

Accuracy of evaluation on airway phantom measurement on CT images with different methods

FAN Qiu-hong¹, DENG Zhen-sheng^{1*}, OUYANG Li-rong², WANG Xiao-yi^{2*}

(1. Department of Biomedical Engineering, School of Geosciences and Info-Physics, Central South University, Changsha 410083, China; 2. Department of Radiology, Xiangya Hospital, Central South University, Changsha 410008, China)

[Abstract] **Objective** To assess the accuracy of thoracic airway measurement with different methods on CT images obtained under different conditions. **Methods** The airway phantom, which was made from poly-acryl tubes and foam, was scanned with Siemens 64-multi-detector row CT scanner. Data obtained with different FOV were reconstructed into CT images with different reconstruction kernels. Then CT images of airway phantom were measured by using full width at half maximum (FWHM), zero crossing (ZC) and phase congruency (PC), and the measurement errors were compared. **Results**

For tubes with the thickness of about 1.5—2.0 mm, when reconstruction kernels were varied from B30f to B60f, the measurement errors by FWHM and ZC were varied from positive to increased negative and reached the minimum at B45f (<11%), and those by PC were relatively steady. For tubes with thickness of about 1 mm, the measurement errors by FWHM and ZC reached maximum (>35%) at B30f, then dropped near linearly with the reconstruction kernel becoming sharper, and reached the minimum at B60f and B50f (<5%). The range of measurement errors by PC was 6.93%—14.47%. **Conclusion** To measure airway phantoms with thickness of 1—2 mm, the total error by FWHM and PC is minimum at B50f, while PC is less affected by reconstruction kernels and remains steady.

[Key words] Tomography, X-ray computed; Reconstruction kernel; Field of view; Airway phantom

不同测量方法评估气道体模 CT 图像测量的准确性

范秋红¹, 邓振生^{1*}, 欧阳丽蓉², 王小宜^{2*}

(1. 中南大学地球科学与信息物理学院生物医学工程研究所, 湖南 长沙 410083;
2. 中南大学湘雅医院放射科, 湖南 长沙 410008)

[摘要] **目的** 研究不同测量方法及图像获取条件对胸腔气道测量的准确性。 **方法** 将亚克力圆管插入泡沫中制成气道模型, 应用 Siemens 64 排螺旋 CT 进行扫描, 然后用不同重建内核对不同视野下获得的数据进行重建, 得到气道模型 CT 图像; 分别用半高宽法 (FWHM)、二阶零交点方法 (ZC) 和相位一致方法 (PC) 对气道模型 CT 图像进行测量, 比较测量误差。 **结果** 对壁厚约为 1.5~2.0 mm 的管道, 当重建内核从 B30f 变化到 B60f 时, FWHM 和 ZC 的测量误差从正值变为逐渐增大的负值, 并在 B45f 时达到最小 (<11%), PC 的测量误差相对稳定。对于壁厚约为 1 mm 的管道, FWHM 和 ZC 的测量误差在 B30f 时最大 (>35%), 随着重建内核变得锐利, 测量误差近似呈线性递减关系, 分别在 B60f 和 B50f 达到最小 (<5%), PC 的测量误差范围为 6.93%~14.47%。 **结论** 测量壁厚约为 1~2 mm 的气道体模时, FWHM 和 ZC 方法在 B50f 时误差最小; 而 PC 方法受重建内核影响小, 测量结果稳定。

[基金项目] 中南大学中央高校基本科研业务费专项基金 (2012zzts070)。

[作者简介] 范秋红 (1987—), 女, 湖北武汉人, 在读硕士。研究方向: CT 成像原理及医学图像处理。E-mail: fanqiu hong56@163.com

[通讯作者] 邓振生, 中南大学地球科学与信息物理学院生物医学工程研究所, 410083。E-mail: bmedzs@csu.edu.cn

王小宜, 中南大学湘雅医院放射科, 410008。E-mail: cjr.wangxiaoyi@vip.163.com

[收稿日期] 2013-07-07 **[修回日期]** 2013-10-14

[关键词] 体层摄影术, X 线计算机; 重建内核; 视野; 气道体模

[中图分类号] R814.42 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2014)01-0141-05

气道重构引起的气流受阻存在于多种肺部疾病中, 如哮喘和慢性阻塞性肺疾病 (chronic obstructive pulmonary disease, COPD)。CT 技术的进步为定量评估气道异常提供了有效的非侵入式手段。基于 CT 图像的气道定量测量参数与反映气流受限的肺功能检查指标存在相关性^[1-3]。早期主要是将 CT 图像放大后进行手动气道测量^[4], 不仅费时, 误差也较大^[5-6]。目前已有多种气道自动测量方法, 并得到广泛应用^[7]。

半高宽法 (full width at half maximum, FWHM) 是目前最常用的气道测量方法。此外还有一些基于常见图像分割的方法, 如二阶零交点 (zero crossing, ZC)、分水岭等气道测量方法^[8]。有学者^[9-10]通过气道

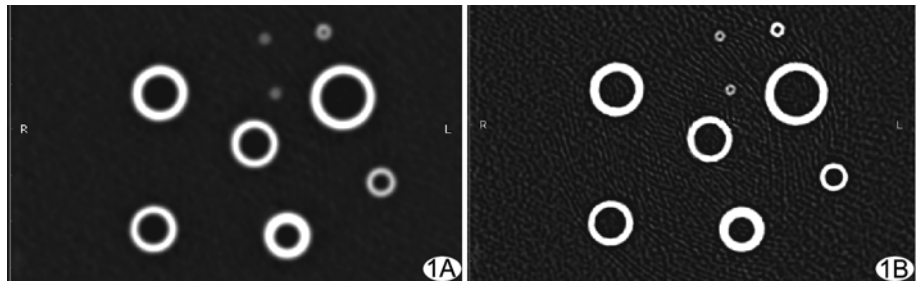


图 1 不同重建内核下的气道模型 CT 图像 A. FOV 100 mm, 重建内核为 B30f; B. FOV 100 mm, 重建内核为 B60f

模型实验表明, 气道测量的准确性与 CT 图像获取参数有关, 其中图像重建内核与 FOV 对测量结果的影响最为明显。Estépar 等^[11]提出了一种对重建内核不敏感的气道测量新算法, 即相位一致方法 (phase congruency, PC)。目前鲜见对各测量方法差异进行系统研究的报道^[12], 也未得出气道测量时图像获取参数的

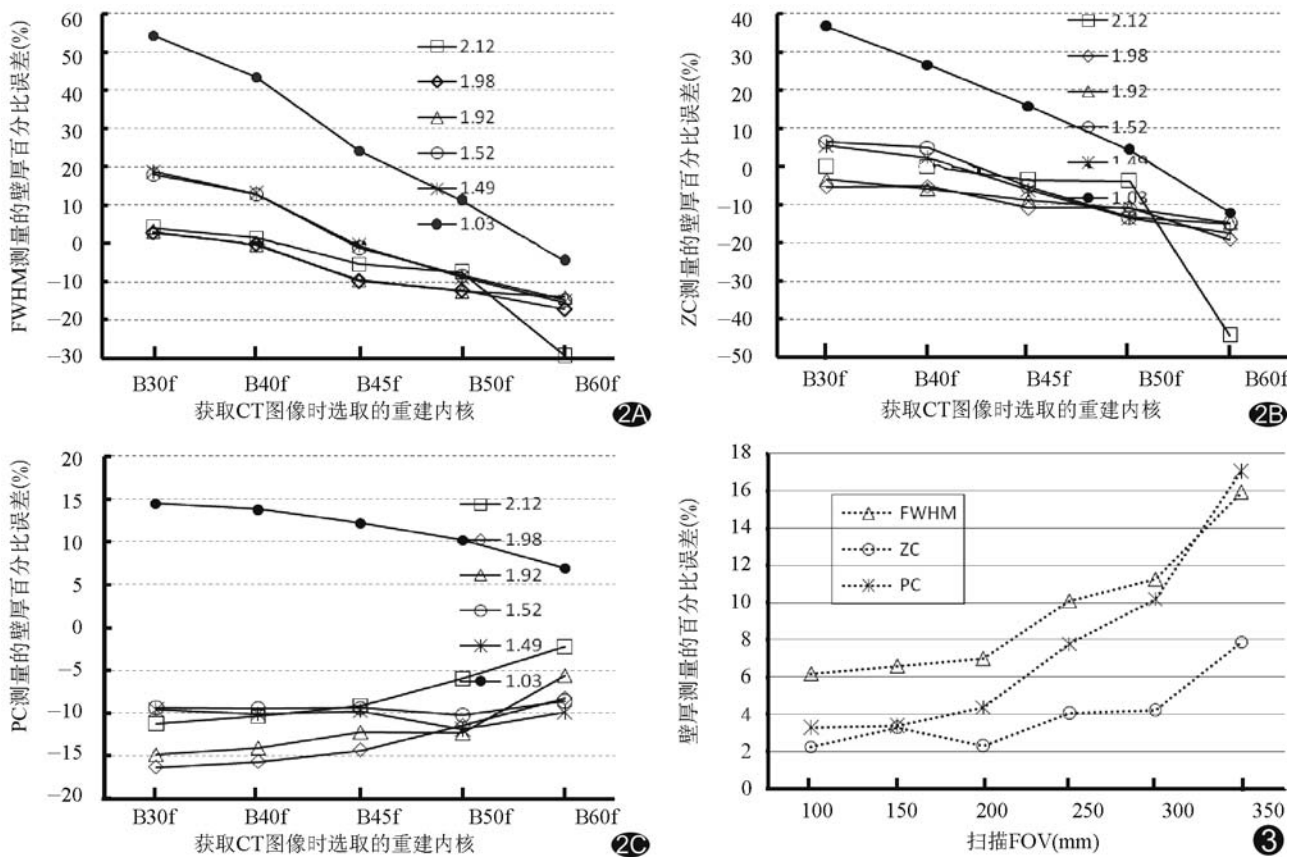


图 2 FOV 为 300 mm 时, 于不同重建内核下对气道模型壁厚测量的百分比误差 A. FWHM; B. ZC 法; C. PC 法

图 3 不同 FOV 下 3 种测量方法对壁厚为 1.03 mm 管道的壁厚的测量误差

选择标准。本研究探讨 3 种典型的气道测量方法对在不同 FOV 和不同重建内核下获取的、已知尺寸的气道模型的 CT 图像进行测量的准确性。在对 COPD 患者进行 CT 扫描时,一般选取全肺扫描 FOV 约为 300~350 mm。本研究重点探讨 FOV 为 300 mm 时重建内核对不同尺寸管道的测量结果的影响。

1 材料与方 法

1.1 模型图像采集 选择与气管的 CT 衰减值接近的亚克力材料,将 9 支不同尺寸的亚克力圆管尽量垂直插入泡沫中制成气道模型。用游标卡尺测量每根管子的内外径,共测量 3 次,取平均值,外径(mm)/壁厚(mm)分别为:13.84/1.92,11.91/1.98,9.90/2.12,9.95/1.49,9.92/1.52,5.98/1.03,2.99/0.50,2.00/0.40,1.98/0.40。其中最后 3 支圆管内径过小而无法用游标卡尺准确测量,取标称值为其壁厚。应用 Siemens Definition 64 排螺旋 CT 采集气道模型的横断面图像,参数:管电压 120 kV,管电流 53 mAs,像素矩阵 512×512,层厚 0.6 mm,FOV 分别取 100 mm、150 mm、200 mm、250 mm、300 mm、350 mm,重建内核分别取 B30f、B40f、B45f、B50f、B60f(图 1)。

1.2 气道模型测量 舍弃内外径过小、不能在所有 FOV 和重建内核的 CT 图像上分辨出内外径的 3 支小圆管,然后用气道测量软件 Airway Inspector^[13]对获取的气道模型的 CT 图像进行测量。选择不同条件下获取的同一位置的 CT 图像,分别用 FWHM、ZC、

PC 方法测量 6 支圆管的外径和壁厚(同一条件下的多次测量结果非常接近,忽略其差异)。由于模型管道的样本量小($n=6$),未进行统计学分析。

2 结果

2.1 测量误差随重建内核的变化 FOV 为 300 mm 时,在不同重建内核下应用 3 种测量方法对 6 个模型管道的外径和壁厚测量的百分比误差见表 1 及表 2。对于尺寸比较大的被测对象(外径>2 mm),测量结果的相对误差均<15%(表 1)。当重建内核由 B30f 变化至 B60f 时,采用 FWHM 和 ZC 的测量误差均近似呈线性递减关系,PC 法受重建内核的影响相对较小,FWHM 和 ZC 的百分比误差范围大于 PC 法(图 2)。在不同重建内核下,PC 法测得的每根管道壁厚的误差的标准差均低于 FWHM 和 ZC 法,但 PC 法的平均百分比误差略大(表 2)。

2.2 测量误差随 FOV 的变化 重建内核为 B50f 时,3 种方法的测量误差总体比较稳定,且外径测量误差均<5%,故选取重建内核为 B50f,观察 FOV 对壁厚测量结果的影响,所获结果见表 3。3 种方法对壁厚为 1.5~2.0 mm 左右的管道的测量误差随 FOV 变化而出现随机波动(表 3),而对壁厚约为 1 mm 的管道的测量误差在 FOV 超过 200 mm 后明显随 FOV 增加而增大(图 3)。

3 讨论

CT 测量实际气道时,观察对象一般 3~5 级气

表 1 FOV 为 300 mm 时应用 3 种方法于不同重建内核下测得的外径的百分比误差(%)

测量方法	实际外径(mm)	重建内核					平均百分比误差 ($\bar{x} \pm s$)
		B30f	B40f	B45f	B50f	B60f	
FWHM	13.84	0.78	0.45	-0.75	-0.94	-1.59	-0.41±0.99
ZC	13.84	-0.02	-0.19	-0.54	-0.51	-1.43	-0.54±0.54
PC	13.84	-0.62	-0.43	-0.27	-0.22	0.60	-0.19±0.47
FWHM	11.91	0.41	-0.05	-1.30	-1.58	-6.12	-1.73±2.59
ZC	11.91	-0.56	-0.50	-1.22	-0.91	-6.22	-1.88±2.44
PC	11.91	-1.26	-1.26	-1.05	-0.60	-0.20	-0.87±0.46
FWHM	9.95	2.28	1.75	-0.13	-1.31	-2.91	-0.06±2.14
ZC	9.95	0.54	0.48	-0.80	-1.89	-2.97	-0.93±1.52
PC	9.95	-0.28	-0.30	-0.37	-0.66	-0.41	-0.41±0.15
FWHM	9.92	2.18	1.85	-0.26	-0.93	-1.98	0.17±1.79
ZC	9.92	0.86	0.65	-0.38	-1.55	-1.58	-0.40±1.16
PC	9.92	-0.14	0.00	-0.10	-0.10	0.13	-0.04±0.11
FWHM	9.90	0.49	0.08	-1.03	-1.33	-13.55	-3.07±5.91
ZC	9.90	-0.08	0.14	-0.19	-0.28	-13.52	-2.79±6.00
PC	9.90	-0.51	-0.40	-0.12	0.24	1.00	0.04±0.61
FWHM	5.98	8.40	6.86	4.41	2.78	-0.07	4.47±3.34
ZC	5.98	5.64	4.11	2.96	2.01	-0.67	2.81±2.37
PC	5.98	5.03	4.68	4.56	4.68	3.46	4.48±0.60

表 2 FOV 为 300 mm 时应用 3 种方法于不同重建内核下测得的壁厚的百分比误差(%)

测量方法	实际壁厚(mm)	重建内核					平均百分比误差 ($\bar{x} \pm s$)
		B30f	B40f	B45f	B50f	B60f	
FWHM	2.12	4.16	1.51	-5.37	-7.50	-29.30	-7.30±13.20
ZC	2.12	-0.10	-0.05	-3.56	-3.87	-16.04	-4.72±6.58
PC	2.12	-11.25	-10.38	-9.12	-5.94	-2.19	-7.78±3.71
FWHM	1.98	2.90	-0.15	-9.72	-12.22	-17.14	-7.27±8.40
ZC	1.98	-5.27	-5.15	-10.89	-10.76	-19.04	-10.22±5.67
PC	1.98	-16.30	-15.66	-14.30	-11.46	-8.28	-13.20±3.32
FWHM	1.92	3.09	-0.36	-9.59	-12.45	-14.02	-6.67±7.60
ZC	1.92	-3.46	-5.89	-8.87	-10.94	-14.65	-8.76±4.35
PC	1.92	-14.83	-14.06	-12.22	-12.34	-5.63	-11.82±3.64
FWHM	1.52	18.09	12.83	-1.24	-8.36	-14.73	1.32±13.89
ZC	1.52	6.41	4.93	-5.26	-13.29	-14.93	-4.43±9.93
PC	1.52	-9.38	-9.47	-9.41	-10.26	-8.59	-9.42±0.59
FWHM	1.49	18.79	12.95	-0.56	-8.86	-15.35	1.39±14.36
ZC	1.49	5.40	2.15	-6.20	-13.56	-17.34	-5.91±9.77
PC	1.49	-9.55	-10.07	-9.75	-11.88	-9.88	-10.23±0.94
FWHM	1.03	54.28	43.40	24.17	11.26	-4.54	25.71±23.75
ZC	1.03	36.50	26.60	15.69	4.23	-12.03	14.20±18.98
PC	1.03	14.47	13.79	12.22	10.19	6.93	11.52±3.05

表 3 重建内核为 B50f 时于不同 FOV 下应用 3 种测量方法测得的壁厚的百分比误差(%)

测量方法	实际壁厚(mm)	FOV					平均百分比误差 ($\bar{x} \pm s$)	
		100 mm	150 mm	200 mm	250 mm	300 mm		350 mm
FWHM	2.12	-6.56	-7.17	-7.83	-7.55	-7.50	-7.59	-7.37±0.45
ZC	2.12	-9.13	-6.13	-5.52	-7.31	-3.87	-6.23	-6.36±1.76
PC	2.12	-7.21	-7.31	-8.07	-7.22	-5.94	-7.64	-7.23±0.71
FWHM	1.98	-11.73	-11.72	-11.67	-12.12	-12.22	-12.73	-12.03±0.41
ZC	1.98	-6.16	-6.21	-7.53	-10.00	-10.76	-13.54	-9.03±2.92
PC	1.98	-10.07	-10.45	-10.35	-11.46	-11.46	-12.93	-11.12±1.06
FWHM	1.92	-12.84	-13.13	-12.40	-12.08	-12.45	-11.98	-12.48±0.44
ZC	1.92	-7.07	-7.86	-8.28	-9.17	-10.94	-13.02	-9.39±2.22
PC	1.92	-10.87	-11.51	-11.46	-11.04	-12.34	-11.88	-11.52±0.54
FWHM	1.52	-10.13	-9.74	-9.41	-9.08	-8.36	-6.71	-8.90±1.23
ZC	1.52	-7.96	-8.22	-10.33	-10.99	-13.29	-11.12	-10.32±1.99
PC	1.52	-9.42	-9.87	-11.12	-10.72	-10.26	-7.76	-9.86±1.19
FWHM	1.49	-10.26	-8.79	-10.40	-9.53	-8.86	-6.64	-9.08±1.37
ZC	1.49	-10.10	-7.32	-11.95	-11.88	-13.56	-12.95	-11.29±2.28
PC	1.49	-12.40	-9.26	-13.09	-11.48	-11.88	-7.79	-10.98±2.03
FWHM	1.03	6.19	6.60	6.99	10.10	11.26	15.92	9.51±3.75
ZC	1.03	2.25	3.30	2.33	4.08	4.23	7.86	4.01±2.06
PC	1.03	3.30	3.40	4.37	7.77	10.19	17.09	7.69±5.35

道。邹利光等^[14]测量正常人 3、4 级气道,壁厚分别为 (1.34±0.35)mm 和 (0.97±0.23)mm;张洁^[15]测量 COPD 患者 3~5 级气道,壁厚 1.3~2.4 mm;提示研究气道测量准确性时,需要综合考虑壁厚约为 1~2 mm 范围内的气道。本研究利用气道体模对 3 种典型气道测量方法进行比较,重点观察 3 种方法在不同重建内核和不同 FOV 下的测量准确性。

由图 2A 可知,FWHM 的测量误差受管道尺寸和

重建内核的影响最为显著。对于壁厚约为 1.5~2.0 mm 的管道,重建内核在 B30f 时 FWHM 的测量误差范围比较分散(2.90%~18.09%);但是,随着重建内核变得锐利,相对误差由正值变为负值,且呈线性递减趋势,在 B50f 时集中,此时相对误差的分布范围变小(-12.45%~-8.36%);在 B60f 时,壁厚为 2.12 mm 管道的误差急剧增大。对于壁厚为 1.03 mm 的管道,FWHM 测量误差在 B30f 时高达

54.28%，随重建内核变得锐利而急剧减小，在 B60f 时最小 ($<5\%$)。由图 2B 可知，对壁厚约为 1.5~2.0 mm 的管道，ZC 法随不同重建内核变化的趋势与 FWHM 相似，但在重建内核 B30f~B50f 范围内的测量相对误差均不超过 15%，在 B45f 时测量误差最为集中 ($-10.89\sim 5.26\%$)，在 B50f 时误差分布略为发散；在 B60f 时，壁厚为 2.12 mm 管道的误差急剧增大。对于壁厚为 1.03 mm 的管道，ZC 测量误差在 B30f 时高达 36.50%，随重建内核变得锐利而急剧减小，在 B50f 时最小 ($<5\%$)。由图 2C 可知，当被测对象约为 1.5~2.0 mm 时，PC 误差分布范围始终变化不大，在 B30f 时误差范围为 $-16.30\sim -9.38\%$ (相对波动范围为 6.92%)，随重建内核的锐利程度增加，相对误差略为减小，在 B60f 时最小 ($-8.59\sim -2.19\%$)。对于壁厚 1.03 mm 的被测对象，PC 测量误差始终不超过 15%，随重建内核的锐利程度增加，相对误差略为减小，在 B60f 时最小 (6.93%)。

本研究中 3 种方法对壁厚 >1 mm 管道的测量误差随 FOV 的变化随机波动 (由于 B50f 不是该类尺寸管道的壁厚误差最小处，所以误差略大)，而对壁厚约为 1 mm 管道的测量误差在 FOV 超过 200 mm 时明显随 FOV 增大而增大 (图 3)。上述所见与 Kim 等^[9]通过气道模型实验研究成像条件对测量结果的影响而得出的“用 FWHM 测量气道，不同 FOV 下的测量结果无明显差异”不一致，而与 Takahashi 等^[10]的结论相同。理论上，对于像素矩阵为 512×512 的图像，当 FOV 为 100~350 mm 时，相应像素大小约为 0.20~0.68 mm。根据奈奎斯特采样定律，识别壁厚为 1 mm 物体所需的最小分辨率为 0.5 mm。因此，识别 1 mm 物体的 FOV 不宜超过 250 mm，而 350 mm FOV 可以分辨的最小物体尺寸为 1.37 mm。本研究结果与该理论基本一致，考虑 Kim 等的研究结果之所以不受 FOV 的影响，是因为其在分析数据时排除了壁厚 <1 mm 的模型管道。层厚、螺距、射束宽度等因素虽然对利用 FWHM 或分水岭方法测量气道的结果影响不明显^[9-10]，但其对 ZC 和 PC 方法的影响还有待研究。本研究未系统观察层厚、螺距、射束宽度、倾斜度、扫描电流等参数对 3 种测量方法的影响。

综上所述，对于外径 >2 mm 的测量对象，FWHM、ZC、PC 均能满足测量要求。对于 1.5~2.0 mm 的测量对象，如果用 FWHM 或 ZC 方法，建议采用 B45f 的重建内核；如选用 PC 方法，则尽量选用较为锐利的重建内核。对于 1 mm 左右的被测物，建

议采用只包括一侧肺的小 FOV 扫描且选用较锐利的重建内核。若无先验信息，对于壁厚范围为 1~2 mm 的气道，为使总误差最小，若选择 FWHM 或 ZC 方法，建议采用的重建内核为 B50f，若选用 PC 方法，则采用较为锐利的重建内核。

[参考文献]

- [1] Yamashiro T, Matsuoka S, Estépar R, et al. Quantitative assessment of bronchial wall attenuation with thin-section CT: An indicator of airflow limitation in chronic obstructive pulmonary disease. *AJR Am J Roentgenol*, 2010, 195(2):363-369.
- [2] Achenbach T, Weinheimer O, Biedermann A, et al. MDCT assessment of airway wall thickness in COPD patients using a new method: Correlations with pulmonary function tests. *Eur Radiol*, 2008, 18(12):2731-2738.
- [3] Matsuoka S, Kurihara Y, Yagihashi K, et al. Airway dimensions at inspiratory and expiratory multisection CT in chronic obstructive pulmonary disease: Correlation with airflow limitation. *Radiology*, 2008, 248(3):1042-1049.
- [4] 杨嘉雯, 陈正贤. 慢性阻塞性肺疾病患者胸部多层螺旋 CT 的气道壁径线与肺功能的关系. *中山大学学报: 医学科学版*, 2011, 32(2):246-252.
- [5] Coxson HO. Quantitative computed tomography assessment of airway wall dimensions: Current status and potential applications for phenotyping chronic obstructive pulmonary disease. *Proc Am Thorac Soc*, 2008, 5(9):940-945.
- [6] 辛小燕, 贺文, 谭春婷. HRCT 定量评价哮喘和 COPD 患者气道壁厚厚度差异的研究. *中国医学影像技术*, 2008, 24(7):1029-1032.
- [7] Pu J, Gu S, Liu S, et al. CT based computerized identification and analysis of human airways: A review. *Med Phys*, 2012, 39(5):2603-2616.
- [8] Estépar RSJ, Washko GG, Silverman EK, et al. Automatic airway analysis for genome-wide association studies in COPD. *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, 2012, 1467-1470.
- [9] Kim N, Seo JB, Song KS, et al. Semi-automatic measurement of the airway dimension by computed tomography using the full-width-half-maximum method: A study of the measurement accuracy according to the orientation of an artificial airway. *Korean J Radiol*, 2008, 9(3):236-242.
- [10] Takahashi M, Okada H, Oguni N, et al. How accurate is CT morphometry of airway? Phantom and clinical validation study. *Eur J Radiol*, 2011, 80(3):524-530.
- [11] Estépar RS, Washko GG, Silverman EK, et al. Accurate airway wall estimation using phase congruency. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 2006, 9(Pt 2):125-134.
- [12] Hackx M, Bankier AA, Gevenois PA. Chronic obstructive pulmonary disease: CT quantification of airways disease. *Radiology*, 2012, 265(1):34-48.
- [13] Estépar RSJ, Washko GG, Silverman EK, et al. Airway inspector: An open source application for lung morphometry. *First International Workshop on Pulmonary Image Processing New York*, 2008, 293-302.
- [14] 邹利光, 张旭升, 杨华, 等. 正常健康者肺段支气管和亚段支气管 CT 测量研究. *重庆医学*, 2012, 41(1):8-10.
- [15] 张洁. 多层螺旋 CT 对慢性阻塞性肺疾病的定量研究. 天津: 天津医科大学, 2007.