完整的肺容量,但是运算速度非常慢。基于模糊连通的方法可以克服图像灰度和噪声对分割的影响,但是该方法具有很高的计算复杂度,造成计算速度很慢,不能满足虚拟内窥镜的实时性要求。此外,还有一些其他分割算法,例如 Michael W. Graham<sup>[8]</sup>根据局部信息和全局信息分别计算出主支气管和候选支气管的位置,并权衡效率和代价之间的关系,通过图形优化方法查找候选支气管中的重要部分,最终合成完整的支气管。虽然该方法

本文受黑龙江省教育厅科研项目(12531539)资助。

李艳波(1980—),女,博士,讲师,主要研究方向为虚拟现实与医学图像处理, E-mail: liyanbo210@126.com; 于翔(1978—),男,博士,讲师,主要研究方向为数据挖掘与信息安全。

与其他方法相比可以有效地获得 2—3 级别的支气管,但是该方法还远远达不到虚拟内窥镜的需求。

因此,本文以区域增长法为研究基础并加以改进,将支气管树分割为主干分割和细小分支分割两个阶段,有效解决了支气管树结构复杂与分割不准确的问题,为后续的路径规划提供了依据。

## 2 算法描述

支气管树分割算法的基本思想:(1)主干分割,利用区域增长法提取主要气道树,即重复迭代区域增长的过程;(2)选取细小气管作为候选区域,通过质量评价指标筛选出部分支气管分支,通过断层搜索删除伪分支,最后获得完整的三维支气管树。

### 2.1 主干分割

主干分割的主要目的是生成包含气道主干的主气道  $I_s$ ,为克服区域增长法的缺点,对 A. P. Kiraly 提出的区域增长法加以改进,可有效去除图像中的噪声,以及防止分割过程中出现漏洞现象。

定义  $I$  为输入的 3D MDCT (Multidetector Computed Tomography) T 胸部图像,大小为  $512 * 512 * 700$ ,  $(x, y, z)$  为像素点的坐标,  $I(x, y, z)$  为像素点  $(x, y, z)$  的像素值。像素值采用 Hounsfield 单位(HU),空气的像素值约为  $-1000$  HU,软组织的像素值约为  $0$  HU。设  $T = \min_{(x,y,z)} \{I_f(x, y, z)\}$  为图像  $I_f$  中最小像素值,  $V_T = |I_s| \cdot \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$  为当前图像  $I_s$  的体积,其中  $\Delta x, \Delta y, \Delta z$  分别为像素点在 3 个轴向上的间隔,  $V_e = 75000 \text{mm}^3$  为体积临界值。算法描述如下:

(1)首先在图像  $I$  的气管内部手动选择一种种子像素  $I_s$ ,利用式(1)对图像  $I$  降噪生成图像  $I_f$ 。

$$I_f(x, y, z) = \begin{cases} I(x, y, z), & \text{if } I(x, y, z) < -500 \\ -500, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

(2)根据阈值  $T$  重复迭代图像区域增长过程,直至图像  $I_s$  的体积  $V_T$  大于体积临界值  $V_e$  ( $V_e = 75000 \text{mm}^3$ ),此时图像  $I_s$  已超过支气管的可选范围。然后利用回退区域增长法使得  $V_T$  在安全范围内。最后在  $V_T$  和  $V_e$  之间再次重复步骤(2)的上述操作,缩小  $T$  的变化步长,即可获得主干分支。算法伪代码描述如下:

主干分割算法:  $\text{Grow}(I_s, I_f, T)$  为区域增长函数,  $\text{UnGrow}(I_s, I_f, T)$  为区域增长回退函数

//初始设置阶段

1. 种子像素  $I_s$  赋初值;

2. if  $(I(x, y, z) < -500)$  //对图像  $I$  降噪生成图像  $I_f$

$I_f(x, y, z) = I(x, y, z);$

else

$I_f(x, y, z) = -500;$

3.  $T = \min_{(x,y,z)} \{I_f(x, y, z)\}$ ; //阈值,  $I_f$  图像中最小的像素值

4.  $V_T = |I_s| \cdot \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$ ; //当前图像的体积

5.  $V_e = 75000 \text{mm}^3$ ; //体积临界值

//调用区域增长算法,直至超过范围

6. While( $V_T < V_e$ )

{

$I_s = \text{Grow}(I_s, I_f, T)$ ; //调用区域增长函数

$V_T = |I_s| \cdot \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$ ;

$T = T + 1$ ;

}  
//区域增长回退

7.  $T = T - 1$ ;

8.  $I_s = \text{UnGrow}(I_s, I_f, T)$ ; //调用回退函数

9.  $V_T = |I_s| \cdot \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$ ;

10. While( $V_T \leq V_e$ )

{

$T = T + 0.1$ ;

$I_s = \text{Grow}(I_s, I_f, T)$ ;

$V_T = |I_s| \cdot \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$ ;

}

11.  $T = T - 0.1$ ;

12.  $I_s = \text{UnGrow}(I_s, I_f, T)$ ; //调用回退函数

13. return  $I_s$

### 2.2 细小分支获取与筛选

支气管除了主气道外还包含一些不同层级的细小气管分支,细小分支的筛选首先是对输入的断层图像  $I$  全局扫描,获得候选气道断层分支;然后在候选分支中筛选出属于支气管的细小分支,生成与气道具有高相似度的所有气道断层  $S$ 。

筛选过程分为两个阶段:(1)通过评价指标对候选分支  $A$  进行分析,将质量好的分支加入到分支集合  $S$  中,在  $A$  中删除该部分分支;(2)对  $S$  中的每一个分支  $A_i$ ,判定集合  $A$  中与其相邻的两个候选分支  $A_{i-1}, A_{i+1}$  的位置关系,将满足条件的候选分支加入到集合  $S$  中,并在  $A$  中删除该断层分支。重复上述过程,直至  $A$  中没有符合条件的断层分支为止,  $A$  中剩余的即为伪断层分支。

对于断层图像  $I(x, y, z_i), A = \{A_i, i = 1, 2, \dots, N\}$  为候选断层分支,其中  $A_i = \{I(x, y, z_i)\}$ , 当且仅当  $I(x, y, z_i) \leq -600$ ;  $\partial A_i$  = 断层分支的边界点集;  $|A_i|$  为断层气管分支  $A_i$  的像素总数。断层分支  $A_i$  的中心点  $c_i = (\frac{1}{|A_i|} \sum x, \frac{1}{|A_i|} \sum y, z_i)$ 。

$f(A_i)$  为评价指标<sup>[8]</sup>, 等于气管壁最小像素与气管分支像素平均值的差,如式(2)所示。当  $f(A_i) > 0$  时,  $A_i$  可确定为气管分支,则集合  $S = \{A_i | A_i \in A, \text{并且 } f(A_i) > 0\}$ 。

$$f(A_i) = \min_{(x,y,z_i) \in \partial A_i} \{I(x, y, z_i)\} - \frac{1}{|A_i|} \sum_{(x,y,z_i) \in A_i} I(x, y, z_i) \quad (2)$$

对于  $S$  中的每一断层  $A_i$ , 搜索候选断层集合  $A$ , 找到与  $A_i$  相邻的候选断层分支,即  $\{A_{i-1}, A_i, A_{i+1}\}$ , 当 3 个连续的候选断层分支部分或全部重叠,并且相邻两个断层分支中心的距离满足  $0.5 \text{mm} \leq |c_{i-1} - c_i| \leq 3 \text{mm}$  时,可判定其为气管分支,将其加入到  $S$  中。候选分支获取与筛选算法具体描述如下:

候选分支获取与筛选算法:其中  $\text{OverLap}(A_i, A_{i-1})$  为  $A_i, A_{i-1}$  两相邻断层重叠面积函数,  $\text{Area}(A_i)$  为  $A_i$  的面积;  $f(A_i)$  为评价函数

//初始化

1.  $S = \phi$ ; //筛选后的断层分支集合

2.  $A = \phi$ ; //  $A$  为候选分支集合

//获取候选分支

3. for all 断层图像  $I$

{

if  $I(x, y, z_i) \leq -600$

$A_i = I(x, y, z_i)$ ;

```

A ← Ai;
}
//候选分支筛选
4. for all Ai ∈ A //根据质量评价指标初步筛选
{
    if f(Ai) > 0
        S ← Ai; //Ai 加入到集合 S 中
        A = A - Ai; //在 A 中删除 Ai
}
5. for all Ai ∈ S //根据相邻断层分支的关系再次筛选
{
    搜索集合 A, 找到与相邻的分支 Ai-1, Ai+1;
    if (|ci-1 - ci| ≤ 3 && |ci-1 - ci| ≥ 0.5 &&
        OverLap(Ai, Ai-1) ≥ 0.5 Area(Ai))
        S ← Ai-1;
        Delete Ai-1 from A;
    else if (|ci+1 - ci| ≤ 3 && |ci+1 - ci| ≥ 0.5 &&
        OverLap(Ai, Ai+1) ≥ 0.5 Area(Ai))
        S ← Ai+1;
        Delete Ai+1 from A;
}
6. return S

```

通过上述主干分割和细小分支分割两个阶段,即可获得完整的支气管树的断层图像,有效地获取 5 级以上的细小分支,并且减少了冗余分支(伪分支)的数量,为后续的三维支气管树重建提供了完整的支气管树分割图像。

### 3 实验分析

以 Visual C++ 为开发平台,配以标准的 OpenGL 图形函数库显示处理效果,实验分析数据以中国数字可视化人肺部医学图像为例。

本文提出的三维支气管树分割方法主要分为主干分割和细小分支分割两个阶段,获得了完整的支气管树断层分割图像,通过 Marching Cube 方法对分割后的支气管树进行三维重建,效果如图 1 所示。图中深色部分为肺支气管的主分支,浅色部分为细小分支,通过主分支与细小分支的合并,形成最终的支气管树。本文的方法可以提取完整的肺部气道树,得到包含 5 级以上约 60% 的支气管,解决了支气管断裂和分割泄露的现象。

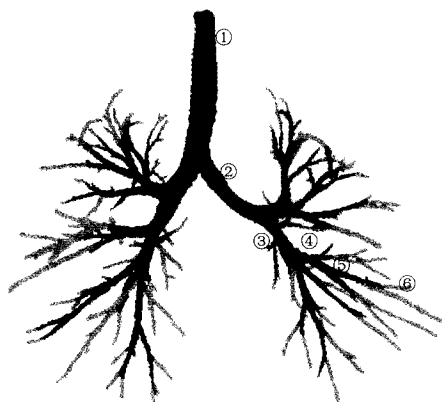


图 1 三维支气管树

表 1 对本文提出的支气管树分割的结果以及计算时间进行了分析,并与 A. P. Kiraly 提出的混合方法进行了比较。通

过表 1 可以看出,本方法提取的气管分支数目是区域增长法的 1.6 倍,整体准确率可达到 76%。在计算时间方面,主干分支分割过程速度较快,对细小分支的分割与筛选需要 147s,总体计算时间不超过 3min,而混合方法则大致需要 13min-22min,因此本方法在计算速度方面有了大大的提高。

表 1 支气管树分支数、正确率及时间分析

	分支数目	分支数/正确率		计算时间 (s)
		本文方法	混合方法	
主分支	112	112/100%	112/100%	4.3
细小分支	1010	738/73%	500/43%	147
总数	1112	850/76%	612/55%	151.3

综上所述,本文提出的支气管树分割法可以简单、有效地提取出完整的肺支气管树,不但能处理单分支结构的对象,对多分支结构组织同样有效,解决了支气管断裂和分割漏洞现象,具有较好的鲁棒性。

**结束语** 支气管树分割是虚拟内窥镜系统中三维模型重建以及路径导航的前提条件,如何尽可能准确有效地分割支气管树至关重要。本文针对支气管树分割算法中存在的问题,对区域增长法进行了改进,将分割过程分为主干分割和细小分支分割两个阶段。实验结果表明本文的方法可以快速有效地提取气道树,不仅适用于单分支结构的对象,对多分枝结构的对象也有显著的效果,能够满足虚拟内窥镜仿真的要求,为后续的操作奠定了基础。

### 参考文献

- [1] Graham M W, Gibbs J D, Higgins W E. A robust system for human airway tree segmentation[C]// SPIE Medical Imaging: Image Processing, 2008
- [2] Graham M W, Gibbs J D, Higgins W E. Computer based route definition system for peripheral bronchoscopy[J]. Journal of digital imaging, 2012, 25(2): 307-317
- [3] Kiraly A P, Higgins W E, Hoffman E A, et al. 3D human airway segmentation method for virtual bronchoscopy [J]. Academic Radiology, 2002, 19(10): 1153-1168
- [4] Mori K, Hasegawa J, Suenaga Y, et al. Automated anatomical labeling of the bronchial branch and its application to the virtual bronchoscopy system[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000, 19(2): 103-104
- [5] Suter M, Schirren J T, Reinhardt J, et al. Evaluation of the human airway with multidetector X-ray-computed tomography and optical imaging [J]. Physiological Measurement, 2004, 25: 837-847
- [6] Schirren J T, Hoffman E A, McLennan G, et al. Intrathoracic airway trees: segmentation and airway morphology analysis from low-dose CT scans[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2005, 24(12): 1529-1539
- [7] Gibbs J D. Three dimensional route planning for medical image reporting and endoscopic guidance[D]. The Pennsylvania State University, The Pennsylvania State University, 2008
- [8] Graham M W, Gibbs J D, Cornish D C, et al. Robust 3D airway tree segmentation for image-guided peripheral bronchoscopy[J]. IEEE Transaction On Medical Imaging, 2010, 29(4): 982-990
- [9] Tan Wen-jun, Yang Jin-zhu, Zhao Da-zhe, et al. A Novel Method for Automated Segmentation of Airway Tree[C]// 24th Chinese Control and Decision Conference. 2012: 976-979