

分 类 号 _____

学号 M200772119

学校代码 10487

密级 _____

华中科技大学

硕士学位论文

肺 CT 的气管自动检测
及量化方法

学 位 申 请 人 ： 周艳英

学 科 专 业 ： 计算机应用技术

指 导 教 师 ： 许向阳 副教授

答 辩 日 期 ： 2009 年 5 月 28 日

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science**

**Automated Detection and Quantitative Assessment
of Pulmonary Airways Depicted on CT Images**

Candidate : Yanying Zhou

Major : Computer Application Technology

Supervisor : Assoc.Prof. Xiangyang Xu

Huazhong University of Science and Technology

Wuhan, Hubei 430074, P. R. China

May , 2009

独创性声明

本人声明所呈交的学位论文是我个人在导师指导下进行的研究工作及取得的研究成果。尽我所知，除文中已经标明引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的研究成果。对本文的研究做出贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本人完全意识到，本声明的法律结果由本人承担。

学位论文作者签名：

日期： 年 月 日

学位论文版权使用授权书

本学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，即：学校有权保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅和借阅。本人授权华中科技大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

本论文属于 ☐ 保密，在_____年解密后适用本授权书。
☐ 不保密。

（请在以上方框内打“√”）

学位论文作者签名：

日期： 年 月 日

指导教师签名：

日期： 年 月 日

摘 要

随着吸烟人群的增加及环境污染的严重化,慢性阻塞性肺病(Chronic Obstructive Pulmonary Disease, COPD)的发病率越来越高,其早期诊断与治疗方法的研究受到越来越高的重视。目前,基于肺 CT 扫描图像的诊断依据是气管壁的厚度与小气管的数目,如何有效的检测这些特征对计算机辅助诊断是至关重要的。现有方法中,当病变气管与横断面不垂直时,病变气管断面将会漏检,导致评估错误。

针对这一问题,课题提出一种基于多方向的全自动气管断面检测与量化的方法,分别通过横断面、矢状面、冠状面三个方向进行气管断面的检测,然后对检测出的气管断面进行量化评估。对检测出的候选气管断面,使用半峰全宽(Full Width at Half Maximum, FWHM)方法进行去除假气管及不适合量化的气管断面,以提高量化的准确性。在评估时提出一种有效的区分 COPD 病例与非 COPD 病例的方法,即通过三级以下候选气管断面数目及三级气管断面的形态学特征。

使用苏州大学附属第二医院影像中心提供的 9 个 CT 扫描图像进行了测试。实验结果与美国匹兹堡大学的方法相比,在检测数目、圆形度等方面都有所提高。而且此方法可以很好的将 COPD 与非 COPD 病例分开。

关键词: 慢性阻塞性肺病, 计算机辅助诊断, 多方向, 半峰全宽, 模糊理论

Abstract

As the increasing of smokers and serious environmental pollution, the incidence of Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) is getting higher and higher. Early diagnosis and treatment method of COPD is being paid more and more attention. At present, the diagnosis of CT scan is based on the thickness of airway wall and the number of small airway detected. It is essential for the Computer-Aided Diagnosis(CAD) to extract these features effectively. The tracheal lesion, which is not vertical to cross-section, will be undetected by existing methods, then the estimation error will be caused.

A multi-direction based airway automated detection and quantitative assessment method is proposed to solve this problem. The airway cross-sections are detected in multi-directional CT planes (the axial, sagittal, coronal plane) for quantitative assessment. To improve the accuracy of quantify, the false airway and the airway cross-section that do not fit for quantization are removed by the method called Full Width at Half Maximum (FWHM). A effective method to distinguish the COPD cases and non-COPD cases which is calculated by the number of airway cross-section and morphological characteristics of tertiary airway cross-section is proposed during assessing.

Nine CT scans collected from Imaging Center of Second Affiliated Hospital in Suzhou University are used to verify the method proposed. Compared with the method proposed by University of Pittsburgh, the number of airway detected and Circular degrees have been improved. It is also a effective method to distinguish the COPD cases and non-COPD cases.

Key words: Chronic Obstructive Pulmonary Disease, Computer-Aided Diagnosis, Multi-Directional, Full Width at Half Maximum, Fuzzy Theory

目 录

摘 要.....	I
Abstract	II
1 绪论	
1.1 课题背景.....	(1)
1.2 气管检测与量化的研究现状	(2)
1.3 课题的主要研究工作	(5)
2 基于多方向气管检测与量化方案	
2.1 基于单方向气管断面检测存在的问题	(7)
2.2 基于多方向气管断面检测与量化方案	(9)
2.3 本章小结.....	(14)
3 气管断面检测方法实现	
3.1 数据预处理.....	(15)
3.2 气管断面的定位	(19)
3.3 气管断面的筛选	(23)
3.4 本章小结.....	(25)
4 气管断面量化方法实现	
4.1 气管断面的分割	(26)
4.2 气管断面的量化	(28)
4.3 本章小结.....	(31)
5 结果实验与分析	
5.1 实验数据.....	(32)

5.2 实验结果.....	(32)
5.3 本章小结.....	(38)
6 总结与展望	
6.1 总结.....	(40)
6.2 展望.....	(40)
致谢.....	(42)
参考文献.....	(43)
附录 1 垂直程度与圆形度的关系	(47)

1 绪论

1.1 课题背景

本文相关的课题得到国家高新技术研究计划（863）项目“基于网格的数字化医疗决策支持系统”（项目编号：2006AA02Z347）、广西科学研究与技术开发计划项目“基于三维 CT 影像的计算机辅助肺结节检测方法研究”（任务书编号：桂科攻 0816004-18）、苏州市 2008 年度第六批科技发展计划（国际科技合作）项目“64 排 CT 肺部结节/肿块智能化影像诊断报告系统”（项目编号：SWH0816）的资助。

慢性阻塞性肺病（Chronic Obstructive Pulmonary Disease, COPD）是一种以气流受限且不完全可逆为特征的肺部疾病，其发病率与死亡率都较高^[1, 2]。2007 年我国对广东部分地区的 COPD 患病情况进行了调查，结果表明此地区 COPD 总患病率约为 7.0%，其中男性患病率约为 11.1%，女性患病率约为 4.3%^[3]。目前，由于吸烟人群的增加及环境污染的严重化，COPD 的发病率越来越高，全球已有 6 亿人患有慢性阻塞性肺病，预计患病率还会继续上升，到 2020 年将成为全球第三大致死疾病^[4]。早期诊断与治疗是提高病人存活率的主要方法。COPD 早期一般表现为气管扩张与气管壁增厚等病症，因此，可通过对气管的检测与量化进行早期诊断。

随着 CT 扫描技术的发展，CT 的扫描分辨率越来越高，这使得根据扫描的图像提取气管的有关特征参数进而研究 COPD 的诊断技术成为可能^[5]。然而，CT 的发展也使得扫描片的数目速度增加，一个病例所包含的扫描片已高达几百张，在进行气管病变的检测时，放射科医生必须阅读大量的扫描片，漏诊与误诊的机率随着 CT 扫描片数目的增加而增加。使用计算机辅助诊断系统（Computer-Aided Design, CAD）进行气管疾病的检测，有助于减少医生的阅片时间，提高气管检测与量化过程的客观性，为医生提供“第二参考意见”。

基于 CAD 的气管检测与量化是胸部成像领域中一个较新的课题，方法还不成熟，尚有很大的研究空间。

1.2 气管检测与量化的研究现状

早期对气管的研究是通过组织学外科检查手术或通过对尸检标本提取气管横断面进行的,这种使用侵入式方法获得的气管断面会发生形变。CT 影像技术的发展促使了非侵入式气管研究方法的出现,并迅速应用到 COPD 的研究领域。基于 CT 图像的气管检测与量化方法通常包括气管检测、气管分割、气管形态学特征量化三个部分。

1.2.1 气管的检测

基于 CT 图像的气管检测方法通常可分为手动跟踪方法、半自动气管检测方法和全自动气管检测方法^[6-8]。

最初基于 CT 图像的气管检测使用手动跟踪的方法。医生根据已有经验,通过调整窗宽、窗位对气管感兴趣区域进行观察,在 CT 图像上进行气管的标定^[9, 10]。但这种方法很快被半自动和全自动的方法取代,主要由于以下几点原因:(1)存在较多对比度低的气管,其边界不明显,肉眼难以区分,对于管壁较薄的气管也难以进行内外壁的标定;(2)随着 CT 技术的发展,CT 扫描片的层厚越来越小,数目也越来越多,每个肺部扫描片都高达几百张,阅读如此大量的 CT 扫描片,医生的注意力难以保持集中,容易出现误检与漏检现象,并且这种方法很也很费时,据统计对一个 CT 扫描图像中的气管进行标定就需要三个小时左右^[11]。(3)医生进行标定主观性强,不同的医生标定的结果可能不同,这也影响最终的诊断结果。

半自动或全自动的气管检测方法通常可分为二维气管断面的检测和三维气管树的提取两种^[12, 13]。半自动的方法一般由医生进行气管断面的定位或给出气管树提取的种子点,并对气断面分割结果或气管树的提取结果进行修补^[14]。全自动的方法不需要人工的干预,气管的检测、分割、量化均是自动完成的^[15, 16]。

B. Zheng 等人通过阈值方法对二维气管断面进行检测,并使用圆形度及面积大小等形态学特征对气管断面进行了筛选^[17]。

M. Sonka 等人提出了基于阈值与区域增长三维气管树提取算法^[18],由于阈值与

区域生长方法的局限性，使用该方案提取出气管树时，容易出现泄露的情况，使气管树过分割到肺实质组织。对此，O. Weinheimer^[19, 20] 等人在利用阈值与区域增长方法进行气管树的提取时，使用自适应的圆柱形模板判断是否有气管泄露现象，若有则调整区域增长的参数，以尽可能地降低过分割的程度。Kólmán Palágyi^[21] 等人同样使用圆柱形模板进行区域增长控制，并使用形态学闭操作对提取出的气管树进行必要的平滑和修补。

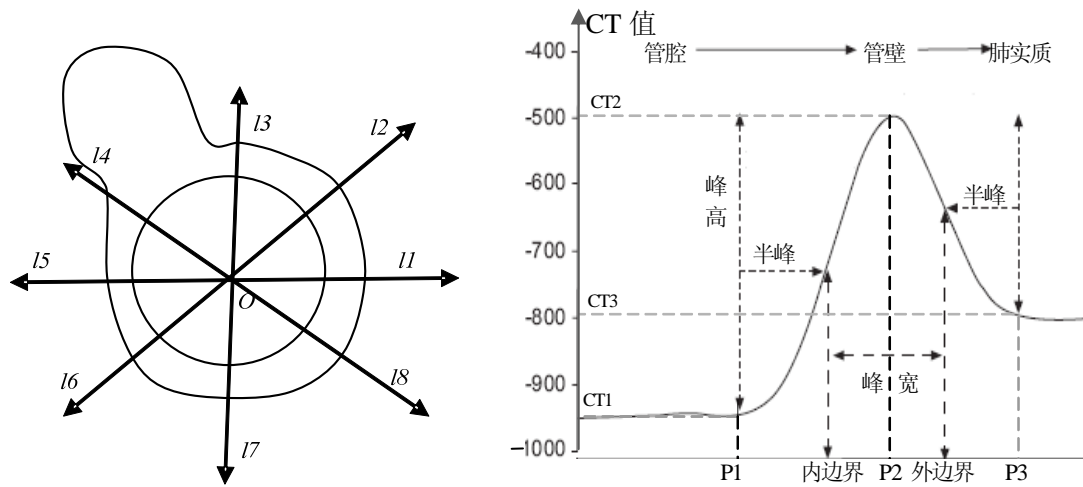
1.2.2 气管的分割

气管的分割方法主要有 FWHM 方法、动态规划方法及形态学方法^[22-24]等。

1. FWHM 方法

气管断面分割多使用半峰全宽（Full Width at Half Maximum, FWHM）的方法，其基本思想是，从气管断面的中心点向肺实质均匀的引若干条射线，如图 1.1-a 所示，在射线上搜索气管内外壁上的点，并利用这些点分别拟合出气管壁的内外边界，作为气管断面的分割结果^[25, 26]。射线上的 CT 值分布可以近似的使用图 1.1-b 进行描述，在搜索气管壁内外边界点时，从射线端点开始沿射线向后查找，射线上第一个灰度极小值记为 CT1，第一个灰度极大值记为 CT2，极大值后第一个灰度极小值记为 CT3，三个极值在射线上的位置分别记为 P1, P2, P3。在 P1 与 P2 之间查找一点使得其 CT 值大小等于 CT1 与 CT2 的均值，将此点作为内边界点。在 P2 与 P3 之间查找一点使得其 CT 值大小等于 CT2 与 CT3 的均值，将此点作为外边界点。通常将两边界点之间的距离称为峰宽，CT2 与 CT1 之差称为峰高。

对于低对比度气管断面或者与正常组织（血管等）相连的气管断面，使用 FWHM 的方法很难获得较好的分割效果，针对这个问题，Nakano^[27] 等人在使用 FWHM 方法时，去除峰高较小（即对比度较低）或峰宽较大（即与血管等高密度正常组织相连）的射线，仅使用剩余的射线估计气管壁的内外边界。该改进方案无法从本质上改进 FWHM 的分割效果，当去除的射线较多时，使用这种方法得到的结果会有较大的误差。



a) 从质心均匀向肺实质引若干条射线

b) FWHM 方法示意图

图 1.1 FWHM 方法

2. 动态规划方法

A. P. Kiraly 等人提出了搜索气管壁外边界的动态规划方法^[28]。具体方法是，对医生感兴趣的气管断面，以中心点为坐标原点将原始图像映射到极坐标空间上，并根据原始图像的梯度信息定义映射后图像中每个像素点的代价值，使得非边界点代价值较大，边界点代价值较小，从而将边界搜索问题转化为极坐标图像上最左侧某点到最右侧对应点的最短路径问题。利用动态规划的方法求解此最优化问题，便可获得期望的边界。

3. 其他方法

P. Berger 等人提出了一种基于拉普拉斯算子的半自动的气管壁分割算法^[29]。其使用拉普拉斯算子提取出气管断面的边界信息，然后由医生对错误和不连续的边界进行剔除和修补，以得到最终的分割结果。

King GG 等人将气管断面视为理想的圆，提出一种基于形态学腐蚀操作的气管壁外边界搜索算法^[30]。该算法将医生标定的气管断面中心点作为种子点，使用区域增长的方法进行初分割确定出管腔区域；然后，以中心点为圆心作圆，使初分割得到的管腔区域可以完全包含在圆的内部；对于圆内各像素点，根据灰度及与中心点的距离赋一权值，并使用迭代的方法对大圆进行腐蚀操作直到圆内权重之和最大为

止，将此时圆的边界作为气管壁的外边界。

1.2.3 气管的量化方法

病变气管一般表现为气管扩张、管壁增厚等病症，目前所量化的气管形态学特征一般包括气管内径、气管外径、气管壁厚度、气管总面积、气管腔面积及气管壁占气管面积的比例等，其量化可根据内外壁的分割结果统计相关的像素数获得^[31-33]。

部分容积（Partial Volume Effect, PVE）效应使得气管腔与气管壁及气管壁与肺实质没有明显的界限，任何分割方法都很难正确的将其分割，对气管形态参数量化具有较大的影响。B. Zheng 等人提出了一种使用模糊理论的量化方法^[34, 35]，减少了气管腔与气管壁的量化错误，对此方法 B. Zheng 等人分别使用人造幻影与 CT 扫描进行了测试^[17, 36]。

由于气管量化的没有“金标准”，气管形态参数量化的评估还比较困难，部分学者通过已知管状体模的标准 CT 图像进行分析，可将图像量化结果与实际的形态参数进行比较。但管状体模的形态与性质还是与真实的人体支气管有很大差异

1.3 课题的主要研究工作

本文提出一种基于多方向的气管断面自动检测与量化方法。主要包括以下几个方面研究工作。

1. 数据预处理

数据预处理包括等方性处理与肺实质分割两部分。在该阶段，原始 CT 图像被调整为等方性图像，为后续气管断面的多方向检测与量化打下了基础；同时，将肺区域分割出来，减少了肺外区域的干扰，可以有效的降低后续图像处理过程中的计算量。

2. 气管断面的定位

对 CT 图像从横断面、矢状面和冠状面三个方向检测和定位候选气管断面。

3. 气管断面的筛选

三个方向上检测出的气管断面之间存在交叠现象，使用圆形度优先的方法将交叠的气管断面去除，同时去除的还有检测出的假气管以及大量不适合量化的气管，如对比度较低的气管、与血管等正常组织相连的气管。

4. 气管断面的分割

该步从断面图像中搜索气管外壁，为气管断面的量化评估打下基础。

5. 气管断面的量化

对分割后的气管断面计算其圆形度、气管管腔面积、管壁面积等各种形态学特征。

6. 实验结果与分析

使用苏州大学附属第二医院影像中心提供 9 个病例进行测试，并将实验结果与 B. Zheng 提出的方法^[17]进行比较。

本文组织如下：

第一章介绍气管检测与量化的课题背景及国内外的研究概况。第二章简要介绍基于多方向气管检测与量化方法的框架。第三章详细介绍气管断面的检测方法。第四章详细介绍气管断面的量化方法。第五章为实验结果与分析。第六章为总结与展望。

2 基于多方向气管检测与量化方案

CT 机在成像时扫描人体的横断面，由若干横断面图像组成人体数据。目前，二维气管断面的检测一般通过在横断面中对与气管垂直的气管断面进行检测与量化从而对气管进行评估。但这种基于单方向气管检测与量化评估方法具有很大的局限性，本文采用一种基于多方向的气管断面检测与量化方法对气管进行评估。

2.1 基于单方向气管断面检测存在的问题

气管的生长方式极为复杂，形状为树状，其分支层数通常多于 30 级。最上端为主气管，主气管引出两个一级气管，一枝通向左肺，另一枝通向右肺，同样，一级及一级以下气管又引出更多的下一级气管，如图 2.1 所示。慢性气管炎、肺气肿、气管扩张等 COPD 病，一般表现为细小气管出现扩张与气管壁增厚的情况。在 CT 扫描图像中，一般可以观察到三级以内的气管及部分四级气管，出现气管扩展后，可观察到的三级以下气管断面明显增加，以扩张为特点的气管疾病可通过三级以下气管断面检测数目为依据进行度量评估。而以气管壁增厚为特点的气管疾病通常提取出气管断面面积与气管壁的面积，以气管断面的管壁面积在气管断面面积中所占比例进行度量。

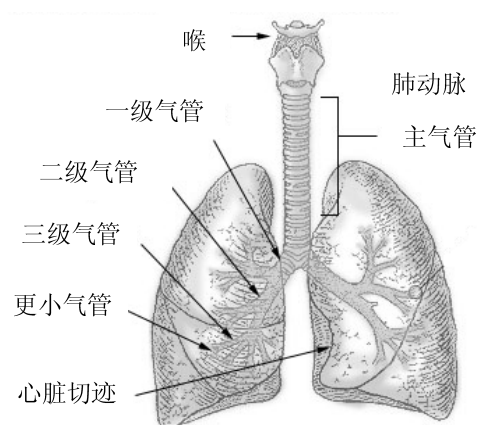


图 2.1 肺内气管生长示意图

对气管断面面积与气管壁面积的提取，通常测量与气管垂直的气管断面的面积，对于不与气管垂直的气管断面其管壁与管腔面积会增大，容易出现面积过统计的现

象，对气管的评估会产生较大的误差，如图 2.2 所示，目前在二维气管断面的研究中，通常在横断面中检测与气管垂直的断面进行度量评估。

从气管的生长来看，主气管从上至下生长，与横断面近似垂直，而一级及一级以下气管的走向不定，并不一定与横断面垂直，如图 2.3 为一级及一级以下气管在横断面中的截图，其中有些气管不与横断面垂直。因此，只在横断面中进行气管断面检测，许多与横断面平行或倾斜生长的气管会被漏检。由于气管起初为局部性病变，发病部位具有均匀性，可能与横断面垂直，也可能不垂直，因此，当气管病变部分不与横断面垂直时，会发生病变气管漏检现象，从而会影响到最终的评估结果。

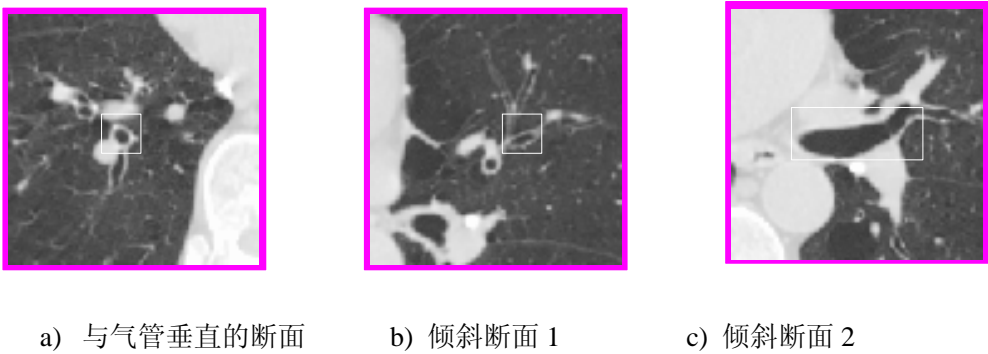
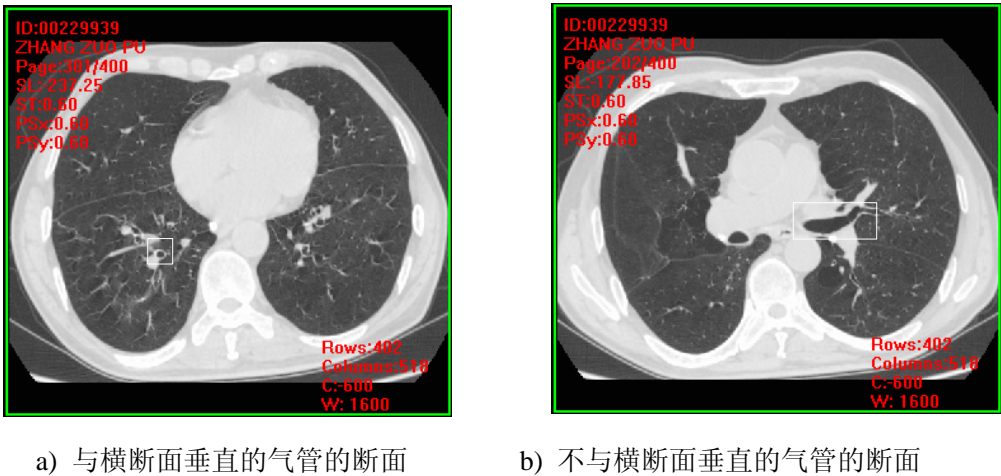


图 2.2 与气管垂直的断面及倾斜的断面



2.3 横断面中的气管断面

为了解决由于病变气管在横断面不能被检测出来的情况，提高气管断面检测与量化的准确性，本文提出一种基于多方向的气管检测与量化方案，分别在与横断面、矢状面、冠状面中检测与气管近似垂直的气管断面，通过对其进行分割、量化评估

以对气管进行分析。

2.2 基于多方向气管断面检测与量化方案

基于多方向气管断面检测与量化方案包括五个模块：数据预处理、气管断面的定位、气管断面的筛选、气管断面的分割及气管断面的量化，如图 2.4 所示。

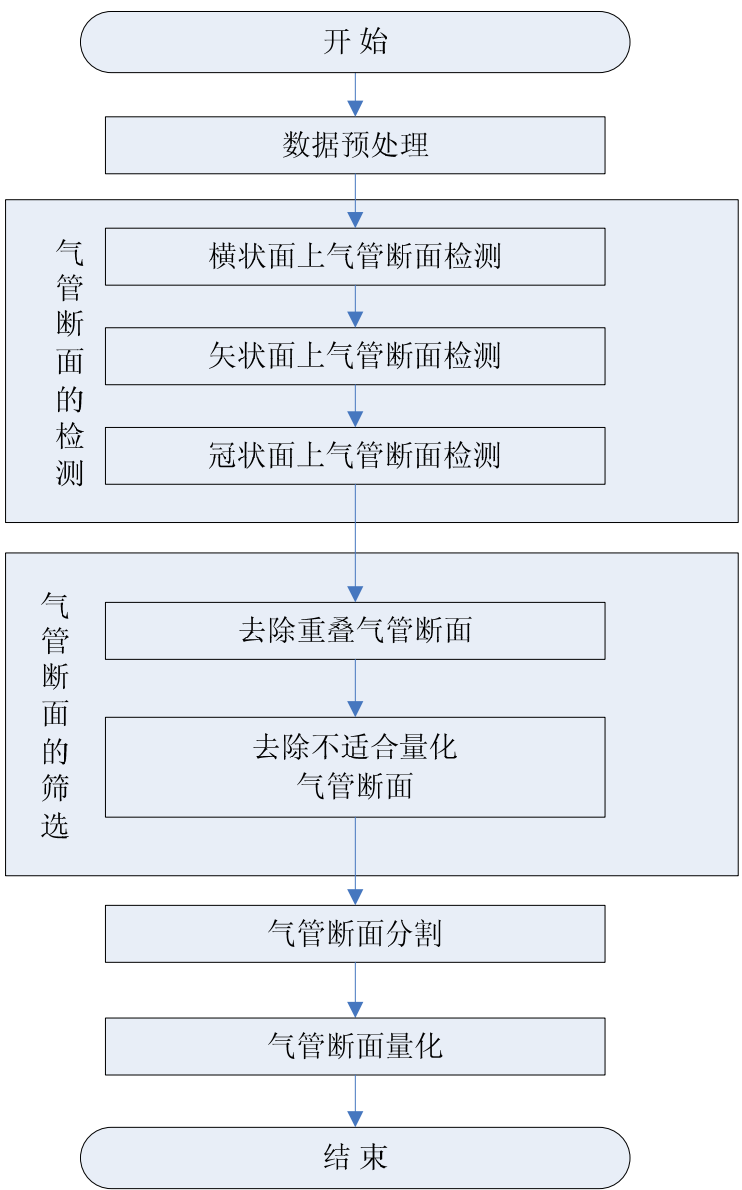


图 2.5 基于多方向气管断面检测方案的流程图

2.2.1 数据预处理

数据预处理包括等方性处理与肺实质分割两部分。

肺部 CT 图像每一维的分辨率不同，同样大小的物体在每一维上扫描出的图像大小是不同的，因此 CT 图像中的气管不但大小与原始气管有所区别，而且在形状上亦会发生改变，如图 2.6 所示。由于不同维上像素点代表的尺寸不同，不仅影响到对气管的观察，而且在计算气管的圆形度、面积形态学特征时变得尤为复杂。通过等方性处理使得各维的分辨率相同，可以简化处理，比如面积的计算可转换成像素点的个数计算等。

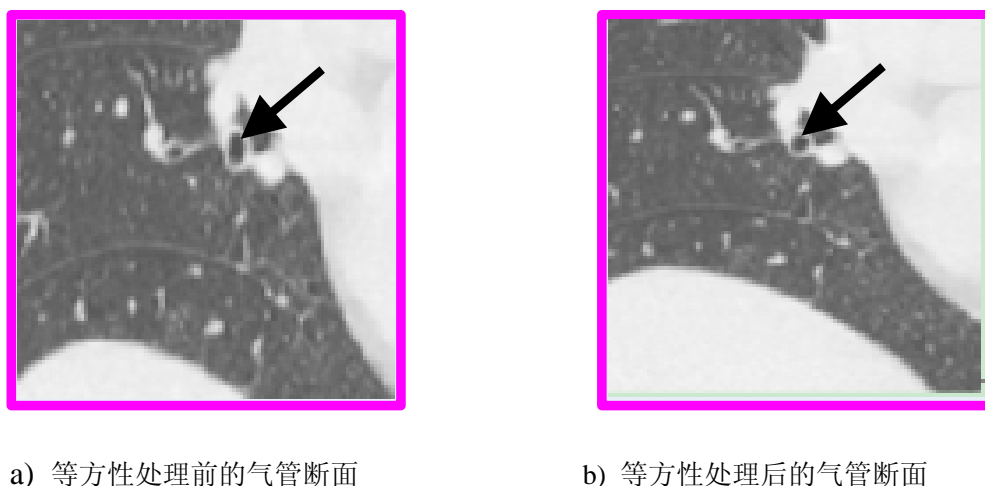


图 2.6 等方性处理前后的气管断面

肺实质外面的区域内存在 CT 值与气管内像素 CT 值相同的部分，在对气管断面进行定位时，容易将肺外这些区域误判成气管断面，这不但增加了非气管断面引起的处理时间，而且将非气管断面作为气管断面进行评估，影响了最终的评估结果。因此，为了减少肺外图像在气管断面检测与量化评估时产生的干扰，降低计算量，通过肺分割对图像进行预处理是十分重要的。

2.2.2 气管断面的定位

气管断面定位目的是查找可能的气管断面位置，为气管断面的量化评估打下基

础。气管断面具有两个明显的特征：一、气管腔内是空气，CT 值一般低于 -900Hu ，呈低亮度；气管壁属于软组织，CT 值不低于 -700Hu ，呈高亮度，即气管断面为高亮度包围低亮度的区域；二、与气管垂直的气管断面的管腔呈现类圆形，并且其面积较小。因此，气管腔为由高亮度区域包围的近似圆形的低亮度区域^[37]，如图 2.7 所示。气管腔在形状、圆形度、面积等各方面均存在着明显的特征，对气管断面的定位不是难以实现的问题，目前，普遍使用阈值的方法进行气管断面的定位，本文也采用了这种方法，通过使用管腔内的 CT 值大小作为阈值，寻找可能的气管断面，并使用区域圆形度与面积大小作为筛选条件。

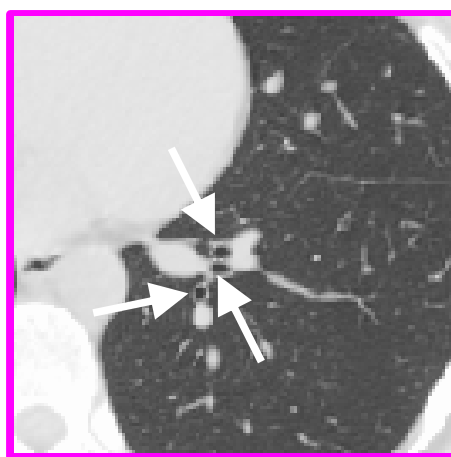


图 2.7 气管断面示意图

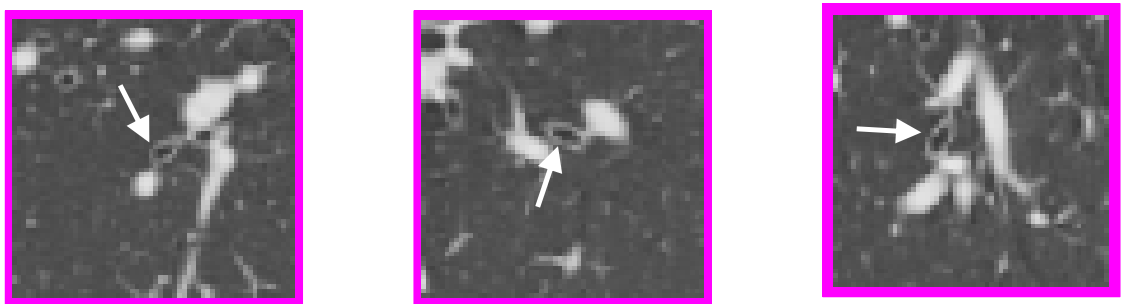
2.2.3 气管断面的筛选

气管断面的筛选包括去除交叠及不适合量化的气管断面。

1. 去除交叠气管断面

由于本文采用的方法从横断面、矢状面、冠状面三个方向分别进行气管断面检测，不同方向上检测出的气管断面存在着交叠，如图 2.8 所示。若不去除交叠气管断面，气管中部分区域将在气管断面的数目统计及气管断面的形态学特征统计等各方面重复使用，显然会影响到评估结果的准确性。分别从三个方向检测出的气管断面与气管的垂直程度存在着差异，为了评估的准确性，应依垂直程度作为筛选条件，

尽量保留垂直程度较高的气管断面，去除其余垂直度不好的气管断面。由于圆形度大小随着垂直程度的增加而增加见附录 1，因此，可用圆形度来代替垂直程度作为筛选条件。



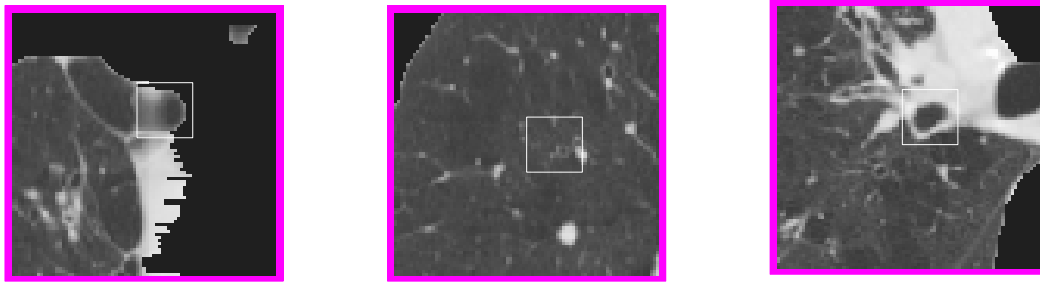
a) 横断面中气管断面 b) 矢状面中气管断面 c) 冠状面中气管断面

图 2.8 横断面、矢状面、冠状面相互交叠的气管断面

2. 去除不适合量化的气管断面

候选气管断面不但包含一些假气管，而且还存在不适合量化的气管断面，如图 2.9 所示。大量假气管的存在会导致评估错误，而不适合量化的气管断面的存在会降低气管断面量化的准确度，因此，为了提高气管断面检测的准确性及减少气管断面量化时产生的误差，去除假气管与不适合量化的气管断面是有必要的。假气管一般为肺实质，如得了肺气肿的患者的肺实质内存在的肺大泡，这些肺大泡无论是 CT 值或是圆形度都与气管腔相似，所以在气管断面定位时很容易被误判为气管断面，应对其进行去除。

不适合量化的气管断面大致有两种，一种是对比度较低的气管断面，即管壁上像素点的 CT 值与管腔内 CT 值差异不大的气管断面，这种气管主要是由于部分容积效应产生的。气管腔与气管壁的 CT 值相近导致这种气管断面难以分割，并且影响量化的准确性。另一种是与血管等高亮度正常组织过度粘连的气管断面，高亮度的气管壁与血管的 CT 值相差不大，与血管相连的部分，气管壁与血管难以分开，在对其进行分割时容易出现气管壁过分割，从而将部分血管分割成气管壁的现象，若此部分占有较大比重时，会大大增加气管壁的面积，在通过对气管壁所占面积进行气管断面的评估产生很大的影响。对两种不适合量化的气管断面应予以去除。



a) 假气管断面

b) 对比度较低气管断面 c) 与正常组织过度粘连的气管断面

2.9 各种不适合量化的气管断面

2.2.4 气管断面的分割

气管断面的分割是对气管断面的形态学特征量化的前提，也是气管断面检测过程中的一个难点问题。

目前，对气管断面的分割多将气管壁的内壁与外壁均进行分割，但是，对气管断面内壁的分割并不是必要的，可以采用适当的量化方法将其避开，以减少气管内壁分割产生的错误。之所以避开气管断面内壁的分割，主要有以下几个原因：（1）存在大量的小气管，其管壁较薄，只有几个像素，有些甚至只有一两个像素，对其准确的分割十分困难；（2）部分气管管壁与管腔由于部分容积效应其 CT 值差异不大，对部分像素无法判断其归属，从 CT 成像角度讲，它也不单纯属于管腔或管壁，而是两都的结合体；（3）对气管内壁不进行分割还可以减少计算量；（4）目前的气管分割算法都存在着一些缺点，分割难免产生错误。

2.2.4 气管断面的量化

气管断面的量化是对气管断面评估的必要步骤，主要通过提出气管断面的数目及管腔面积、管壁面积、圆形度等形态学特征值对气管进行评估分析。本文通过气管断面的量化分析希望得到以下两个结果：（1）本文采用的基于多方向气管检测与量化方法在哪些方面优于单方向气管检测量化方法；（2）对于患有 COPD 病的气管断面与正常气管使用此方法是否可以分开。

2.3 本章小结

本章简单介绍了基于多方向的气管断面检测与量化方法的框架设计。首先通过目前单方向检测中存在的缺点提出本文采用的方法，并对本方法中各步骤的处理进行了原因说明，对希望得到的结果进行了分析。

3 气管断面检测方法实现

基于多方向检测方案分别从横断面、矢状面、冠状面三个方向对气管进行检测与评估，主要包括数据预处理、气管断面检测、气管断面筛选、气管断面量化等步骤。本章详细介绍各步骤应解决的问题及相应的实现技术。

3.1 数据预处理

数据预处理包括等方性处理与肺分割两部分。等方性处理用于解决 CT 扫描重建时气管形状发生改变的情况，并且能简化处理过程。肺分割用于减少肺外图像的干扰及计算量。

3.1.1 等方性处理

等方性处理可以使每一维的分辨率达到一致。随着 CT 扫描技术的发展，CT 扫描图像的层间距与点间距越来越小，目前常用 CT 图像的层间距与点间距大小一般为 0.7mm 内，前后切片图像的差别甚微，因此，使用插值方法进行等方性处理不会影响图像的中各组织的形状，也不会改变肺内各组织的相互关系，如位置关系等。插值的方法有多种如最近邻插值、线性插值、曲面插值等等，其中最近邻插值方法简单，计算量小，但误差较大^[38]；曲面插值虽然可以得到十分理想的插值图像，但其原理及计算方法都比较复杂；本文采用了原理及实现较为简单、计算量较小而且插值效果相对理想的线性插值方法。

对于一维空间的线性插值可以定义为，如图 3.1 所示：设 x 点的值为 $g(x)$ ， $x+1$ 点的值为 $g(x+1)$ ，则 $x+m$ 的值 $g(x+m)$ 为：

$$g(x+m) = g(x) \times (1-m) + g(x+1) \times m \quad m \in [0,1] \quad (3.1)$$

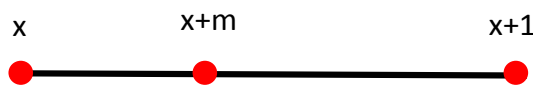


图 3.1 一维线性插值过程

多维空间的线性插值通过对每一维使用线性插值得到。肺部 CT 扫描图像数据为

三维的，分别从 X、Y、Z 三个方向使用一维空间的线性插值方法进行插值，插值间隔可以采用了固定大小 0.6mm，图 3.2 为三维图像的插值过程。

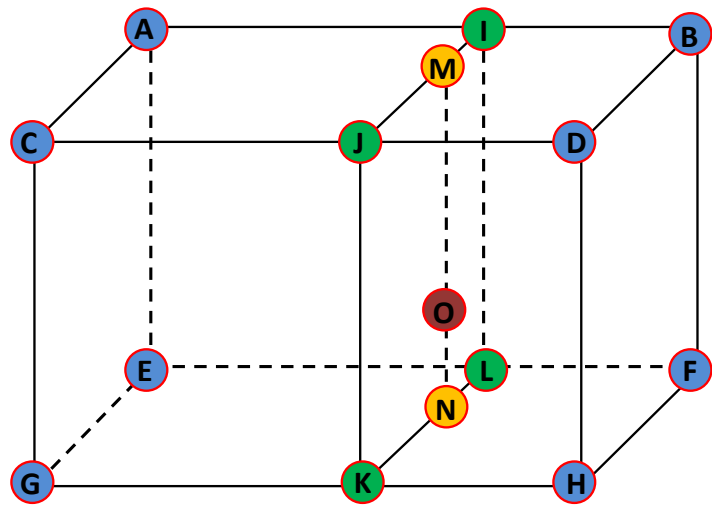


图 3.2 三维空间的线性插值过程

插值过程如下：（1）从 X 方向进行插值：由 AB、CD、EF、GH 得到 X 方向上的插值点 I、J、K、L；（2）从 Y 方向进行插值：由 IJ、LK 得到 Y 方向上的插值点 M、N；（3）从 Z 方向进行插值：由 MN 到 Z 方向上的插值点 O。

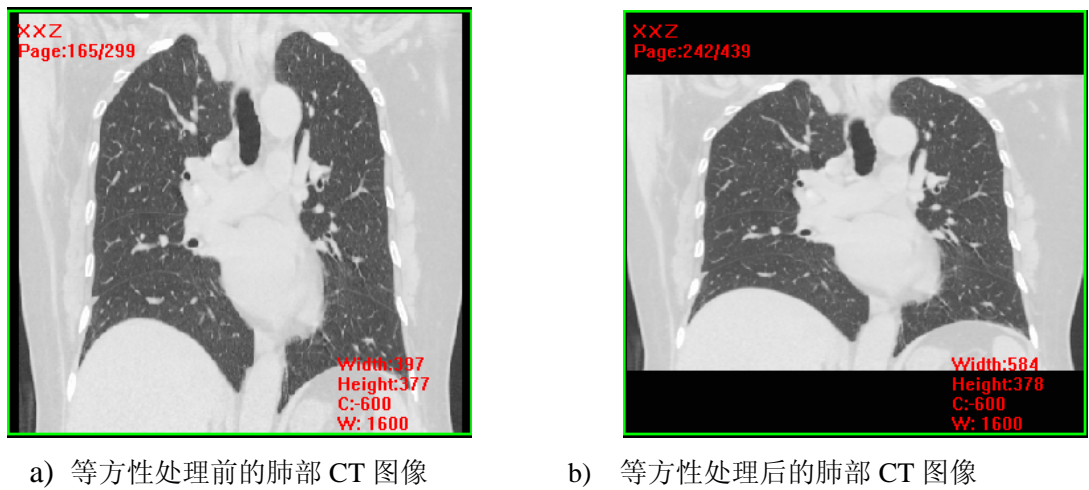


图 3.3 等方性处理前后 CT 图像对比图

本文采用了此方法对图像进行了等方性预处理，图 3.3 为等方性处理前后的图像对比。3.3-a 图由于层间距与点间距大小不同，肺部 CT 图像与原始肺部发生了改变。经过等方性处理的，其形状得到了恢复，如图 3.3-b 所示。

3.1.2 肺分割

肺区域的分割可以减少肺外图像的干扰及计算量。肺分割目前已经很成熟，方法已有很多，本文采用阈值^[39]与三维区域增长的算法法对肺进行分割，采用滚球方法对较小并且尖锐的凹陷修补^[40, 41]，对滚球方法无法修补的较大凹陷或较平滑的凹陷通过对边界处理进行修补^[42]，具体实现方法如下：

1. 使用自适应阈值方法将 CT 图像二值化，对肺实质、空气等低亮度区域及血管、肺结节等高亮度区域分别进行标记。
2. 通过三维区域增长将左右肺实质区域标记出来，其余部分标记为背景。
3. 采用对肺实质部分使用滚球滤波进行小凹陷修补，即对肺实质使用球形模板先进行膨胀再进行腐蚀。
4. 开口半径较大的凹陷和较为平滑的凹陷，直接通过调整其边界的方法修补。
 - (1) 对肺实质区域提取出有序边界；
 - (2) 依次对边界点的每个点，进行以下操作
 - i. 若当前点 Pt_Cur 为凸点：沿边界向前搜索凸点，若第一个凸点在边界序列中的位置与当前点在边界序列中的位置不超过 30，记此凸点为 Pt_TT ，判断两点组成的曲线与线段长度之间的比例是否大于 1.5 以及线段的中心是否为背景点，若是，如图 3.4—a 所示，将两点相连，从边界点中将两点间曲线去除，将线段加入有序队列，从此点开始继续向后执行；否则，沿边界向前搜索凹点，若第一个凹点在边界序列中的位置与当前点在边界序列中的位置不超过 30，记此凹点为 Pt_TA ，然后从 Pt_TA 沿边界向后寻找与 Pt_Cur 、 Pt_TA 间的曲线长度相等的点 Pt_TAT ，判断 Pt_Cur 、 Pt_TAT 两点组成的曲线与线段长度之间的比例是否大于 1.5 以及线段的中心是否为背景点，若是，如图 3.4—b 所示，将两点相连，从边界点中将两点间曲线去除，将线段加入有序队列，从此点开始继续向后执行；否则，继续执行下一个边界点。
 - ii. 若当前点为 Pt_Cur 凹点：沿边界向前向后寻找第 15 个边界点，得到

的两点分别记为 Pt_AT_1 、 Pt_AT_2 ，判断 Pt_AT_1 、 Pt_AT_2 两点组成的曲线与线段长度之间的比例是否大于 1.5 以及线段的中心是否为背景点，若是，如图 3.4—c 所示，将两点相连，从边界点中将两点间曲线去除，将线段加入有序队列；从点 Pt_AT_1 开始继续执行；否则，继续执行下一个边界点。

iii. 否则，即当前点不是凸点也不是凹点，继续执行下一个边界点。

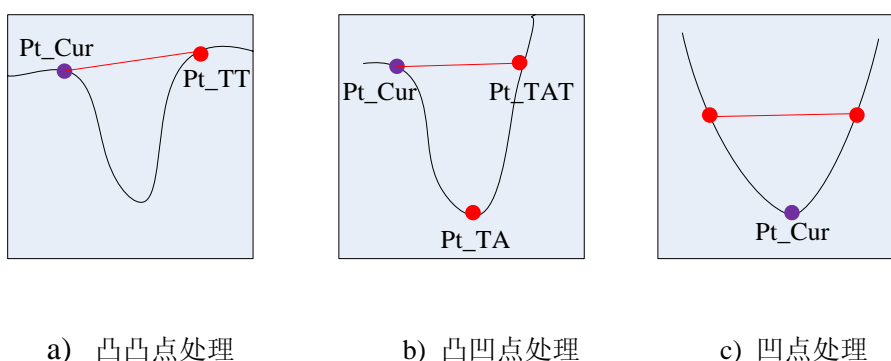


图 3.4 边界处理方法及凸凹点的定义

5. 将修补后的边界外面的图像设置为背景，边界内部的点设置为原始 CT 图像中对应像素点的 CT 值。

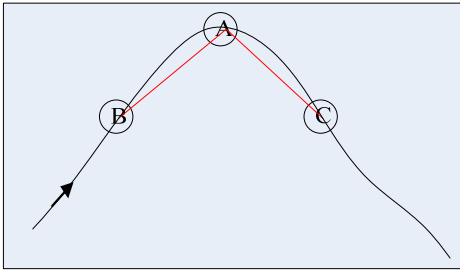
如图 3.5-a 所示，在图像边界由于肺结节的生长等原因，肺边界出现高亮度的区域，单使用步骤 1、2 中阈值与区域增长的方法无法将其分割到低亮度的肺区域中，使用步骤 3 中的滚球方法可以得到良好的修补结果，如图 3.5-b 所示。滚球方法的模板大小要适中，模板过小，凹陷得不到修补，模板过大时，容易将两个不相连的物体连在一起，如两肺尖等，在本文中选用经验值 7mm。由于模板大小的限制，对于较大的凹陷，如图 3.5-c 所示，由于肺内有肿块的生长，在肺边界上出现较大的高亮度区域，形成的大区域凹陷，采用滚球方法很难将其修补，可以采用步骤 4 中边界修补方法进行处理，结果如图 3.5-d 所示。

在步骤 4 中使用到了凸、凹点的概念，在此凸凹点的定义分别为：当曲线为顺时针走向时，右拐时为凸点，如图 3.4—a 中的 Pt_TT 点所示，左拐时为凹点，如图 3.4—b 中的 Pt_TA 点所示；当曲线逆时针走向时，左拐时为凸点，右拐时为凹点。

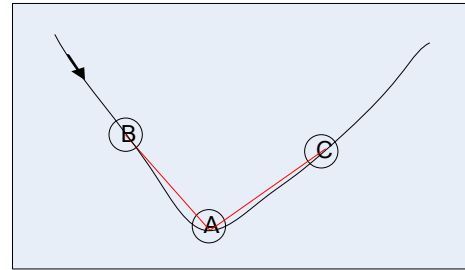
凸凹角的判断实现方法如图 3.5 所示，图中曲线为顺时针方向，从当前点 $A(x_A, y_A)$ 沿边界序列向前后两个方向各寻找第八个边界点，分别记为 $B(x_B, y_B)$ 、 $C(x_C, y_C)$ ，向量 \overrightarrow{BA} 与向量 \overrightarrow{AC} 的外积 Y 计算如公式 (3.1) 所示，若 Y 为负值，且其绝对值超过 0.2，则认为 A 点为凸点，如图 3.5-a 所示；如果 Y 为正值，且其绝对值超过 0.2，则认为 A 点为凹点，如图 3.5-b 所示；否则，认为 A 点为光滑点。

$$Y = \text{vecx1} \times \text{vecy2} - \text{vecx2} \times \text{vecy1} \quad (3.1)$$

其中， $\text{vecx1} = (x_A - x_B) / \sqrt{(x_A - x_B) \times (x_A - x_B) + (y_A - y_B) \times (y_A - y_B)}$ ，
 $\text{vecx2} = (x_C - x_A) / \sqrt{(x_C - x_A) \times (x_C - x_A) + (y_C - y_A) \times (y_C - y_A)}$ ，
 $\text{vecy1} = (y_A - y_B) / \sqrt{(x_A - x_B) \times (x_A - x_B) + (y_A - y_B) \times (y_A - y_B)}$ ，
 $\text{vecy2} = (y_C - y_A) / \sqrt{(x_C - x_A) \times (x_C - x_A) + (y_C - y_A) \times (y_C - y_A)}$ 。



a) 凸角的定义



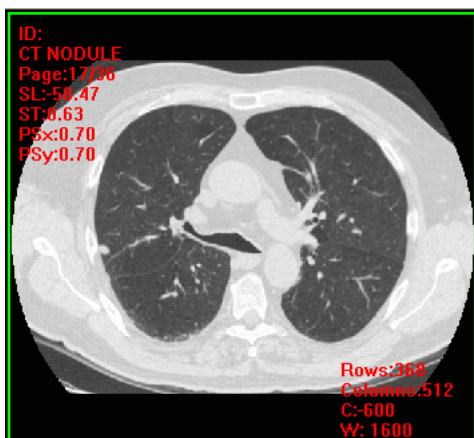
b) 凹角的定义

图 3.5 凸凹角的定义

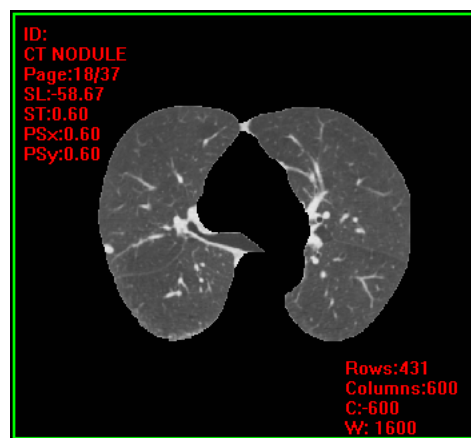
本文使用 LIDC 中的 23 个部分肺、83 个全肺及苏州医院第二附属医院影像中心提供的 9 个病例进行了肺区域分割方法的测试，无论是否含有凹陷，无论凹陷的大小如何，肺区域都得到了准确的分割，分割结果如图 3.6 所示。

3.2 气管断面的定位

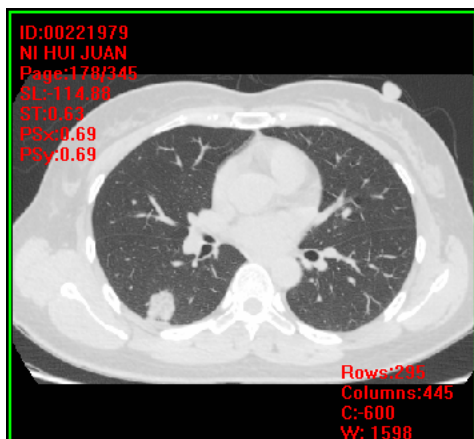
气管断面的定位分别从横断面、矢状面、冠状面中查找可能气管断面的位置。根据 CT 值较低、类似圆形这些气管腔特有的特点使用逐行扫描与标记的方法对气管



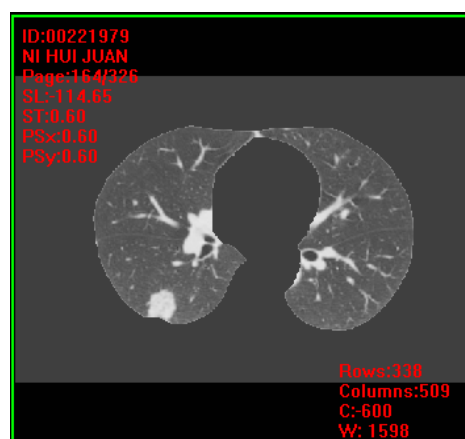
a) 肺边界上含有小凹陷的原始CT图像



b) 肺边界上含有小凹陷的肺分割后的CT图像



c) 肺边界上含有大凹陷的原始CT图像



d) 肺边界上含有大凹陷的肺分割后的CT图像

图 3.6 肺分割前后 CT 图像的对比图

断面进行定位。使用阈值方法将 CT 值与管腔 CT 相似的区域进行标记，若在圆形度与面均符合要求的情况下将其视为候选气管断面，标记为候选气管断面，否则，视为假气管断面，标记为假气管断面，不再进行查询。气管断面定位的具体实现过程如下。

1. 逐行扫描图像中的每个像素点，查找 CT 值低于阈值 CT_Thr_1 的像素点；
2. 以 1 中所找像素点为种子点，以不大于阈值 CT_Thr_2 为条件进行区域增长，得到初始气管区域 S_1 ；
3. 计算 S_1 的面积及圆形成度，若此区域的面积大于给定阈值 S_Thr_1 ，或其圆形成度小于阈值 Cir_Thr_1 ，则被筛选掉，将 S_1 标记为假气管，不在检测范围内，否

则列入候选气管断面队列，将 S_1 标记为气管断面；

4. 当 CT 扫描中每个像素点被遍历一遍，结束定位过程。

对第 3 步骤中区域 S_1 的圆形度的计算如图 3.7 所示， $circularity = s_2 / s_1$ ，其中 S_2 为以 S_1 的质心为圆心，以 S_1 面积为面积的圆与 S_1 的交叠的面积。

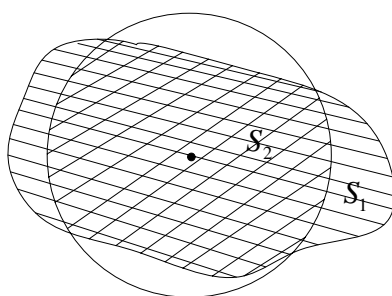
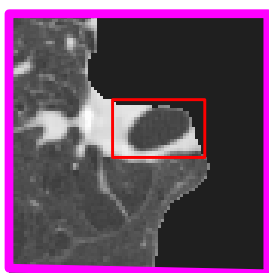
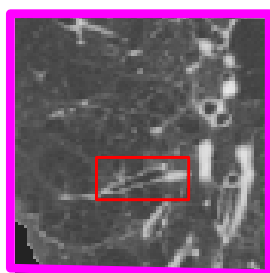


图 3.7 圆形度的计算

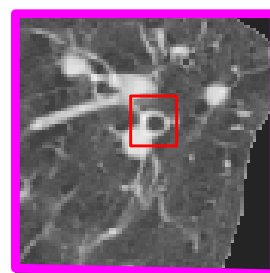
使用面积与圆形度进行气管断面的筛选，结果如图 3.8，其中，a 图的候选区域面积较大，b 图气管与检测方向不垂直，此两类候选区域均不会被检测出来。c 图的两特征均符合要求，被列入候选区域队列。最终在三个方向上气管断面的检测结果如图 3.9 所示。



a) 面积较大气管



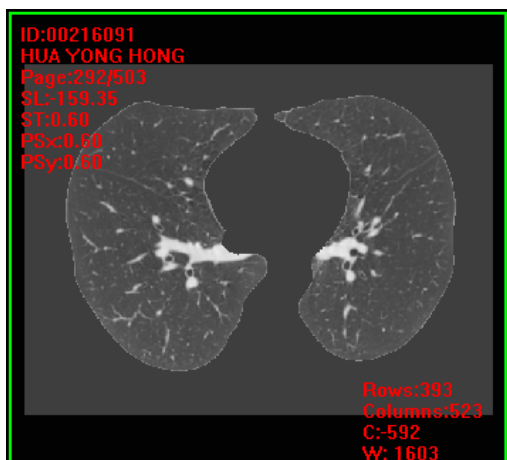
b) 圆形度较小气管



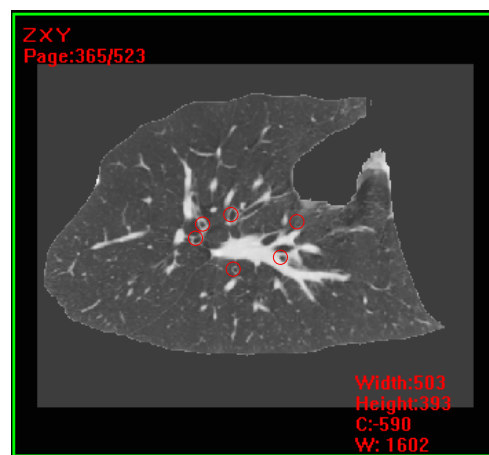
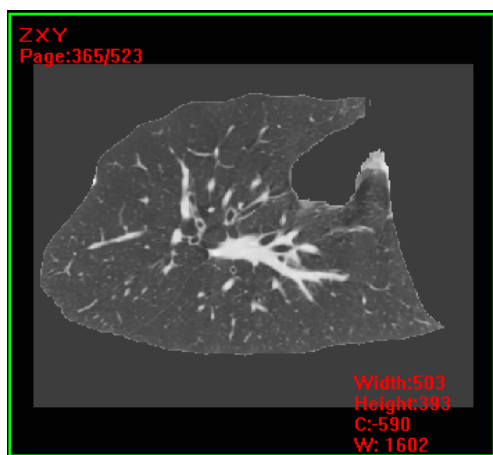
c) 被检测出的气管

图 3.8 气管断面的筛选结果

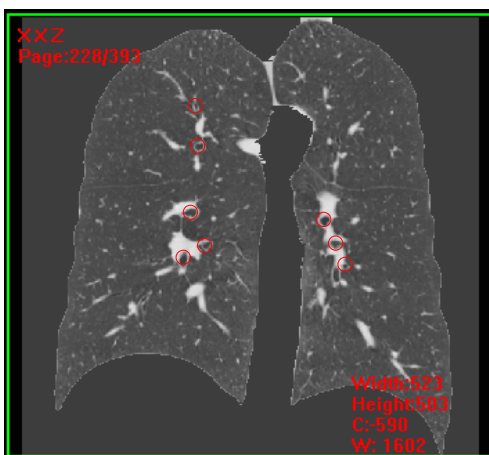
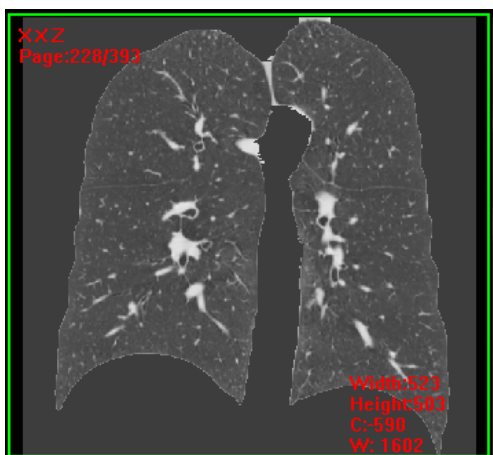
气管断面定位时使用到的一些参数，包含了 CT 值大小参数、面积大小参数、圆形度大小参数。本文中这些参数的取值分别为：CT_Thr₁ = -900Hu；CT_Thr₂ = -800Hu；S_Thr₁ = 50mm²；Cir_Thr₁ = 0.75。



a) 横断面的检测结果图



b) 矢状面的检测结果图



c) 冠状面的检测结果图

图 3.9 横断面、矢状面、冠状面三个方向上的气管断面检测结果

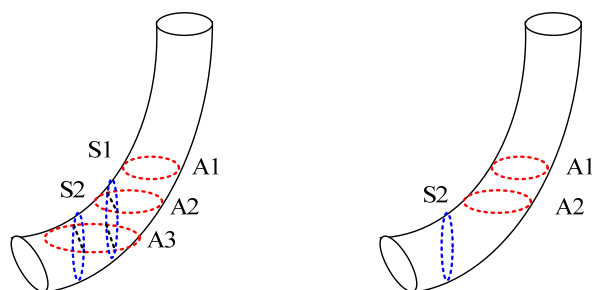
3.3 气管断面的筛选

气管断面的筛选过程中不但可以去除三个方向选择的候选气管断面的交叠气管断面，而且还可以去除被误选的肺实质等非气管断面及不适合量化的气管断面。气管断面的筛选包括交叠气管断面的去除和非气管断面及不适合量化气管的去除两部分。

3.3.1 去除交叠气管断面

冠状面、矢状面、横断面三个方向检测出的气管断面存在交叠，本步骤的目的即将交叠气管断面去除，只保留其中之一。由于气管断面的检测以与气管近似垂直为标准，方可减少气管量化时的误差，因此，本步骤的去除依据依然是气管断面与气管的垂直程度即圆形成度。本文采用方法思想为，对所有候选气管断面按圆形成度大小进行降序排序，即保证圆形成度大者优先，依次对排序后的候选气管断面进行筛选，保留当前圆形成度最大且未被处理过的气管断面，去除与之交叠的气管断面，直到候选气管断面都被处理过，过程结束，具体算法实现步骤如下：

1. 按照圆形成度从大到小对气管断面进行排序，如 3.10 图中气管断面排序后为 A1、A2、S2、S1、A3；
2. 依次对排序后的气管断面执行相应的操作：保留当前气管，去除与此气管断面相交的其余气管断面；
3. 最终保留下来的气管断面即为去除交叠后的气管断面。



a) 所检测的初始气管断面的 AL 区域 b) 去掉交叠后的气管断面的 AL 区域

图 3.10 去除交叠气管断面的过程

筛选结果如图 3.11 所示，其中 a、b、c 图分别为从横断面、矢状面、冠状面检测出的交叠的气管断面，其中，低圆形度的 b、c 被此步骤去除，而圆形度较大的 a 被保留下来。

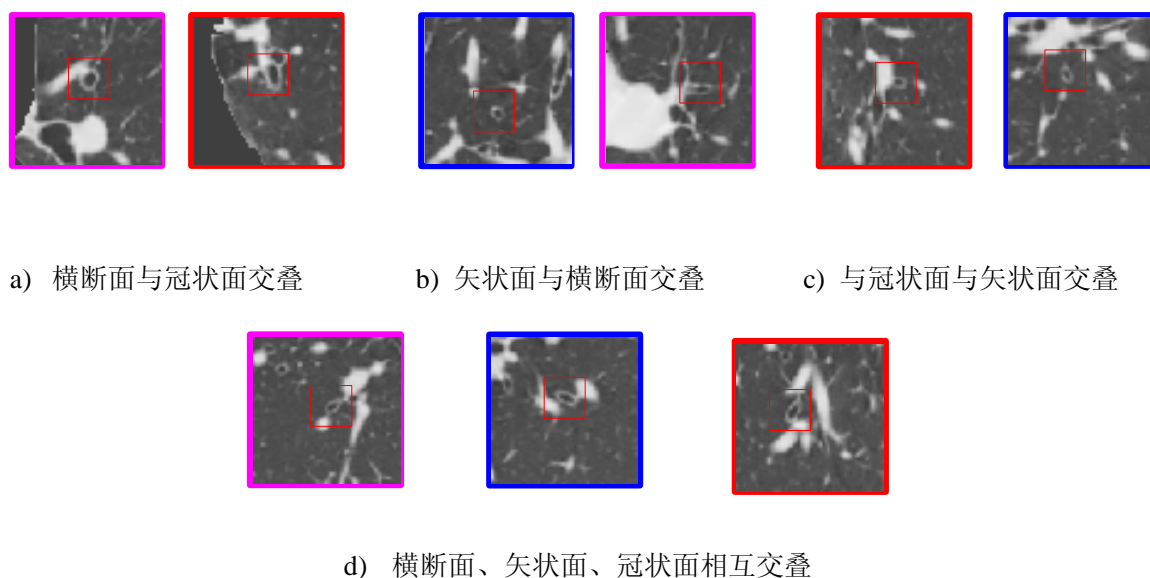


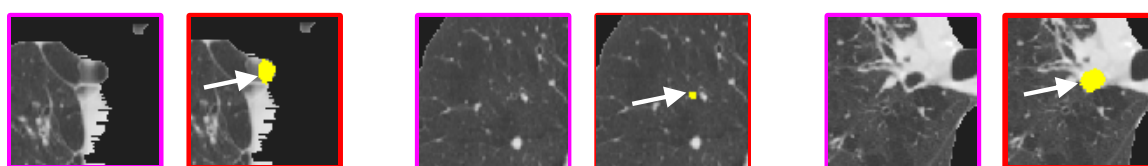
图 3.11 被去除的交叠气管断面

每对交叠气管断面第一个为被保留的气管断面，其余为被此步骤去除的气管断面

3.3.2 不适合量化气管断面去除

不适合量化的气管断面包括假气管断面、对比度低的气管断面、与正常组织相连气管断面，本文采用 FWHM 方法对其进行去除，之所以采用此方法主要有以下几个原因：（1）假气管一般是肺实质部分，与气管断面不同，它表现为低亮度区域，并无高亮度区域的包围，在 FWHM 方法中表现为其峰高较小，通过峰高的限制很容易与气管断面分开；（2）对比度低的气管断面由于气管壁受到容积效应其管壁 CT 值与管腔 CT 值相似，在 FWHM 方法中亦表现为其峰高较小，同样通过峰高限制可将其去除；（3）与血管相连的气管断面的管壁部分与血管的 CT 值相似，将血管误判成管壁，在 FWHM 方法中表现为其峰宽较大，通过对峰宽的限制可以将其去除。由此可见，FWHM 方法可以很好的将三种不适合量化的气管断面去除，故本文采用了此方法对每个候选气管断面判断其应该保留还是去除，具体实现方法如下。

1. 从质心向肺实质均匀引出若干条射线；
2. 计算每条射线的 FWHM 值，包括峰高与峰宽两个值；
3. 依据峰高与峰宽判断每条射线是否适合量化评估，即当高度低于 $Height_Thr$ 或宽度大于 $Width_Thr$ 则说明此射线不适合量化评估；
4. 计算不适合量化评估的射线所占比例，若达到一定程度则将此气管断面从候选气管断面中去除，否则，保留此气管断面。



a) 假气管断面 b) 对比度低的气管断面 c) 与正常组织过度粘连气管断面

图 3.12 被去除的不适合量化的气管断面

气管断面筛选过程中使用到了两个参数，即 FWHM 方法中的宽度与高度。本文中这两个参数的取值分别为： $Height_Thr = 200Hu$ ； $Width_Thr = 8$ 。

3.4 本章小结

本章详细描述了数据预处理、气管断面定位、气管断面的筛选几个步骤的实现过程，并给出了各步骤中所使用参数的经验值，由于 CT 扫描方式及重建方法的不同可能会使得参数值发生改变，此参数值仅作参考。

4 气管断面量化方法实现

气管断面的分割与量化分析是对气管断面评估中的一个关键问题。其中，气管断面的分割是一个难点，主要是由于存在着边界不明显的气管断面。而目前气管断面的量化方法一般是基于分割的基础的，存在着较大的误差，本文采用了 zheng [] 提出的一种模糊理论的量化方法，减少了部分容积效应产生的误差。

4.1 气管断面的分割

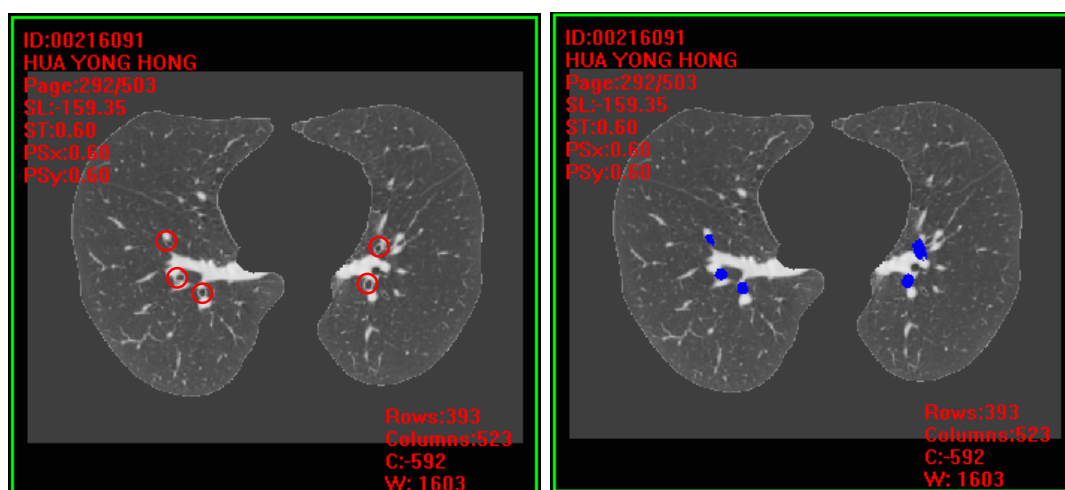
对筛选后的气管断面进行分割是气管断面准确量化的前提，目前的研究在进行气管断面量化之前多数需要对气管内外壁进行分割,然而，对气管断面的分割目前还是一个难点。为了减少分割时的错误，本文只对气管壁的外边界进行了分割，减少了气管内壁分割产生的错误，当然，此方法需使用特殊的量化方法作为支撑，量化方法将会在下一节中介绍。

在筛选后的气管断面中存在很多小气管断面，其边界的容积效应导致这些气管断面的边界模糊，使用动态规划、区域增长等方法很难对其气管壁进行准确的分割，从而影响气管断面分割后量化的结果。特别是当气管断面与血管等外围高密度组织粘连时，容易出现过分割的现象。

为了解决这些问题，本文采用了一种区域限制的方法进行气管断面分割。其基本思想是，采用阈值与区域增长的方法对气管腔进行初分割，由于气管断面的管壁较薄，本文对分割后的管腔使用膨胀的方法对管壁的范围进行限制，从而可以避免气管壁与外部组织无法分开的现象。

对气管外壁分割的实现方法与 FWHM 方法相似，该方法将对气管断面的分割转换为对以气管断面中心点为端点的均匀的采样射线的划分，以充分利用气管断面为类圆形的先验知识，减少气管壁分割的复杂程度和计算量。该方法从气管断面的质心均匀地向肺实质引出若干条射线，采用上文所提到的区域限制的方法对各射线进行划分，然后将划分时得到的射线上的划分点用直线连结起来，作为气管分割的结果，其具体实现如下。

1. 从气管定位时得到的 S_1 中找到 CT 值最低的点，作为区域增长的种子点，以不大于 CT_Thr_3 作为增长条件，得到增长区域 S_2 ，计算此区域的质心 Pt_Cen ；
2. 使用 $Size_Thr_1$ 的模板对 S_2 区域进行膨胀，得到膨胀区域 S_3 ，用来进行气管断面分割时气管区域的限制；
3. 从质心 Pt_Cen 向肺实质均匀的引 N 条射线，分别对每条射线进行分割，定义气管断面的外壁位置第一个极大值后的第一个极小值位置，若极大值不存在，则使用气管壁中的最大值代替，若极小值不存在，查找极大值后小于 CT_Thr_4 的第一个像素点位置，若存在则视为极小值，否则极小值不存在。若极小值不存在或极小值的位置超过了 S_3 的范围，则视 S_3 的边界为气管断面的外边界；
4. 将各射线分割后的端点连接起来，从而得到气管断面的外边界。分割结果如图 4.1 所示。



a) 分割前的候选气管断面

b) 候选断面的分割结果

图 4.1 气管断面的分割结果

气管断面分割时使用到的一些参数，包含了 CT 值大小参数、膨胀模板大小参数、射线数量参数。本文中这些参数的取值分别为： $CT_Thr_3 = CT_Thr_1 = -900Hu$ ；

$Size_Thr_1 = 8mm$; $N = 60$; $CT_Thr_4 = -700$ 。

4.2 气管断面的量化

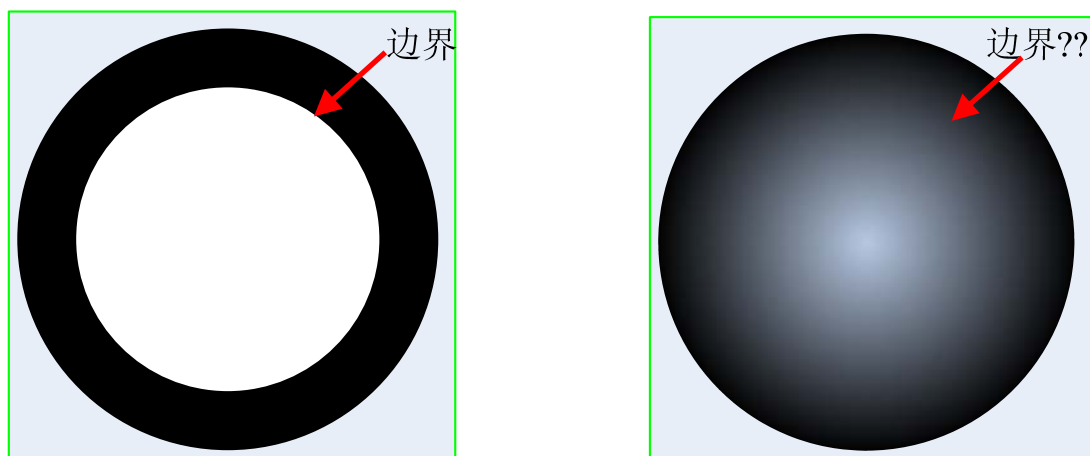
在分割的基础上，对气管断面形态学特征进行量化，一般包括气管断面的最小半径、气管断面的最大半径、气管断面的管壁厚度、气管断面的总面积、气管断面的管腔（壁）面积及气管断面中气管腔（壁）面积占气管断面的总面积的比例等，其量化方法可直接根据内外壁分割结果进行计算。考虑到气管断面的部分容积效应对气管形态参数的量化结果具有较大的影响，本文使用了基于 CT 值的模糊理论量化方法。

4.2.1 模糊理论

对于理想的有明确边界的物体，如公式（4.1）所示，对于空间中的点，其要么属于 A（记为 1），要么不属于 A（记为 0），有且只有一种情况符合，边界的位置十分明了，即属于 A 的像素点与不属于 A 的像素点的交接处，其中 1 与 0 在此称为对 A 的隶属度，如图 4.3—a 所示，当然 A 与非 A 面积的大小很容易得到计算。而对于边界不清晰的物体，如图 4.3—b 所示，其边界位置难以进行确定，对于 A 与非 A 面积大小因此也难以确定。为了解决这种难题，可对 A 的隶属度 0、1 扩充为 $[0, 1]$ 之间的连续点，即如公式（4.2）所示，称之为模糊理论方法。模糊理论方法的思想为，对于完全可以判断出其属于或不属于一物体 A 的点，分别记对 A 的隶属度为 1 或 0；而对于无法判断其是否属于一物体的点，根据一定的映射函数 $f(x)$ 将其映射到 $(0, 1)$ 之间，即其隶属度为 $0 \sim 1$ 之间的数。当然，这种映射函数有多种，根据不同的需要进行选择，一般常用线性映射方法。

$$y = \begin{cases} 1 & x \in A \\ 0 & x \notin A \end{cases} \quad (4.1)$$

$$y = \begin{cases} 1 & x \in A \\ 0 & x \notin A \\ f(x) & \text{其他} \end{cases} \quad \text{其中, } f(x) \in (0,1) \quad (4.2)$$



a) 边界清晰物体

b) 边界模糊物体

图 4.3 边界清晰与边界模糊物体比较图

4.2.2 基于模糊理论的气管断面量化

由于在大多数情况下，气管断面的管腔与管壁之间并没有明显的分界线，气管壁与气管腔交接处的像素点，由于 CT 成像时的容积效应和其生长环境本身的复杂性，很难准确的判断其究竟属于管腔还是管壁，如果对此类过渡区域仅适用 0、1 表示其隶属度，将会对后期的量化工作产生很大的误差，并影响最终的评估结果。

为了解决由于部分容积效应造成的量化误差问题，本文采用模糊理论的方法对气管断面上的像素点计算其隶属度并进行量化，其中映射函数采用线性映射方法。本文对管腔面积、管壁面积、气管断面总面积以及管壁在气管断面中所占比例进行了量化。设每个像素点对管腔的隶属度为 P_L ，对管壁的隶属度为 P_W ，则 P_L 与 P_W 的取值范围均为 $[0, 1]$ ，通过累积气管断面中像素点对管腔的隶属度便可以得到气管腔的面积，同理，通过累积像素点对气管壁的隶属度便可以得到气管壁的面积，具体量化方法如下：

1. 计算每个像素点对管腔与管壁的隶属程度，分为两类点 A：射线起点到极大值点之间的像素点，计算方法如公式 (4.3)； B：极大值点到边界点之间的像素点，计算方法如公式 (4.4)

$$P_L = \begin{cases} 1 & CT \leq CT_Thr_5 \\ CT/abs(CT_Thr_5) & CT > CT_Thr_5 \&\& CT < CT_Thr_6 \\ 0 & CT \geq CT_Thr_6 \end{cases} \quad (4.3)$$

$$P_w = 1 - P_L$$

$$P_w = \begin{cases} 1 + CT/abs(CT_Thr_7) & CT > CT_Thr_7 \&\& CT < CT_Thr_6 \\ 1 & CT \geq CT_Thr_6 \end{cases} \quad (4.4)$$

$$P_L = 0$$

注：公式（4.3）与（4.4）分别为对于 A 类点与 B 类点隶属程度的计算， P_L 为隶属于管腔的程度， P_w 为隶属于管壁的程度， CT_Thr_5 、 CT_Thr_6 、 CT_Thr_7 根据气管断面的管腔与管壁的值进行估计， CT_Thr_5 为属于管腔 CT 上界阈值， CT_Thr_6 为属于管壁的 CT 下界阈值， CT_Thr_7 为部分属于管壁的 CT 下界阈值。

2. 累积所有射线上像素点隶属于管腔的值可得到管腔的面积，如公式（4.5）所示。同理，累积所有射线上像素点隶属于管壁的值可得到管壁的面积，如公式（4.6）所示。同一个像素点可能被包含于不同射线，其隶属值可能有所不同，在进行管腔与管壁面积的统计时以首次遇到的值为基准，每个像素点只统计一次。

$$S_L = \sum_i P_L(i) \quad i \in \text{射线上各像素点} \quad (4.5)$$

$$S_w = \sum_i P_w(i) \quad i \in \text{射线上各像素点} \quad (4.6)$$

3. 计算气管断面的面积，如公式（4.7）所示，管壁在气管断面中所占的比例，如公式（4.8）所示。

$$S = S_w + S_L \quad (4.7)$$

$$Rate = S_w / (S_w + S_L) \quad (4.8)$$

气管断面量化时使用到了几个 CT 值大小参数。其中， CT_Thr_1 、 CT_Thr_3 、 CT_Thr_5 为属于管腔的 CT 值的上限， CT_Thr_5 、 CT_Thr_4 为部分属于管壁的 CT 值下限， CT_Thr_6 为属于管壁的 CT 值的下限，本文中这些参数的取值分别为：

$$CT_Thr_5 = CT_Thr_3 = CT_Thr_1 - 900Hu; \quad CT_Thr_6 = 0Hu; \quad CT_Thr_5 = CT_Thr_4 - 700Hu。$$

4.3 本章小结

本章详细描述了气管断面的分割及气管断面的量化两个步骤的实现过程，并给出了各步骤中所使用参数的经验值，CT 扫描方法及重建方法的不同可能会使得参数值发生改变，此参数值仅作参考。

5 结果实验与分析

本文使用苏州大学附属第二医院影像中心提供的九个病例分别对两种气管检测与量化方法进行了测试：方法 A 为基于单方向气管断面检测与量化方法^[17]，方法 B 为本文采用的基于多方向气管断面检测与量化方法。

5.1 实验数据

本文实验所用到的 CT 图像是采集于苏州大学附属第二医院放射科，共 9 个全肺 CT 扫描。九个病例层间距均为 0.63mm，每个扫描片中的点间距介于 0.66mm~0.88mm，CT 扫描片数介于 321~505 之间，断层扫描图像的格式为 12 位 DICOM 图像，每幅 CT 横断面图像大小为 512×512。

9 个全肺 CT 扫描中 1、4、8、9 号病例病人年龄均在 60 岁以上，其余病人年龄较小，多数在 20~50 岁之内。其中第 1~7 号 CT 扫描中两肺各段叶支气管通畅、未见明显扩张及狭窄征象；而第 8 号 CT 扫描左肺部分支气管略有轻度扩张，第 9 号 CT 扫描左、右肺的上、下叶部分支气管壁增厚。

5.2 实验结果

5.2.1 节、5.2.2 节与 5.2.3 节分别从方法 B 的初始检测、去除交叠气管断面、去除不适合量化气管断面三步骤处理前后的结果对比分析，5.2.4 节将方法 B 的最终结果与方法 A 的结果进行比较，并对新提出的判别 COPD 的方法进行了测试。

5.2.1 初始检测结果

方法 B 气管断面的初始检测数目如表 5.1 所示。九个病例平均每个初始检测数目为 3620 个，但对于不同的病例检测出的数目也有很大的差异，例如，检测数目最少的为 2 号病例，三个方向共检测出 1371 个气管断面，检测数目最多的为 8 号病例，共检测出 6408 个气管断面，两者检测数目相差较多。这主要是由于两个方面的原因：

（1）由于气管的扩张与管壁的增厚，COPD 患者扫描图像中三级以下气管断面检测

数目明显增加；（2）不同人之间存在个体差异，其检测出的气管数目也会有所不同。

表 5.1 基于多方向气管断面检测方法初始检测数目

病例序号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	平均
横截面检测数目	1385	509	790	2270	863	1104	1320	2827	2328	1488
矢状面检测数目	1227	425	536	1769	586	689	885	1776	1470	1040
冠状面检测数目	1055	383	489	2105	740	723	1071	1805	1450	1091
总数目	3667	1317	1815	6144	2189	2516	3276	6408	5248	3620

从表 5.1 中还可以观察到，横截面、矢状面与冠状面三个方向检测的数目并不是均匀的，横断面比另外两个方向检测出的数目多些，这亦符合气管树自上而下的生长结构。

5.2.2 去除交叠气管断面

此步骤将交叠气管中与气管垂直程度最好的断面保留，其余的去除，防止部分气管被重复统计。最终去除结果如表 5.2 所示，经过去除交叠气管断面的过程，气管断面的数目减少了 1/4~1/3，去除的部分为交叠气管断面中圆形度较低的部分，如图 4.4 所示。

表 5.2 基于多方向气管断面去除交叠前后的检测的数目

病例序号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	平均
初始检测气管断面数目	3667	1317	1815	6144	2189	2516	3276	6408	5248	3620
去除交叠后的气管断面数目	2783	904	1312	3998	1592	1922	2295	4642	3777	2581
去除的气管断面数目	884	413	503	2146	597	594	981	1766	1471	1039

如前面所介绍，圆形度的大小与垂直程度呈正比关系。表 5.3 为气管交叠部分在去除之前与去除之后圆形度大小的对比，从中可以看出，去除交叠后的圆形度比去除交叠前的圆形度平均提高了 0.03~0.04 左右，对气管的评估更为准确。

表 5.3 交叠气管断面与保留气管断面的圆形度均值

病例号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	9
发生交叠的气管断面平均圆形度	0.812	0.828	0.831	0.817	0.821	0.830	0.821	0.825	0.830	0.842
去除交叠后保留的气管断面平均圆形度	0.842	0.867	0.870	0.849	0.857	0.872	0.859	0.861	0.870	0.861
提高的平均圆形度	0.030	0.039	0.039	0.032	0.036	0.042	0.038	0.036	0.040	0.037

5.2.3 去除不适合量化气管断面

经过此步的去除平均每个病例大约减少了 573 个，如表 5.4 所示，这些被去除的气管断面含有被检测出的假气管断面、低对比度的或与血管等正常组织过度粘连的气管断面，如图 3.10 所示。

表 5.4 基于多方向气管断面去除不适合量化气管断面前后的检测的数目

病例序号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	平均
去除不适合量化前的气管断面数目	2783	904	1312	3998	1592	1922	2295	4642	3777	2581
去除不适合量化后的气管断面数目	1783	708	1057	3155	1167	1552	1699	3644	3299	2007
被去除的气管断面数目	1000	196	255	843	425	370	596	998	478	573

假气管的存在无疑对气管度量的准确性影响很大。假气管多为肺实质，特别是在患有肺气肿等病时产生的肺大泡，这些假气管由于没有外壁的包围，其对比度较低，实验结果表明在本步骤中假气管得到了很好的去除，如表 5.5 所示。对每个病例的 CT 图像分别进行均匀空间分布的 2% 抽样统计结果，在初始检测出的气管断面中假气管约占 1.60/slice，而去除假气管之后，假气管降低到了 0.67/slice，得到了很好的抑制。

表 5.5 初始检测与最终结果的平均假气管断面数

病例序号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	平均
初始检测平均每CT平面上的假气管断面数	2.88	0.78	0.58	3.86	0.83	0.63	1.71	2.08	1.08	1.60
最终检测平均每CT平面上的假气管断面数	1.12	0.21	0.16	2.17	0.21	0.29	0.58	0.76	0.54	0.67
减少的平均每CT平面上的假气管断面数	1.76	0.57	0.42	1.69	0.62	0.34	1.13	1.32	0.54	0.93

对比度低的气管断面管腔与管壁不易分离，对其隶属程度难以准确评估。与正常组织过度粘连的气管断面管壁 CT 值与正常组织 CT 值大小近似，容易将正常组织误判为管壁，增加量化误差。去除两种不适合量化的气管可以提高量化的精度。表格 5.6 为对每个病例的 CT 图像分别进行均匀空间分布的 2%抽样统计结果，初始检测结果中过度粘连气管断面约为 0.49 个/slice，而去除之后过度粘连的气管断面降低到了 0.12 个/slice，平均降低了 0.37 个/slice。

表 5.6 初始检测与最终结果的平均过渡粘连的气管断面数

病例序号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	平均
初始检测平均每CT平面上的过度粘连的气管断面数	0.20	0.54	0.46	0.21	0.5	0.71	0.42	0.84	0.54	0.49
最终检测平均每CT平面上的过度粘连的气管断面数	0.08	0.08	0.13	0.04	0.17	0.13	0.08	0.28	0.12	0.12
减少的平均每CT平面上的过度粘连的气管断面数	0.12	0.46	0.33	0.17	0.33	0.58	0.34	0.56	0.42	0.37

5.2.4 最终检测结果

1. 两种方法的对比

实验通过对每个病例的 CT 图像分别进行均匀空间分布的 2%抽样，对两种方法

的检测结果分别进行了假阳性的统计，方法 B 的假阳性统计结果如表 5.6 所示，假阳性率约为 0.67 个/slice，方法 A 的假阳性统计结果如表 5.7 所示，假阳性率约为 1.61 个/slice。相比而言，前者的假阳性率减少了 0.94 个/slice。

表 5.7 基于单方向气管检测与量化方法的平均假气管断面数

病例序号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	平均
初始检测平均每CT平面上的假气管断面数	2.89	0.76	0.58	3.88	0.81	0.65	1.72	2.11	1.09	1.61

方法 B 的最终气管断面检测数目如表 5.8 所示，与表 5.9 中方法 A 的检测数目相比，平均每个病例检测数目提高了 1.5 倍左右。在假阳性更低的情况下，方法 B 检测出的数目比方法 A 的检测数目上得到了很大的提高，这说明了此方法可以降低病变气管被漏检的机率。

表 5.8 基于多方向气管断面最终检测数目

病例序号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	平均
检测数目	1783	708	1057	3155	1167	1552	1699	3644	3299	2007

表5.9 基于单方向气管断面检测的数目

病例序号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	平均
检测数目	1385	509	790	2270	863	1104	1320	2827	2328	1488

为了观察不同垂直程度限制下气管断面检测出的数目，本文在进行气管断面定位时，使用了多个圆形度阈值对其进行测试。在不同圆形度阈值下两种方法检测出的气管断面数目如图 5.1 所示。

由图 5.1 可以看出，两种方法的气管断面检测数目都随圆形度阈值降低而增加，这个结果是显然易见的，放松对气管断面的定位时的限制条件，故检测出的数目有所增加。在不同的圆形度下，方法 B 检测出的气管断面数目都多于方法 A 检测出的数目，可见，方法 B 可以检测出更多的气管断面，更有利于对气管断面的评估。

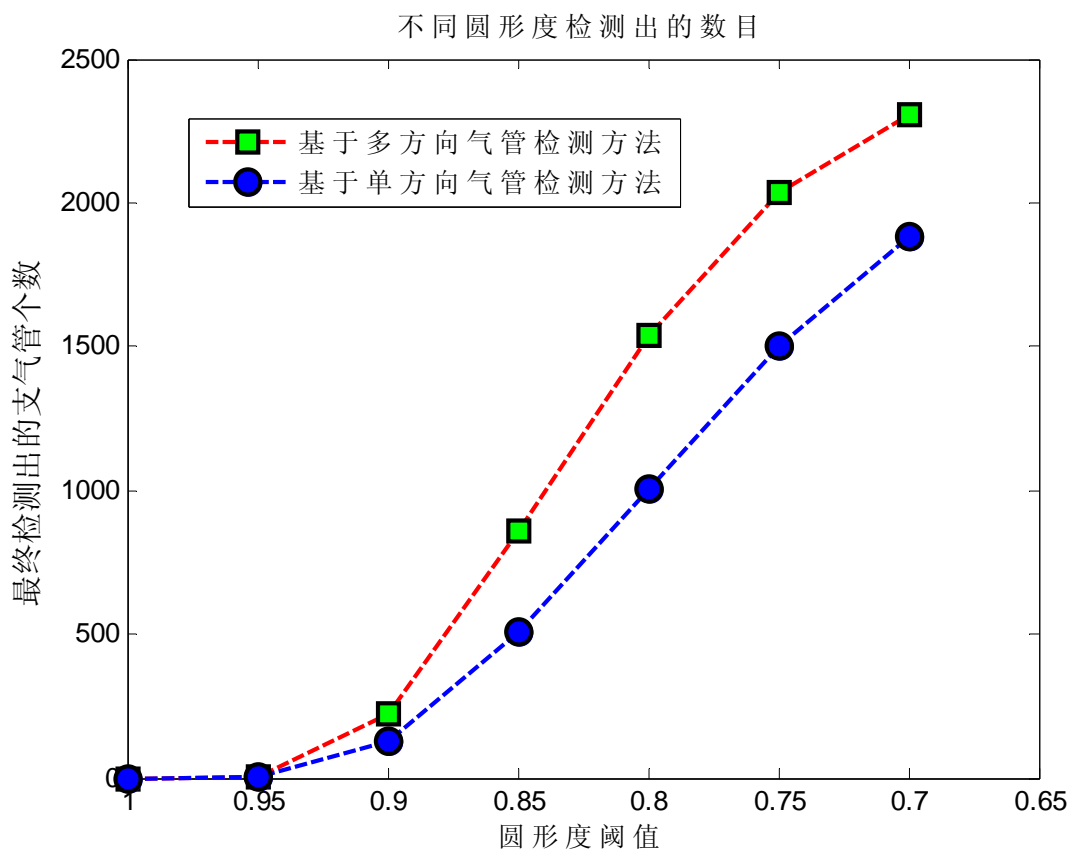


图5.1 不同圆形度所检测出的气管断面的平均总数（曲线）

2. 新提出的 COPD 判别方法

对于气管正常的肺部 CT 图像一般可以观察或检测到三级以内气管断面,对于三级以下气管断面由于其面积较小,而且对比度较低,只有较少部分可被观察到。患有 COPD 等病的气管一般细小气管会扩张,并且气管壁增厚,从而导致三级以下气管断面可以明显被观察或检测到。实验对三级以下气管断面的检测数目进行了统计,统计结果如图 5.2 所示,对于正常即非 COPD 患者的 CT 图像其三级以下气管断面的检测数目均较少,均在 250 个以下,而患有 COPD 病的 CT 图像,其三级以下气管断面的检测数目明显较高,均超过了 550 个,与正常 CT 图像相比大大增加。因此,使用三级以下气管断面的检测数目这一特征可以有效的将 COPD 与非 COPD 患者区分开来。

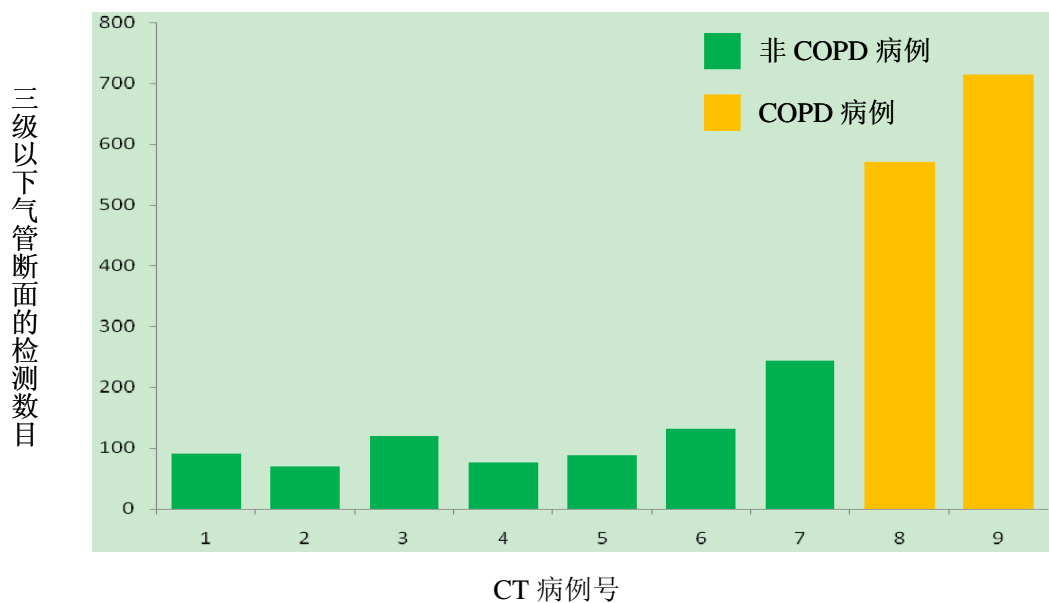


图5.2 三级以下气管断面检测数目对比图

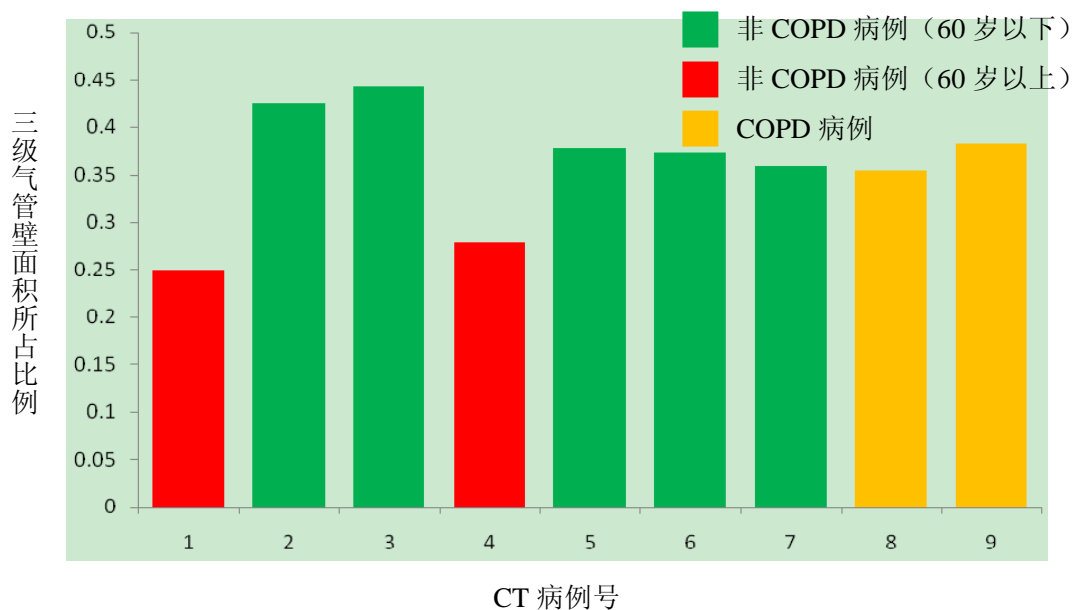


图5.3 三级气管壁面积所占比例对比图

图 5.3 给出了实验所用 9 个病例的三级气管壁面积所占比例的统计直方图。其中第 8、第 9 个病例为 COPD 病例，其他的为非 COPD 病例；第 1、第 4、第 8 和第 9 个病例为年龄在 60 岁以上的患者的病例，其他的为年龄在 60 岁以下的患者的病例。通过对非 COPD 患者的病例进行观察可以发现，60 岁以上患者的病例较 60 岁以下患者的病例其三级气管壁面积所占比例明显较低，这说明该特征值的大小与患者的

年龄有一定的相关性，在使用该特征评估 COPD 的患病情况时，对同一年龄段的病例进行比较更有意义。从图 5.3 中也可以看出，对于六十岁以上患者的病例，COPD 患者较非 COPD 患者其三级气管壁所占比例有明显的提高。

5.3 本章小结

本章使用两种方法对苏州大学附属第二医院影像中心提供的九个病例的进行了测试，结果表明本文采用的方法与基于单方向的气管检测方法相比从检测数目与垂直程度上都有所改进，并且，假阳性率也有所降低。本章亦对新提出的 COPD 判别方法进行了测试，取得了良好的效果。

6 总结与展望

6.1 总结

计算机辅助诊断在肺内疾病领域的应用是近年来较热门的一个研究课题。本文提出一种基于多方向的全自动气管断面检测与量化方法，主要以下三点。

1. 气管断面检测方案的设计

目前二维气管断面检测方法都只从横断面上进行了气管断面的检测与评估，对于不与横断面垂直的病变气管容易被漏检，极大的影响了气管评估的准确性。本文提出了一种基于多方向的气管检测方法，分别从横断面、矢状面、冠状面三个方向对气管断面进行检测，能够很大程度上减少漏检的病变气管。

2. 气管断面检测方案的实现

根据所提气管断面检测方案实现了相应的测试系统，通过对苏州大学附属第二医院影像中心提供的 9 个病例的测试，验证了所提算法的有效性。

3. 使用 FWHM 方法去除不适合量化的气管断面

在检测过程中，假气管断面、对比度较低的气管断面和与正常组织相连的气管断面的引入会对后续的评估结果造成不良影响，本文使用 FWHM 方法对这些不适合量化的气管断面进行筛选，提高了气管评估的准确度。

4. 提出了一种新的 COPD 判别方法

对检测出的气管断面本文提出了一种新的 COPD 判别方法，即根据三级以下气管断面的数目及三级气管断面形态学特征共同进行 COPD 的判别。本文使用苏州大学附属第二医院影像中心提供的 9 个病例对所提判别方法进行了验证。

6.2 展望

在以后的研究工作中，可以从以下几个方面对气管的检测与量化方法进行进一步的研究：

1. 对气管进行三维建树

实验在进行数目或形态学特征统计，使用气管腔的面积对三级及三级以下气管进行化分。通过对九个病例进行观察统计得到，二级气管腔面积约为一级气管腔面积的 0.524，而三级气管腔面积约为一级气管腔面积的 0.110。这种方法存在很多缺点：首先，气管的生长十分复杂，不同级别的气管面积之间并没有严格的比例关系；其次，对气管腔的统计方法本身无法得到精确的结果；第三，气管扫描过程中无法精确地将气管呈现。通过建树方法对第一个方面进行改进很容易将三级气管及三及以下气管进行区分。

2. 寻找更好的气管病变特征

气管病变特征的优劣，直接影响到对肺部相关疾病诊断的准确性，目前该类研究所用到的特征较少，有待于进一步探索。

由于时间仓促和本人水平有限，本文中可能存在着一些错误。敬请各位老师和同学批评指正。

致谢

两年的研究生学习与生活即将结束，短短两年时间内，我不但学到了许多宝贵的知识，而且学会了很多做人的道理，自己的进步离不开老师的指导，家人的关心，同学的帮助，在此，我要真诚地说一声谢谢！

首先，感谢我的导师许向阳老师，感谢他将我带入科学研究的大门，为我指明奋斗的方向；感谢许老师教会我如何面对学习、生活中的困难；感谢许老师孜孜不倦的教诲，让我明白许多人生的哲理。许老师认真负责的工作态度，严谨的治学精神、饱满的工作热情使我受益匪浅。许向阳老师严肃实验室的纪律，并以身作则，让我深切感受了严于律己，勤奋踏实的为人态度。感谢金人超老师，感谢他教会我面对问题如何寻找解决的办法，每当我学术上遇到困难停止不前时，金老师总能帮助我找到问题的关键，提出宝贵的意见。金老师严谨的治学态度，活跃的创新精神都使我十分敬佩并终身受益。感谢宋恩民和刘宏老师，感谢他们为我们创造了良好的科研环境，他们高涨的工作热情激励着我们敢于挑战、敢于拼搏。感谢李国宽、金良海、马光志等诸位老师，感谢他们对学生的关心，让我们感到家一般的温暖。

感谢我的父母，感谢他们在背后给了我很大的鼓励，他们勤劳朴实、积极向上的态度永远值得我去学习，感谢他们给了我无私的爱，让我永远感到家的温暖。

感谢王倩博士在课题研究过程中给我的帮助，通过与她的讨论，让我对问题认识更深刻，感谢她平时对我学习、生活等各方面的关心。感谢王晓桐同学，感谢他在整个研究生学习阶段对我的耐心的辅导，他踏实的学习精神值得我去学习。感谢马建国师兄、胡怀飞博士、高一鸣、何珂程同学，在学术讨论过程中他们的建议给了我很大的帮助。

感谢同窗雷霓，刘新鸣，占惠融，刘斌，聂鹏等同学，同他们一起学习生活，给我留下了很多美好的回忆。

再次衷心感谢给予我教导帮助的老师，家人，同学，朋友！

参考文献

- [1] 张玉萍. 慢性支气管炎的防治.中国临床区药研究杂志, 2008, 181(001): 54-55
- [2] 张冬青. 慢性阻塞性肺病的临床护理与分析.中国实用医药, 2008, 3(维普资讯): 19-19
- [3] 陈虹, 苏伟强, 陈秀桃. 广东廉江市部分农村地区 40 岁以上人群慢性阻塞性肺病患状况与危险因素的调查分析.广东医学院学报, 2008, 26(5): 560-564
- [4] 刘丽萍, 赵庆华. 慢性阻塞性肺疾病健康教育的研究进展.解放军护理杂志, 2007, 24(001): 43-45
- [5] 张连阳, 姚元章, 王希龙. 钝性胸部伤早期救治中 64 排螺旋 CT 的应用.创伤外科杂志, 2008, 10(001): 25-27
- [6] F. Chabat, X. P. Hu, D. M. Hansell, et al. ERS transform for the automated detection of bronchial abnormalities on CT of the lungs. in: MEDICAL IMAGING, 2001. 942-952
- [7] V. Sauret, K. A. Goatman, J. S. Fleming, et al. Semi-automated tabulation of the 3D topology and morphology of branching networks using CT: application to the airway tree. Phys. Med. Biol, 1999, 44(S0031-9155(99)01121-5): 1625-1638
- [8] S. Busayarat, T. Zrimec. Detection of Bronchopulmonary Segments on High-Resolution CT--Preliminary Results. in: Computer Society Washington, DC, USA, 2007. 199-204
- [9] N. Awadh, N. L. Muller, C. S. Park, et al. Airway wall thickness in patients with near fatal asthma and control groups: assessment with high resolution computed tomographic scanning. Thorax 1998, 1998, 53(4): 248-253
- [10] E. Seneterre, F. Paganin, J. M. Bruel, et al. Measurement of the internal size of bronchi using high resolution computed tomography (HRCT). Eur Respir J 1994, 1994, 7(3): 596-600
- [11] F. Y. Rizi, A. Ahmadian, N. Sahba, et al. A Hybrid Fuzzy Based Algorithm for 3D Human Airway Segmentation. Academic Radiology, 2002: 2295—2298
- [12] M. Prasad, A. Sowmya, P. Wilson. Automatic Detection of Bronchial Dilatation in

- HRCT Lung Images. *Digital Imaging*, 2008, 21(Springer): 148-163
- [13] J. Lee, A. P. Reeves, S. Fotin, et al. Human airway measurement from CT images. in: *Medical Imaging 2008:Computer Aided Diagnosis*,2008. 691518-691518
 - [14] J. Tschirren, E. A. Hoffman, G. McLennan, et al. Intrathoracic airway trees: segmentation and airway morphology analysis from low-dose CT scans.*MEDICAL IMAGING*, 2005, 24(12): 1529-1539
 - [15] M. Sonka, G. Sundaramoorthy, E. A. Hoffman. Knowledge-based segmentation of intrathoracic airways from multidimensional high resolution CT images. in: *Medical Imaging 1994: Physiology and Function from Multidimensional Images*,1994. 73-85
 - [16] P. A. De Jong, N. L. Muller, P. D. Pare, et al. Computed tomographic imaging of the airways: relationship to structure and function.*EUROPEAN RESPIRATORY JOURNAL*, 2005, 26(1): 140-152
 - [17] B. Zheng, J. K. Leader, J. M. McMurray, et al. Automated detection and quantitative assessment of pulmonary airways depicted on CT images.*Med. Phys*, 2007, 34: 2844
 - [18] M. Sonka, W. Park, E. A. Hoffman. Validation of an enhanced knowledge-based method for segmentation and quantitative analysis of intrathoracic airway trees from three-dimensional CT images. in: *Medical imaging 1995*,1995. 158-166
 - [19] O. Weinheimer, T. Achenbach, C. Bletz, et al. About objective 3-d analysis of airway geometry in computerized tomography. in: *MEDICAL IMAGING*,2008. 64-74
 - [20] S. C. Park, W. P. Kim, B. Zheng, et al. Pulmonary airways tree segmentation from CT examinations using adaptive volume of interest. in: *Medical Imaging 2009: Image Processing*,2009. 72593U-1-72593U-9
 - [21] K. Palágyi, J. Tschirren, E. A. Hoffman, et al. Quantitative analysis of pulmonary airway tree structures.*Computers in Biology and Medicine* 36, 2006, 36(9): 974-996
 - [22] J. N. Kaftan, A. P. Kiraly, A. Bakai, et al. Fuzzy pulmonary vessel segmentation in contrast enhanced CT data.*Medical Imaging 2008:Image Processing*, 2008, 6914:
 - [23] J. M. Reinhardt, N. D'Souza, E. A. Hoffman. Accurate measurement of intrathoracic airways. in: *MEDICAL IMAGING*,1997. 820-827
 - [24] J. M. Reinhardt, S. A. Raab, N. D. D'Souza, et al. Intra-thoracic airway measurement: Ex vivo validation. in: *The International Society for Optical Engineering*,1997.

- [25] N. D. D'Souza, J. M. Reinhardt, E. A. Hoffman. ASAP: Interactive quantification of 2D airway geometry. in: Medical Imaging 1996: Physiology and Function from Multidimensional Images,1996. 180-196
- [26] N. Kim, J. B. Seo, K. S. Song, et al. Semi-Automatic Measurement of the Airway Dimension by Computed Tomography Using the Full-Width-Half-Maximum Method: a Study on the Measurement Accuracy according to the CT Parameters and Size of the Airway.Korean J Radiol, 2008, 9(3): 226-235
- [27] Y. Nakano, K. P. Whittall, S. E. Kalloger, et al. Development and validation of human airway analysis algorithm using multidetector row CT. in: Medical Imaging 2002: Physiology and Function from Multidimensional Images,2002. 460-469
- [28] A. P. Kiraly, B. L. Odry, D. P. Naidich, et al. Boundary-specific cost functions for quantitative airway analysis. 2007, 4791: 784-791
- [29] P. Berger, V. Perot, P. Desbarats, et al. Airway Wall Thickness in Cigarette Smokers: Quantitative Thin-Section CT Assessment 1.Radiology 2005, 2005, 235(3): 1055-1064
- [30] G. G. King, N. L. Muller, K. P. Whittall, et al. An analysis algorithm for measuring airway lumen and wall areas from high-resolution computed tomographic data.American journal of respiratory and critical care medicine, 2000, 161(2): 574-580
- [31] B. L. Odry, A. P. Kiraly, C. L. Novak, et al. Evaluation of scoring accuracy for airway wall thickness. in: Medical Imaging 2009: Computer-Aided Diagnosis,2009. 72602X-1-72602X-9
- [32] J. D. Gibbs, M. W. Graham, W. E. Higgins. 3D MDCT-based system for planning peripheral bronchoscopic procedures.Computers inBiologyandMedicine, 2009, (39): 266-279
- [33] R. San Jose Estepar, J. J. Reilly, E. K. Silverman, et al. Three-Dimensional Airway Measurements and Algorithms.PROCEEDINGS OF THE AMERICAN THORACIC SOCIETY, 2008, 5(9): 905-909
- [34] B. Zheng, J. K. Leader Iii, G. S. Maitz, et al. A simple method for automated lung

- segmentation in X-ray CT images. in: Medical Imaging 2003: Image Processing,2003. 1455-1463
- [35] J. K. Leader, B. Zheng, F. C. Sciurba, et al. The relation of airway size to lung function (Proceedings Paper). in: Medical Imaging 2008: Physiology, Function, and Structure from Medical Images,2008. 691623-1-691623-8
- [36] J. K. Leader, B. Zheng, F. C. Scurba, et al. Airway morphometry in the lungs as depicted in chest CT examinations variability of measurements (Proceedings Paper). in: Medical Imaging 2006: Physiology, Function, and Structure from Medical Images,2006. 61432R-1-61432R-9
- [37] J. K. Udupa, S. Samarasekera. Fuzzy connectedness and object definition: Theory, algorithms, and applications in image segmentation. GRAPHICAL MODELS AND IMAGE PROCESSING, 1996, 58(3): 246-261
- [38] 许为华, 尹学松. 医学图像插值算法的研究. 计算机仿真, 2006, 23(001): 111-114
- [39] M. N. Prasad, M. S. Brown, S. Ahmad, et al. Automatic segmentation of lung parenchyma based on curvature of ribs using HRCT images in scleroderma studies. in: Medical Imaging 2008: Computer-Aided Diagnosis,2008. 69152K-1-69152K-10
- [40] N. Yamada, M. Kubo, Y. Kawata, et al. ROI extraction of chest CT images using adaptive opening filter. in: Medical Imaging 2003: Image Processing,2003. 869-876
- [41] Q. Li, F. Li, K. Doi. Computerized Detection of Lung Nodules in Thin-Section CT Images by Use of Selective Enhancement Filters and an Automated Rule-Based Classifier. Academic Radiology, 2008, 15(2): 165-175
- [42] S. G. Armato, M. L. Giger, C. J. Moran, et al. Computerized Detection of Pulmonary Nodules on CT Scans 1. Radiographics, 1999, 19(5): 1303-1311

附录 1 垂直程度与圆形的关系

在气管断面定位时使用圆形度进行气管断面的限制,可以检测到与 CT 扫描近似垂直的断面,主要是由于气管断面的圆形度随着气管断面与 CT 扫描的垂直程度增加而增加。圆形度与垂直程度的关系在理想情况下是可以计算的。以水平切面为例,如图 2.3 左图所示,圆柱的底面为半径为 r 单位圆,圆柱的轴与水平面的夹角为 θ ,则其水平切面为短轴长为 r 、长轴长为 $r/\sin\theta$ 的椭圆,椭圆的面积为 $S_{\text{ellipse}} = \pi \times r \times (r/\sin\theta)$ 。以椭圆圆心为圆心,以椭圆面积为面积的圆与椭圆的交叠的

面积为 $S_{\text{overlap}} = 4 \int_0^{x_c} (\sqrt{r^2/\sin(\theta) - x^2} - \sqrt{r^2 - \sin^2(\theta)x^2}) dx$, 其中, x_c 为椭圆与圆的交点

x 坐标, 即 $x_c = r \times \sqrt{(1-\sin(\theta) \times \sin(\theta)) / (\sin(\theta) \times \cos(\theta))}$, 椭圆的圆形度大小计算方法

为 $\text{Circularity} = S_{\text{overlap}} / S_{\text{ellipse}}$, 如图 2.3 右图所示。不同倾斜程度的圆柱体与水平面的椭圆切面的圆形度大小如图 2.4 所示, 圆柱体与水平面的倾斜角 θ 与 $\pi/2$ 越接近, 圆柱体与水平面的椭圆切面的圆形度的值越大。可见, 使用区域的圆形度进行可近似代替气管断面与 CT 扫描的垂直程度, 因此, 对圆形度设定阈值可以选择一定垂直程度内的气管断面。

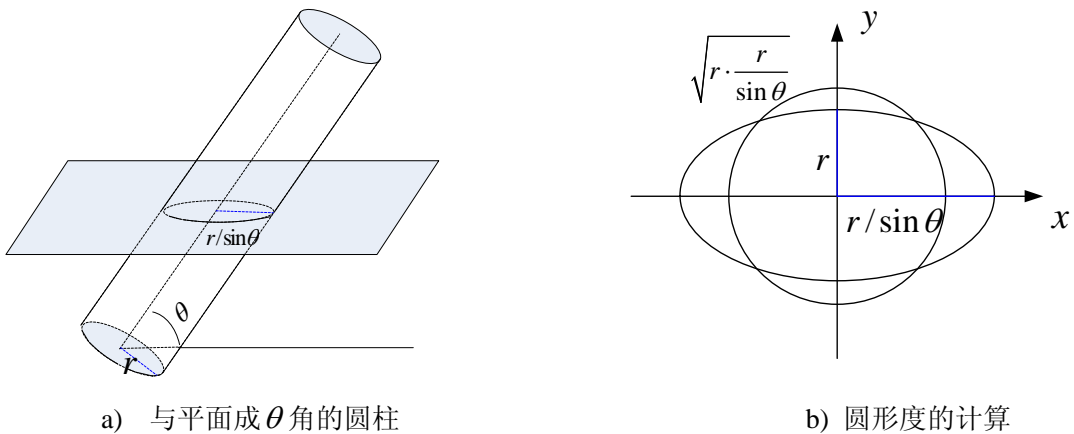


图 2.3 切面的形成及其圆形度的计算

a 图: 圆柱底面半径为 r , 与水平面的夹角为 θ , 截面成椭圆形, 椭圆长轴为 $r/\sin\theta$,

短轴长为 r 如右图所示。b 图: 圆形度的计算方法, 椭圆与圆的面积均为 $r \cdot \frac{r}{\sin\theta}$,

圆形度大小为椭圆与圆的交叠部分面积与椭圆面积之比。

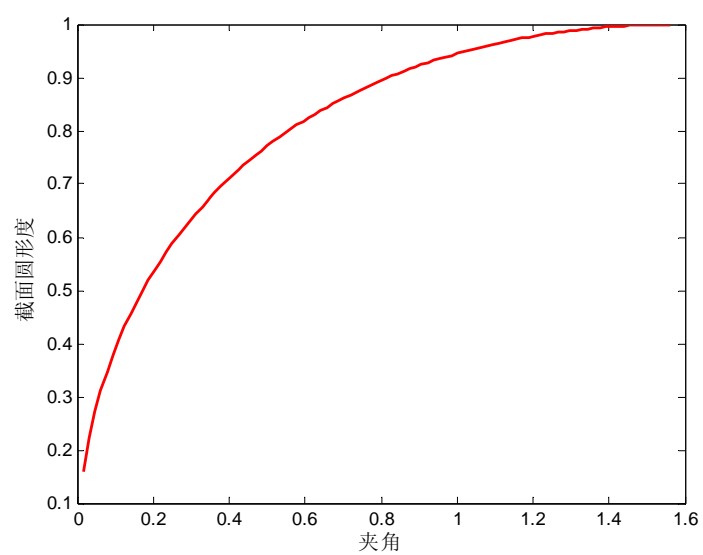


图 2.4 夹角 θ 与圆形度 CI 的函数曲线图