

文章编号:1004-7220(2013)04-0436-05

上气道及部分支气管生物力学模型的数值研究

沈双¹, 于申¹, 孙秀珍^{1,2}, 刘迎曦^{1,2}, 苏英锋², 王莹¹

(1. 大连理工大学 工业装备结构分析国家重点实验室, 辽宁 大连 116023; 2. 大连医科大学附属二院 耳鼻咽喉科, 辽宁 大连 116024)

摘要: **目的** 建立上气道、气管及部分支气管的生物力学模型, 研究不同呼吸模式对气道内气流特性以及气道阻力的影响。**方法** 根据 CT 扫描资料, 建立包括鼻腔、口腔、咽、喉、气管和部分支气管在内的具有真实解剖结构形态的三维有限元呼吸道模型, 针对现实中几种典型情况, 数值模拟流经鼻、口的气流不同比例情况下气道内的气流特性。**结果** 当仅有少量气流经由口腔吸入时, 呼吸道内气流的分布规律以及各部位气道阻力的大小与完全经由鼻腔呼吸的情况相似。当口腔吸入或呼出大量气体, 气流主要经由口腔与外界进行交换时, 呼吸道内气流场、压力场和剪应力场分布规律明显不同, 主要区别体现在鼻腔、口腔气道内。**结论** 建立上气道与气管、支气管生物力学模型, 可以从整体上了解呼吸过程中整个上气道至部分支气管中气流的分布情况, 为了解与上气道结构相关疾病的发病机制建立数值研究平台。

关键词: 上气道; 气管; 支气管; 数值模拟; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Numerical study on biomechanical model of the upper airway and part of bronchus

SHEN Shuang¹, YU Shen¹, SUN Xiu-zhen^{1,2}, LIU Ying-xi^{1,2}, SU Ying-feng², WANG Ying¹ (1. *State Key Laboratory of Structural Analysis for Industrial Equipment, Dalian University of Technology, Dalian 116023, Liaoning, China*; 2. *Otorhinolaryngology Department, the Second Hospital of Dalian Medical University, Dalian 116024, Liaoning, China*)

Abstract: **Objective** To establish the biomechanical model of the upper airway, trachea and part of bronchus, and study the influences of different breathing modes on flow characteristics and airway resistance. **Methods** Based on data of CT scans, three-dimensional finite element model of an anatomically accurate upper airway was established, including the nasal cavity, oral cavity, pharynx, larynx, trachea and part of bronchus. According to several typical cases in reality, numerical simulations were performed on airflow characteristics in upper airway with different proportion of oral airflow and nasal airflow. **Results** When only a small amount of airflow was inhaled from the mouth, the distribution of airflow characteristics and the airway resistance were similar to the case of nasal inhalation. When a large amount of airflow was inhaled or exhaled through the mouth, the distribution of airflow, pressure and shear stress changed significantly in the respiratory tract. The main differences were observed in the nasal cavity and the oral cavity. **Conclusions** Establishing the biomechanical model of the upper airway, trachea and part of bronchus is helpful to understand airflow distributions in the entire upper airway and part of bronchus during respiration and to build the platform of numerical research on pathogenesis of upper airway structure-related diseases.

Key words: Upper airway; Trachea; Bronchus; Numerical simulation; Biomechanics

收稿日期:2012-10-02; 修回日期:2012-11-21

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10902022,11072055,11032008),中央高校基本科研业务费专项资金(DUT13LK49)。

通信作者:于申,讲师,E-mail:yushen@dlut.edu.cn。

上气道是人体与外部环境进行气体交换的通道,其解剖结构形态直接关系到它的通气功能。因上气道结构异常发展到功能异常是上气道疾病的重要发病因素之一^[1-2]。例如,阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合症 (obstructive sleep apnea hypopnea syndrome, OSAHS) 就是与上气道结构功能相关的一类常见上气道疾病^[3]。上气道解剖结构的机械性狭窄与 OSAHS 发病密切相关,且任何部位的结构异常都可能引发或加重该疾病^[4];但目前除咽腔外,其他部位的结构异常在 OSAHS 发病机制中的地位和作用还不完全清楚^[5-6]。要想全面了解该类疾病的发病机制,并对临床相关问题进行深入的探讨,就必须对气道的解剖结构形态与功能之间的交互关系进行整体的定量研究。

近年来,国内外学者采用数值模拟和实验的方法研究包括上气道和气管、支气管在内的气道气流特性和相关功能等,但多数都只考虑口呼吸的作用或者应用 Weibel's Type A 对称化气管模型来进行研究^[7-9];建立真实的上气道、气管和部分支气管结构,将其作为一个整体系统考虑,研究上气道内气流特性的工作鲜有报道。本文从正常的气道结构入手,将上气道模型延伸至支气管系统,完善上气道生物力学模型的研究;根据 CT 资料建立包括鼻腔、口腔、咽、喉、气管至前 4 级支气管的真实呼吸道模型。考虑到人通常会出现鼻、口呼吸同时存在的情况,以及在呼吸增强的状态下口呼吸占主导地位的情况,模拟不同呼吸线路对整个呼吸道气流分布的影响。

1 材料和方法

根据志愿者的 CT 资料建立包括鼻腔、口腔、咽、喉、气管到第 4 级支气管的真实的三维数值呼吸道模型(见图 1)。考虑计算精度的要求及计算时间,通过网格无关性的验证后,最后采用的模型单元总数为 2×10^6 ,节点数为 38×10^4 。边界条件的设置模拟实际情况。

人在正常呼吸过程中,气流主要经鼻腔吸入和呼出,通常会有少量气流经口气道进入和呼出。人体清醒时流经口部气流占总气流的 8%^[10];只是在某些特殊生理情况下,口气流所占的比例很大,如剧烈运动、OSAHS 病人睡眠时经常会有短暂的呼吸增强等情况,此时口气流可能占总量的 70%^[11]。左

右鼻孔以及口腔最前端同时作速度入口边界进行设置,分别施加周期均为 3 s 的正弦速度边界条件,一次呼吸潮气量为 600 mL,口鼻处为速度边界条件,经试算两侧鼻腔的阻力基本相等,故两侧鼻孔设定相同的气流速度,将鼻腔和口腔的入口进行延长以减小边界效应的影响。支气管末端为相对压强条件 ($p = 0$)^[12-13],并进行适当延长以降低一致压强假设和下游气道的影响^[7,13];整个呼吸道管壁作刚性无滑移处理,即 $v = 0$ m/s。考虑 3 种不同情况:情况 1,口腔无气流,仅左右两鼻孔施加速度边界条件;情况 2,口腔气流占总气流的 8%,模拟人体清醒时可能产生的呼吸状况;情况 3,口腔气流占总气流的 70%,模拟人体短暂呼吸增强的呼吸状况。情况 2、3 两种呼吸状态下在口腔入口处以及左右鼻孔均施加速度边界条件,3 种情况鼻腔与口腔的气流总量均相同。

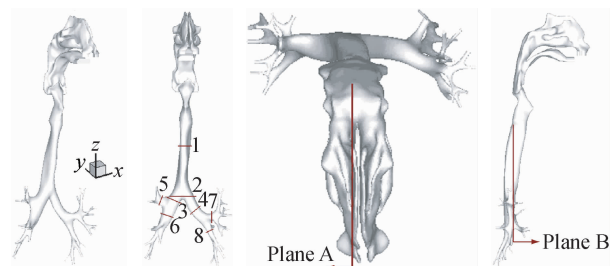


图 1 真实的三维呼吸道几何模型

Fig. 1 Realistic 3D model of the respiratory tract

2 结果

2.1 呼吸道内气流的速度分布

对 3 种呼吸状态下呼吸道内的气流分布进行 1 个呼吸周期的计算,选择吸气峰值时刻的结果进行对比讨论。图 2 所示为情况 1 呼吸状态下所选时刻呼吸道内的速度分布和气流流线,采用无量纲形式的显示方法,以各个工况的最大速度 v_{\max} 作为参考,将速度结果进行无量纲化。对比模拟结果可以发现,3 种工况的气流分布有共同点,在声门附近有个气流高速区,且由声门进入气管后气道形状剧烈变化,在气管后壁形成明显的涡结构;由于气管本身并无骨性支撑,其横截面形状可以变化,在本例模型中气管形状前窄后宽,而气流经过声门时向前喷射,故气管中气流的高速区靠近相对较窄的气管前壁(截面 1)。截面 2 为气管第 1 个分叉截面,气流在此处

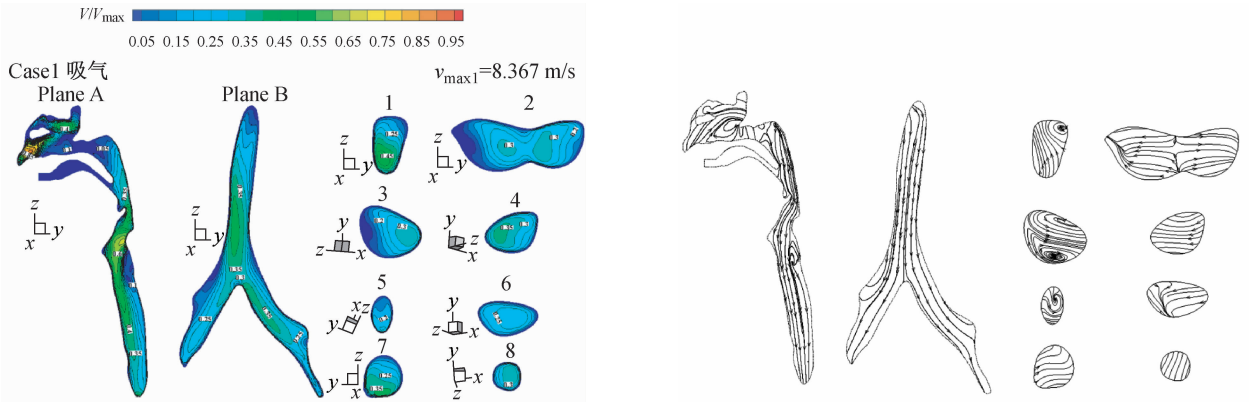


图2 吸气峰值时刻呼吸道的速度与流线分布

Fig.2 Velocity distributions and flow streamlines in respiratory tract at the peak inspiratory flow rate

分为两部分分别流入左右支气管,而气流高速区也在中间区域一分为二。截面3、4显示1级支气管内的流速分布,气流的高速区在中间区域一分为二进入主支气管后,在靠近主支气管内侧区域继续保持高速流动。截面5~8为2级支气管的横截面,可以看出在截面6、8内气流分布形式为中间高速区、周围低速区的近似二次分布,而截面5、7内气流的高速区偏于支气管的内侧壁。由于气管和支气管内结构比较复杂,由截面3、5可以看出,有明显的垂直于流动主向的二次流动。

完全经由鼻呼吸(情况1),以及仅少量气流由口呼吸时(情况2),整个气道内的气流分布规律相似,只是随着流经口腔气流的增加,呼吸道内气流的最大速度(鼻咽附近)有所减小。当流经口腔的气流急剧增加时(情况3),上气道的速度分布与情况1、2明显不同,主要体现在鼻腔和鼻咽部的气流速度明显变缓,鼻咽不再是上气道内气流最受限且速度最快的部位;呼吸道的最大气流速度位于口咽附近。由于口鼻气流比例发生了变化,两股气流汇集至咽喉部时,咽喉部的气流分布与情况1、2相比,速度大小相近而方向不同。气流在气管与支气管中分布与情况1、2相比变化不大。

2.2 呼吸道内气流的压强及阻力分布

图3显示3种呼吸状态下吸气峰值时刻呼吸道内的压强分布情况。前两种呼吸状态下压强分布规律相似,压强变化最快的部位在鼻咽,压强下降约50 Pa,占整个呼吸道压强降的50%;其次在支气管出口附近,由于管径较小,压强梯度较大;而口腔、

咽腔至气管的压强变化很小。随着口腔通气增加,整个呼吸道气流压差降低,前两种情况压差的数值差异较小(见表1)。而呼吸增强的状况下(情况3)与前两种呼吸状态(情况1、2)压强分布的差异较明显,大量气流由口腔吸入时,鼻腔内的气压差明显降低,鼻腔前端的压力梯度消失,口腔内出现较高压力梯度,气道整体压差降低,支气管所占压差比例提高。

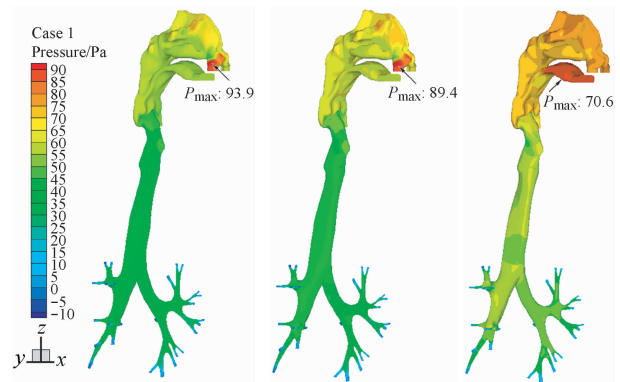


图3 吸气峰值时刻呼吸道的压强分布云图

Fig.3 Pressure distributions in respiratory tract at the peak inspiratory flow rate

表1 吸气峰值时刻呼吸道各部分的气道阻力

Tab.1 Airway resistance in different segments of respiratory tract at the peak inspiratory and expiratory flow rate

		Pa · s · L ⁻¹				
		鼻腔	口腔	口咽	喉腔	气管
吸 气	情况1	77.8	-	36.6	27.1	6.2
	情况2	71.0	15.9	38.2	35.9	6.5
	情况3	31.8	46.6	39.8	38.2	8.0

气道两端的压差除以通过气道的气流率便可得到气道阻力。由表 1 可知,随着鼻腔通气流量的减少,鼻阻力下降。对比情况 3 和情况 1、2,当大量气流经口腔流入时,口腔的阻力增大 3 倍,而鼻阻力大幅降低,不足前 3 种情况的 50%。生理学上,鼻阻力是评价鼻腔通气程度的一个客观指标。正常的呼吸道中鼻阻力约占全部呼吸道阻力的 40%~50%,它的正常存在才能保证肺泡气体交换的完成。因此,如果大量气流由口腔吸入时,鼻腔阻力过低,气道总阻力也明显下降,不利于人体正常呼吸功能的实现。此外,表 1 还显示情况 3 由于鼻腔的阻力下降,口咽以下的气道阻力比例随着流经口腔气流量的增加逐渐升高。

2.3 呼吸道的壁面剪切力分布

如图 4 所示,3 种呼吸状态下呼吸道最大壁面剪应力出现的部位均相同,分别位于右肺支气管。前两种呼吸状态下,在鼻阈、下鼻甲前端以及中鼻道存在较高的剪应力,由于声门对气流走向的影响,气管的前壁剪应力较大;而当口腔大量吸入气体时(情况 3),在口腔与口咽交界附近的气道壁面出现了较高的剪应力,而整个鼻腔的剪应力变得很小,气管前壁的剪应力也有所下降。气道剪应力分布与气道形状有关,正常鼻腔由于鼻阈处为限流节段,气道狭窄,气流速度大,速度梯度也大,故气流剪切力较大,而支气管中以及情况 3 的腭咽腔附近出现较高剪应力的原因也是如此。同时可以说明 OSAHS 患者睡眠期间,由于张嘴呼吸,有可能引起气流对软腭的刺激,进而引发一些如水肿等的病理现象。

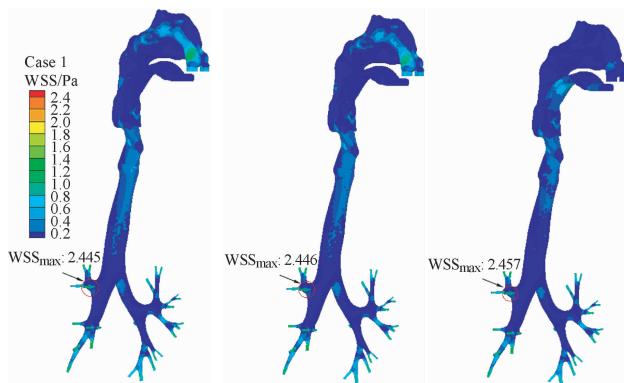


图 4 吸气峰值时刻气道壁面的剪切力分布云图
 Fig. 4 Wall shear stress distributions in respiratory tract at the peak inspiratory flow rate

3 讨论

气流全部流经鼻腔时,鼻阈为鼻腔限流节段,在此区域会出现最高速度和较高的压力梯度以及剪应力,同时此区域的最大气道阻力约为总阻力的 50%,这与 Hirschberg 等^[14] 的实验测量结果相吻合。当有一部分气流流经口腔时(情况 2),流经鼻腔的气流相应减少,其最高流速以及气道阻力会下降。当大量的气流都流经口腔时(情况 3),流经鼻腔的气流大量减少,鼻阈的限流功能不再明显,最高流速、压力梯度和剪切应力都有明显的下降。此时口腔成为气流主要通道,口腔内会产生明显的压力梯度,在相对狭窄的口咽处会出现高速流区和高剪切应力区;而赵秀国等^[15] 实验所观察到的现象是气流从口腔进入到咽部时,由于截面变窄致使在该位置气流速度增大,咽部外壁受到的气动剪切力较大,两者在趋势上基本一致,且数值上相近,最高流速约为 6 m/s。当气流流入咽腔后,由于鼻腔后端(情况 1、2)和口腔后端(情况 3)对于气流的导向,气流均会沿着咽腔后壁流动,对咽腔造成“冲刷”的效果,故咽腔后壁的气流剪切力相对较高。在情况 1、2 中气流主要由鼻腔流入咽腔,在鼻咽到腭咽的部位气流剪切力较高;而情况 3 中气流主要由口腔流入咽腔,在口咽和喉咽部位的气流剪切力较高,而在鼻咽到腭咽部位的气流剪切力相对较低。当气流由喉腔流入气管时,由于声门处气道的狭窄,气流近似于喷射状流入气管中,这与 Lin 等^[8] 数值模拟的结果相一致;其对气流的导向直接影响了气管中的气流分布,故虽然气管的横截面为前窄后宽的形状,在气管上段气流的高速区依然靠近气管的前壁。在气管的下半段,气流的高速区分布渐渐靠近气管的中心区域,和普通管道流流速的二次分布相类似。当气流由气管分离流入两个支气管时,气流的高速区也一分为二,出现在靠近支气管内壁的区域,这主要是由于气流的惯性所致,与 Lin 等^[8] 和 Adler 等^[16] 的实验结果相一致,在赵秀国等^[15] 实验中也观察到高速气流贴近气管内壁继续向下流动,在气管内壁形成高速区,气管内壁受到的气动剪切力相对较大。而截面 6、8 内的流速分布与截面 5、7 的气流分布不同,同样是由于气流惯性造成的。由空间位置来看,截面 6、8 所显示的 2 级支气管与上一级

支气管偏角很小,几乎在同一轴线上。因此,气流在流至截面6、8时得到了较充分的发展,其分布形式变为中间高速区、周围低速区的近似二次分布。而截面5、7所显示的2级支气管与上一级支气管有一定的夹角,故高速区偏离管中心,靠近内侧壁;这与林江等^[17]观察到支气管中的气流流动现象相一致。比较3种呼吸情况下气流在气管和支气管内的分布,可以看出无论气流主要流经鼻腔还是口腔,对于气管以下的呼吸道内气流分布影响不大,这主要与声门处狭窄的气道有关。对比气管与支气管内的气流,虽然气管内的气流量较大,但是气管管径也较大,气流的速度梯度不高,故气管管壁的剪应力较低;而支气管内虽然流量减少,但是支气管管径也较小,气流在支气管内具有较高的速度梯度,故支气管壁的剪应力要高于气管壁的剪应力。

4 结语

本研究建立真实上气道、气管及部分支气管模型,数值模拟不同呼吸模式下气道内各部分的气流和压力的分布状况。在气管内,气流的高速区一般分布在气管内侧。比较用鼻呼吸和主要用口呼吸发现,气道内的最高速度、最大压力梯度以及最大剪应力出现的位置都不同。将整个上气道作为一个整体考虑,为研究结构功能性病变的上气道气流场打下良好基础,同时也为了解与上气道结构相关疾病的发病机制建立数值研究平台。

参考文献:

- [1] Verse T, Maurer JT, Pirsig W. Effect of nasal surgery on Sleep-related breathing disorders [J]. *Laryngoscope*, 2002, 112(1): 64-68.
 - [2] Verhulst SL, Van Gaal L, De Backer W, *et al.* The prevalence, anatomical correlates and treatment of sleep-disordered breathing in obese children and adolescents [J]. *Sleep Med Rev*, 2008, 12(5): 339-346.
 - [3] 孙秀珍, 刘迎曦, 于驰, 等. OSAHS患者和正常人软腭与上呼吸道流场流固耦合数值模拟[C]//第八届全国生物力学学术会议. 香港: [s.n.], 2006.
 - [4] 王莹, 王杰, 于申, 等. 鼻腔结构矫正手术对 OSAHS 患者上气道流场影响的数值分析[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(4): 266-272.
- Wang Y, Wang J, Yu S, *et al.* Numerical analysis of the

- nasal cavity structure reconstruction effects on the airflow patterns within the upper airway in patient with OSAHS [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 266-272.
- [5] McNicholas WT. The nose and OSA: Variable nasal obstruction may be more important in pathophysiology than fixed obstruction [J]. *Eur Respir J*, 2008, 32(1): 3-8.
 - [6] Friedman M, Maley A, Kelley K, *et al.* Impact of nasal obstruction on obstructive sleep apnea [J]. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2011, 144(6): 1000-1004.
 - [7] Zhang Z, Kleinstreuer C. Airflow structures and nano-particle deposition in a human upper airway model [J]. *J Comput Phys*, 2004, 198(1): 178-210.
 - [8] Lin CL, Tawhai MH, McLennan G, *et al.* Characteristics of the turbulent laryngeal jet and its effect on airflow in the human intra-thoracic airways [J]. *Respir Physiol Neurobiol*, 2007, 157(2-3): 295-309.
 - [9] Choi J, Xia G, Tawhai MH, *et al.* Numerical study of high-frequency oscillatory air flow and convective mixing in a CT-based human airway model [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(12): 3550-3571.
 - [10] Fitzpatrick MF, Driver HS, Chatha N, *et al.* Partitioning of inhaled ventilation between the nasal and oral routes during sleep in normal subjects [J]. *J Appl Physiol*, 2003, 94(3): 883-890.
 - [11] Fregosi RF, Lansing RW. Neural drive to nasal dilator muscles: Influence of exercise intensity and oronasal flow partitioning [J]. *J Appl Physiol*, 1995, 79(4): 1330-1337.
 - [12] 孙栋, 徐新喜, 李福生, 等. 人体上呼吸道中气流涡结构特征数值仿真研究[J]. *医用生物力学*. 2011, 26(3): 262-268.
- Sun D, Xu XX, Li FS, *et al.* Simulation study on characteristics of the vortex structure in human upper respiratory tract [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(3): 262-268.
- [13] Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim CS. Comparison of analytical and CFD models with regard to micron particle deposition in a human 16-generation tracheobronchial airway model [J]. *J Aerosol Sci*, 2009, 40(1): 16-28.
 - [14] Hirschberg A, Roithmann R, Parikh S, *et al.* The airflow resistance profile of healthy nasal cavities [J]. *Rhinology*, 1995, 33(1): 10-13.
 - [15] 赵秀国, 徐新喜, 谭树林, 等. 人体上呼吸道内稳态气流运动特性的 PIV 初步试验研究[J]. *实验流体力学*, 2009, 23(4): 60-64.
 - [16] Adler K, Brucker C. Dynamic flow in a realistic model of the upper human lung airways [J]. *Exp Fluids*, 2007, 43(2-3): 411-423.
 - [17] 林江, 胡桂林, 樊建人. 气管支气管管内气流和颗粒运动的大涡模拟[J]. *工程热物理学报*, 2007, 28(5): 805-807.