

文章编号:1004-7220(2013)06-0615-07

典型男性 OSAHS 患者上气道气流运动特性的数值模拟

杨照¹, 卢志明¹, 孙涛¹, 刘永义², 高路³, 黄渊柏²

(1. 上海大学 上海市应用数学和力学研究所, 上海 200072; 2. 江苏大学附属四院耳鼻喉科, 江苏 镇江 212001;
3. 江苏大学 基础医学与医学技术学院, 江苏 镇江 212013)

摘要: **目的** 研究典型男性阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合症(OSAHS)患者在平静呼吸时上气道气流运动特性, 以及气流对软腭和悬雍垂作用的动力特点。**方法** 基于患者 CT 影像数据建立可靠的上气道流场几何模型, 以临床睡眠监测数据作为数值模拟边界条件的依据, 采用低雷诺数的湍流模型计算获得一个完整呼吸周期内上气道气流运动规律。**结果** OSAHS 患者在呼吸过程中, 上气道气流流动形式有显著差异。在吸气阶段, 上气道腔内流速可达 9.808 m/s, 最大负压可达 -78.856 Pa, 鼻腔顶部出现局部回流, 软腭受到的最大气流压力为 -10.884 Pa, 悬雍垂受到的最大气流压力为 -51.946 Pa, 气流对软腭和悬雍垂造成的最大剪切应力分别为 78 和 311 mPa。在呼气阶段, 上气道腔内最大流速为 10.330 m/s, 最大负压为 -51.921 Pa, 口咽部和鼻腔顶部均出现局部回流, 且口咽部顺时针回流现象显著, 软腭受到的最大气流压力为 2.603 Pa, 悬雍垂受到的最大气流压力为 -18.222 Pa, 软腭和悬雍垂受到的最大剪切应力分别为 51 和 508 mPa。**结论** 口咽部是易塌陷的部位, 一个呼吸循环过程的数值模拟可以捕捉到上气道流场显著的回流特征, 上气道回流直接影响软腭和悬雍垂所受的力, 同时也关系到患者呼吸的流畅程度。

关键词: 阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合症; 数值模拟; 流场特性; 回流; 剪切力

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Numerical simulation on the flow characteristics of upper airway in a representative male OSAHS patient

YANG Zhao¹, LU Zhi-ming¹, SUN Tao¹, LIU Yong-yi², GAO Lu³, HUANG Yuan-bo²

(1. *Shanghai Institute of Applied Mathematics and Mechanics, Shanghai University, Shanghai 200072, China;*
2. *Department of Otorhinolaryngology, The 4th Affiliated Hospital of Jiangsu University, Zhenjiang 212002, Jiangsu, China;*
3. *School of Medical Science and Laboratory Medicine, Jiangsu University, Zhenjiang 212013, Jiangsu, China*)

Abstract: Objective To study the flow characteristics of the upper airway and force dynamics of the soft palate and uvula in a representative male OSAHS (obstructive sleep apnea hypopnea syndrome) patient during normal respiration. **Methods** A CT image-based reliable geometry model of the upper airway was established. Numerical simulation boundary conditions were determined by clinical data of sleep monitoring, and the low-Reynolds number turbulence model was adopted to calculate the flow movement during a complete respiration period. **Results** The flow characteristics of the upper airway were obviously different in the breathing process of OSAHS patient. During inspiration, the maximum velocity of airflow in the upper airway reached 9.808 m/s, and the maximum negative pressure of airflow reached -78.856 Pa. Backflow districts were found at top of the nasal cavity.

收稿日期:2012-09-26; 修回日期:2012-12-02

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10972093)。

通信作者:卢志明, 研究员, E-mail: zmlu@shu.edu.cn。

The maximum pressure on the soft palate was -10.884 Pa, and that on the uvula was -51.946 Pa. The maximum shear stress on the soft palate and uvula was 78 and 311 mPa, respectively. During expiration, the maximum velocity of airflow in the upper airway was 10.330 m/s, and the maximum negative pressure was -51.921 Pa. Backflow was observed to appear both at the oropharynx and top of the nasal cavity. Specifically, clockwise backflow was remarkable at the oropharynx. The maximum pressure on the soft palate was 2.603 Pa, and that on the uvula was -18.222 Pa. The maximum shear stress on the soft palate and uvula was 51 and 508 mPa, respectively. **Conclusions** Oropharynx is most likely to collapse in the upper airway. Numerical simulation on the respiratory cycle can capture the salient backflow features of the flow field in the upper airway. The backflow in the upper airway directly affects the forces on the soft palate and uvula and the breathing fluency of OSAHS patients.

Key words: Obstructive sleep apnea hypopnea syndrome (OSAHS); Numerical simulation; Flow characteristics; Backflow; Shear stress

阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合症 (obstructive sleep apnea hypopnea syndrome, OSAHS) 是一种常见的睡眠呼吸调节紊乱综合病症, 以睡眠时反复出现咽部塌陷、口鼻气流停止及再通并伴有血氧饱和度下降为主要特征^[1]。呼吸暂停可造成大脑、血液缺氧, 诱发高血压、脑心病等。调查显示 OSAHS 发病率高, 危急人群甚广^[2-4]。上气道塌陷是鼾症发生的重要原因, 学者们试图从神经调控机制失常和上气道解剖结构异常两个方面理解咽部塌陷^[5]。神经调控理论认为觉醒刺激的缺失及神经肌肉控制的改变是引起咽部塌陷的主要原因; 从解剖形态结构看, 部分学者认为人体上气道结构本身存在一定“缺陷”^[5], 该“缺陷”对于人体维持鼻腔的加温加湿等功能是不可缺少的。OSAHS 患者上气道结构区别于正常人形态结构最明显的特征是其软腭、悬雍垂、扁桃体、舌根等上气道周围组织增生肥厚、臃肿, 气流通道狭窄, 气道组织壁面柔顺性低。目前数值模拟^[6]和临床实验观测^[7]仍然是研究上气道气流运动特性的两大主要手段, 其中数值模拟已成为定性评估 OSAHS 手术疗效的重要手段之一。李五一等^[7]观察 43 例 OSAHS 患者睡眠时的咽腔阻塞特点, 发现 OSAHS 患者并非单纯某一部位发生阻塞, 而以多部位阻塞居多, 其中又以腭咽部为常见阻塞部位。由于鼾症甚至其他呼吸道疾病与人体呼吸形式密切相关, 故研究上气道内气流运动形式以及气流对气道组织的动力特性具有重要意义。Kelly 等^[8]基于三维 CT 图像建立人体鼻腔的实体模型, 并用不同气流量通过鼻腔, 利用粒子图像测速 (particle image velocimetry, PIV) 技术观测气流在鼻腔中

的流动情况。Fomin 等^[9]通过建立鼻腔的数值计算模型分析鼻腔中的气流阻力变化。Zhu 等^[10]和 Huang 等^[11]分别建立包括软腭在内的流固数值计算模型, 研究在平静呼吸状态下软腭的运动特点。Mihaescu 等^[12]使用大涡模拟技术评估对 OSAHS 患者实施 MMA 手术后的治疗效果。人体呼吸过程是一个动态生理过程, 气道中流场特征随呼吸时刻的不同而不同, 建立合理的 OSAHS 患者上呼吸道的数值模型对于从力学角度理解 OSAHS 的阻塞机制十分重要。本文以 OSAHS 患者临床睡眠监测数据为依据, 在循环呼吸模式下对上气道气流运动进行数值模拟, 研究气流运动的特点以及气流对软腭及悬雍垂的动力特性。

2 数学模型

2.1 几何模型

研究对象为 1 名 42 岁男性 OSAHS 患者, 经多导睡眠检测仪 (PSG) 检测呼吸紊乱指数 (apnea hypopnea index, AHI) 为 70 次/h, 最低血氧饱和度为 57%, 符合重度 OSAHS 患者的诊断标准。采用美国 GE MEDICAL SYSTEMS/LightSpeed VCT 多层螺旋 CT 扫描仪对患者仰卧位从头部至喉部进行轴状位扫描, 扫描层厚 0.5 mm, 利用 CT 三维重建技术提取气道几何模型 (见图 1)。

2.2 控制方程

由于受诸多临床条件的限制, 所建的数值模型暂未考虑流固耦合问题。由于气体在上气道中运动的马赫数较小, 考虑常温常压下不可压缩黏性空气在上呼吸道内的运动, 忽略气体体力, 不考虑传热效应, 气流的控制方程——连续性方程和雷诺平均

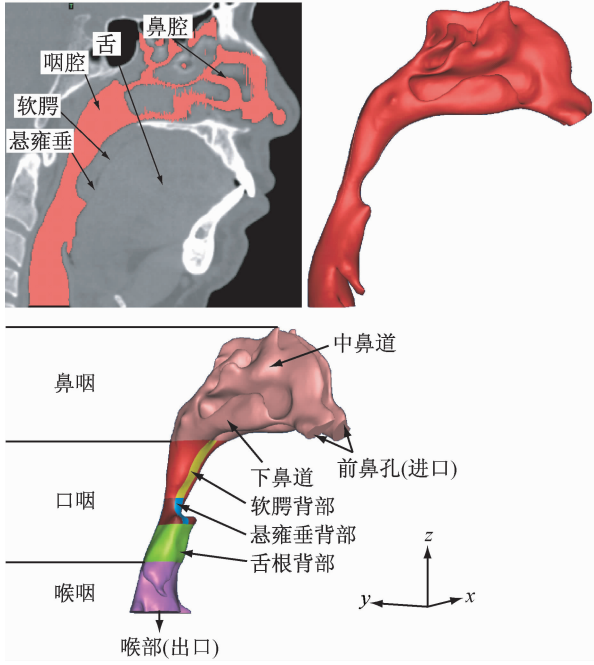


图 1 上气道几何模型

Fig. 1 Geometry of the upper airway

Navier-Stokes 方程分别为:

$$\frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial(\rho U_i)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho U_i U_j) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\mu \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) - \rho \overline{U'_i U'_j} \right] \quad (2)$$

式中: U_i 为笛卡尔坐标速度分量, ρ 为空气密度, p 为空气压力, μ 为空气动力黏度, $-\rho \overline{U'_i U'_j}$ 为雷诺应力项。雷诺数 Re 是判断流动为层流还是湍流的重要参数, 其定义为流体流动惯性力与黏性力的比值:

$$Re = \frac{\rho U D}{\mu}$$

本文 D 取喉部直径。Kelly 等^[8] 通过实验发现人体静息状态下, 上呼吸道中的气流状态既有层流又有湍流; Jeong 等^[13] 通过数值模拟和实验对比发现低雷诺数的 $k-\varepsilon$ 湍流模型适用于人体上呼吸道的气流数值模拟。根据涡黏假定, 湍流脉动造成的雷诺附加应力与时均应变率有关, Jones 等^[14] 提出低雷诺数 $k-\varepsilon$ 模型, 该模型能够很好地自动适应不同雷诺数区域的计算。引入湍动能 k 、湍流耗散率 ε 和湍流黏度 μ_t , 则雷诺应力与平均速度梯度的关系为:

$$-\rho \overline{U'_i U'_j} = \mu_t \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \left(\rho k + \mu_t \frac{\partial U_i}{\partial x_i} \right) \delta_{ij} \quad (3)$$

式中:

$$k = \frac{1}{2} \overline{U'_i U'_i}, \quad \varepsilon = \frac{\mu}{\rho} \overline{\left(\frac{\partial U'_i}{\partial x_i} \right) \left(\frac{\partial U'_i}{\partial x_i} \right)}$$

$$\mu_t = C_\mu f_\mu \rho \frac{k^2}{\varepsilon}, \quad E_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right)$$

$$f_\mu = \exp\left(-\frac{2.5}{1 + Re_{t}/50}\right)$$

$$Re_t = \frac{\rho k^2}{\eta \varepsilon}, \quad \eta = (2E_{ij} \cdot E_{ij})^{1/2} \frac{k}{\varepsilon}$$

湍动能 k 的输运方程为:

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k U_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_j}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k - \rho \varepsilon - \left[2\mu \left(\frac{\partial k^2}{\partial n} \right)^2 \right] \quad (4)$$

湍流耗散率 ε 的输运方程为:

$$\frac{\partial(\rho \varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \varepsilon U_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_j}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + \frac{C_{1\varepsilon} \varepsilon}{k} G_k f_1 - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k^2} f_2 - \left[2 \frac{\mu \mu_j}{\rho} \left(\frac{\partial^2 U}{\partial n^2} \right)^2 \right] \quad (5)$$

式中: $G_k = \mu_t \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial U_i}{\partial x_j}$ 表示由于平均速度引起的 k 的产生项, U 为与壁面平行的流速, σ_k 和 σ_ε 分别为 k 和 ε 对应的 Prantl 常数, 经实验验证, 模型系数常数取值分别为:

$$C_{1\varepsilon} = 1.44, \quad C_{2\varepsilon} = 1.92$$

$$C_\mu = 0.09, \quad \sigma_k = 1.0, \quad \sigma_\varepsilon = 1.3$$

2.3 数值模拟边界条件

不考虑上气道软组织弹性的影响, 假设壁面为刚性, 壁面采用无滑移不可穿透边界条件, 即在壁面上 $U_n = U_\tau = 0$ 。人体前鼻孔(模型进口)与大气相连通, 故在计算初始时刻设定左右前鼻孔处相对总压为 0 (标准大气压 $p_0 = 101.325 \text{ kPa}$) 的边界条件。潮气量表示人体在静息状态下一次呼吸过程中吸入或呼出的气体体积的量, 经肺功检测该患者的潮气量 $Q = 550 \text{ mL}$, 呼吸周期 $T = 3.66 \text{ s}$, 呼吸时间比约为 1。测得喉部(模型出口)面积 $S = 413.8 \text{ mm}^2$, 睡眠呼吸监测患者在清醒状态下仰卧平躺且用鼻呼吸时喉部温度变化率 ΔT 随时间的变化(见图 2), 经

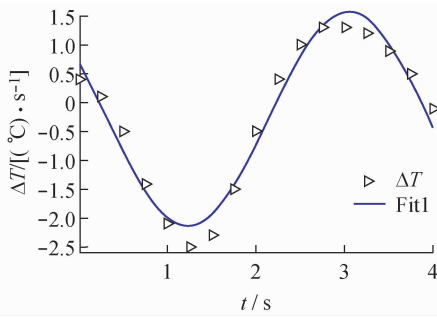


图2 喉部温度变化率

Fig. 2 Temperature rate at the pharynx

Matlab 拟合得到 ΔT 随时间 t 变化的正弦函数:

$$\text{Fit1} = 1.836 \cdot \sin(1.714t + 2.634)$$

该函数与 t 轴有一交点 $t_0 = 0.2925$ 。将患者的呼吸气流曲线近似为正弦函数,且数值计算从 $t = 0$ 时刻开始,由潮气量的定义可知:

$$Q = \frac{1}{2} S \cdot \int_0^T A \cdot \left| \sin[1.714(t + 0.2925) + 2.634] \right| dt \quad (6)$$

式中: A 为待定常数,代入测得的数据可求得 $A = 1.1435$,故出口气流速度可表示为:

$$v_{\text{out}} = 1.1435 \sin[1.714(t + 0.2925) + 2.634] \text{ m/s}$$

一个周期内,出口气流速度如图3所示。

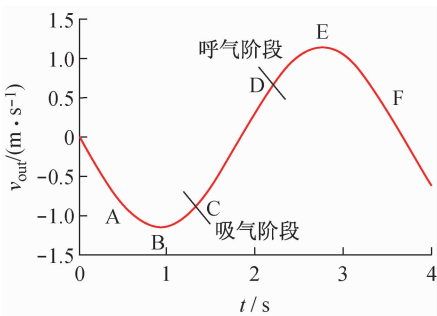


图3 出口速度

Fig. 3 Velocity at the outlet

2.4 数值模拟设置

采用四面体网格划分几何,网格无关性验证结果表明, 5.0×10^6 左右的网格数量已满足精度要求,在边壁附近采用指数增长法则设定6层三棱柱网格作为边界层。为了获得至少一个呼吸相内流场特征,在数值计算中设定计算总时间为40 s,瞬态时间步长取5 ms。压力、动量和湍流输运方程均采用

二阶迎风格式离散,瞬态时间积分方案选择全隐式积分方案,压力速度采用SIMPLEC耦合算法。

3 数值模拟结果

当连续性方程和动量守恒方程收敛残差均出现周期性震荡后,可认为计算收敛。由计算结果可知,OSAHS患者在吸气和呼气阶段时,上气道流场特征有很大差异,气流对软腭悬雍垂产生的动力特性也明显不同。

3.1 上气道流速和压力分布

选取图3中A、B、C、D、E、F6个时刻点,吸气阶段的A、B、C时刻上气道流速和压力分布如图4(a)~(c)所示。在吸气阶段,鼻腔顶部出现局部回流。在吸气前半段,气流速度还未达到最大的过程中(A时刻),上气道气流流动较规则,口咽腔最大气流速度为5.958 m/s,最大负压为-30.8 Pa。当吸气达到最大时刻(B时刻),口咽腔气流的流速达到最大值9.808 m/s,吸气负压达到最大值-78.856 Pa。在吸气后半段,吸气流速逐渐减小(C时刻),口咽腔气流速度也减小为5.289 m/s,腔内负压为-23.197 Pa。图4(d)~(e)所示为呼气阶段的D、E、F时刻上气道流速和压力分布。在呼气阶段,腭咽腔和鼻腔均出现回流,特别是腭咽腔的顺时针回流特别显著。当呼气达到最大时(E时刻)口咽腔气流最大流速可达10.330 m/s,此刻口咽腔内最大负压为-57.912 Pa。

3.2 气流对软腭和悬雍垂的压力和剪切应力

在上气道几何建模时将软腭和悬雍垂与腔内气流的接触面分割出来,如图1几何模型中的黄色(软腭与气流的接触面)和蓝色面积部分(悬雍垂与气流的接触面)所示,以便研究气流对其压力和剪切应力的规律。气流对软腭和悬雍垂的力是气流冲击其壁面的压力和流体黏性剪切应力的合力,不考虑大气压强的效应。

图5所示为一个呼吸周期内气流作用于软腭和悬雍垂的平均压力变化,可以看出软腭所受的压力波动与呼吸具有一致性,而作用在悬雍垂背部的压力在呼气阶段变化不规则,波动与呼吸不具一致性。在吸气阶段,软腭和悬雍垂所受到的最大压力分别为-10.884和-51.946 Pa;在呼气阶段,软腭和悬雍垂所受到最大压力分别为2.603和-18.222 Pa。

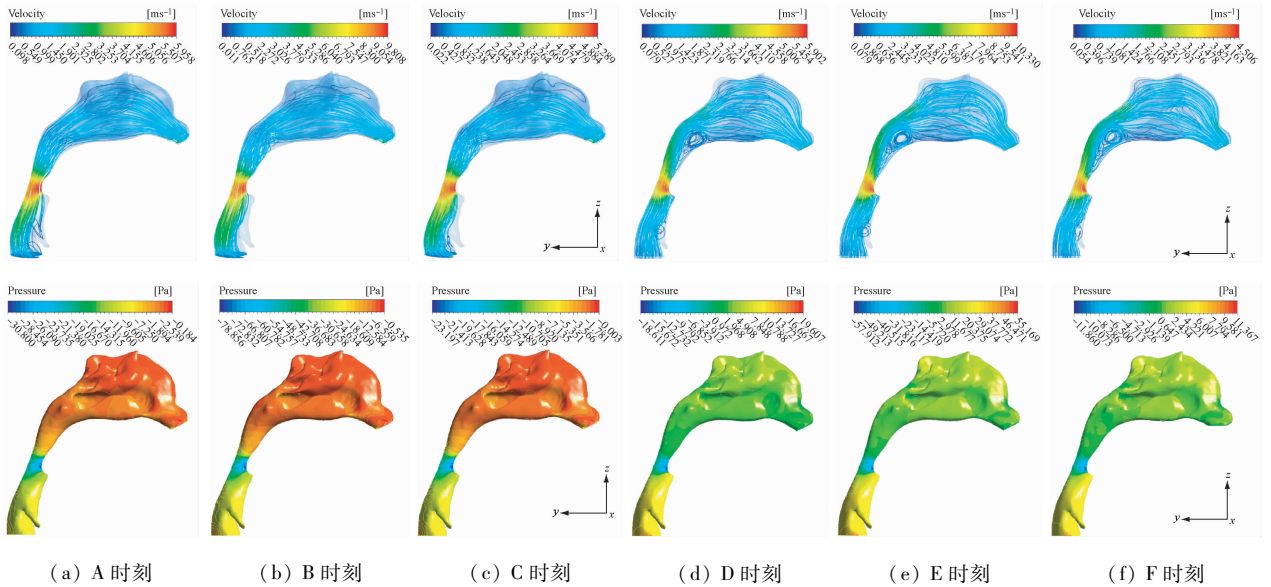


图 4 吸气(a~c)和呼气(d~f)阶段上气道流速和压力分布

Fig. 4 Velocity and pressure distributions on the upper airway during inspiration (a~c) and expiration (d~f)

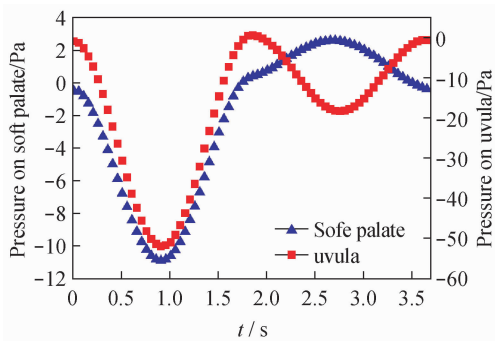


图 5 软腭和悬雍垂的平均压力

Fig. 5 Average pressure on soft palate and uvula

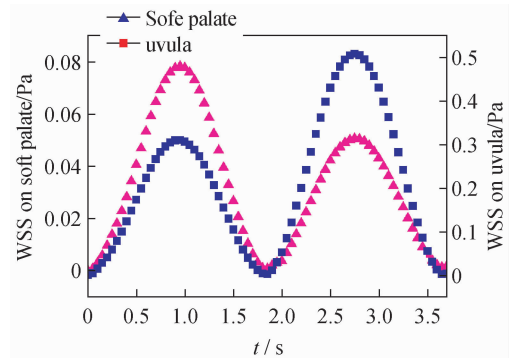


图 6 软腭和悬雍垂的平均剪切应力

Fig. 6 Average WSS on soft palate and uvula

图 6 所示为一个呼吸周期内软腭和悬雍垂受到的剪切应力变化,可以看出在呼吸过程中它们受到的剪切应力变化趋势一致,但软腭所受的剪切应力总小于悬雍垂所受的剪切应力。在吸气阶段,软腭和悬雍垂受到的最大平均剪切应力分别为 78 和 311 mPa,且软腭的剪切应力变化率总大于悬雍垂的剪切应力变化率;在呼气阶段,软腭和悬雍垂受到的最大平均剪切应力分别为 51 和 508 mPa,且软腭的剪切应力变化率总小于悬雍垂的剪切应力变化率。

4 讨论

4.1 上气道流速和压力分析

从数值模拟结果可以看出,患者在吸气和呼气

阶段内上气道气流运动形式有显著的差异。在吸气阶段,鼻腔顶部出现局部回流,但并不明显,气流流动形式总体较规则。在吸气前半段,整个鼻腔处于负压状态,外界大气压大于腔内压力,气体可以由前鼻孔顺利流入上气道。随着吸气强度增强,上气道流速和负压均增大。在吸气后半段,随着吸气强度减弱,气流流速和负压减小,由于吸气过程已充分发展,加之气道形态结构扭曲复杂,湍流脉动增强,气道内流动变得紊乱,在鼻腔顶部出现局部回流,同时上气道局部出现极小的正压。临界压^[15]可以用来衡量气道塌陷的难易程度,在上气道狭窄部位气流高速通过,若气流压力过小,不足以抵抗气道周围组织挤压,此时易导致气道闭合,形成阻塞。由于口

咽腔是整个上气道中最狭窄的部位,气流在口咽腔速度达到最大值,压力则达到最小值,可认为口咽腔是易塌陷部位。当呼吸过程由吸气转变为呼气后,上气道流动形式变化较大。另外,呼气最大流速大于吸气最大流速,呼气最大负压小于吸气最大负压,即吸气最大时咽腔气流压力小于呼气最大时咽腔气流压力;从临界压的角度看^[16],该患者在吸气阶段咽腔压力更难以抵抗咽腔周围软组织向气道挤压的趋势,气道保持开放的能力更弱。同时颚咽腔上部回流区使过流面积减小,导致呼气下游即鼻腔内的气流流动不畅。若是患者处于睡眠状态下,由于神经兴奋性降低,由神经调控的各种肌肉(如咽缩肌、舌腭肌、腭垂肌等)代偿性活动能力下降^[17],肌肉恢复变形的能力下降,气道难以保持开放,严重时气道出现阻塞。由此可见,临床上适当的鼻腔结构矫正手术^[18]可以改善患者上气道通气状况,从而达到手术治疗 OSAHS 的目的。

4.2 软腭和悬雍垂受到的压力和剪切应力分析

OSAHS 与上气道的通气程度密切相关,而鼾声根本上是上气道咽腔及其周围柔性组织在气流冲击作用下共同参与振动而产生的,气流不规则运动对该响应系统的激励贡献最大。悬雍垂和软腭是流场中几何特征较明显的扰流物体,故研究它们在呼吸过程中受到的气流的作用力对于进一步研究上气道腔内的声学特性很有必要。若是在睡眠状态下,患者仰卧平躺时,舌后坠,几乎挤满口腔后部空间,舌很大程度上限制了软腭和悬雍垂向前运动。为了满足人体器官代谢活动的需氧量,神经调控势必会让患者努力改变呼吸形式,而口腔则成为人体与外界进行气体交换的唯一通道,患者用口呼吸成为可能;当气流从口腔流出时,气流会对软腭、悬雍垂、咽腔壁带来激励,从而产生振动发出声音,此时表现出打鼾症状。

上气道最大流体剪切应力分布在悬雍垂壁面。在吸气阶段,软腭和悬雍垂受到的压力先增大后减小。吸气达到最大时,它们受的压力达到最大;当吸气结束时,软腭和悬雍垂受到的压力几乎为 0。随着呼气开始,肺部开始向外界挤压气体,软腭和悬雍垂受到的压力逐渐增大,在腭咽腔上部形成顺时针回旋流,该回旋流带动气流对软腭面产生压力和剪切应力。回旋流驱使部分气体沿着软腭背部倒流至

悬雍垂背部的咽腔,导致悬雍垂背部的咽腔气体体积有向四周膨胀的趋势,气流对悬雍垂面产生垂向压力。随着呼气强度增强,两者受到的压力增大,直至呼气达到最大时,所受压力增至最大。在呼气后半段,呼气强度逐渐减弱,腭咽腔回流区面积逐渐减小,软腭和悬雍垂受到的压力逐渐减小。口咽部由于其结构的特殊性,中间口径较上下两端口径小,中间速度梯度最大,最大剪切应力分布在口咽,悬雍垂受到的剪切应力几乎比软腭的大一个量级。在呼气阶段,腭咽腔回流主流沿着腭咽后壁,气流剪切主要作用在腭咽后壁,故软腭受到的剪切应力比其在吸气阶段的小;而悬雍垂背部的咽腔呼气速度梯度大于吸气速度梯度,故悬雍垂受到的剪切应力比其在吸气阶段的大。口咽部的最大剪切应力分布在悬雍垂壁面,从剪切应力对生物组织细胞的诱导作用来看^[19],其很可能对悬雍垂产生损伤作用,导致悬雍垂力学特征的病变。

5 结论

数值模拟方法是现阶段技术条件下研究 OSAHS 发病的重要手段之一。本文基于三维 CT 影像资料建立典型男性 OSAHS 患者上呼吸道几何模型,该几何模型比较客观真实地反映了患者上气道复杂的结构。在数值模拟过程中,采用患者在清醒状态下临床监测数据作为数值模拟边界条件的依据,使数值模拟结果更接近患者实际呼吸生理过程。通过对数值模拟结果的分析,有助于理解上气道气流阻塞的机理,为临床手术提供一定的指导作用。本文的主要结论有:

(1) OSAHS 患者在吸气和呼气阶段上气道的气流流动形式差异较大,故采用至少一个呼吸循环内的数值模拟计算对于全局把握 OSAHS 患者上气道内的气流运动规律是十分重要的。患者口咽腔压力较小,而悬雍垂背部腔内压力最小,可见悬雍垂背部咽腔是最易塌陷的部位。

(2) 上气道结构复杂,在呼吸过程中,口咽部和鼻腔上部出现回流区,其中口咽部回流比鼻腔上部的明显,对患者呼吸的影响也大。回流区面积的大小随着呼气速度的增大(减小)而增大(减小),气流过流区面积则随着呼气速度的增大(减小)而减小(增大)。回流区面积越大,气流流动越不流畅,患

者呼气困难;当患者用鼻呼吸不足以提供其正常需氧量时,神经调控促使患者用口呼吸。因此,研究气道回流对于理解 OSAHS 患者从用鼻呼吸转换为用口呼吸而发出鼾声的过程具有十分重要的意义。

(3) 研究气流对 OSAHS 患者咽腔软组织的动力特性对于临床手术和研究其鼾声特性具有一定的意义。悬雍垂受到的气流压力和剪切应力均较咽腔其他部位大,特别是悬雍垂壁面受到的流体剪切应力最强,可能是悬雍垂某些固有力学特征改变的因素之一。剪切应力对悬雍垂壁软组织可能造成的损伤作用还需进一步研究。

参考文献:

- [1] Liu Y, Lowe AA, Fleetham JA, *et al.* Cephalometric and physiologic predictors of the efficacy of an adjustable oral appliance for treating obstructive sleep apnea [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2001, 120(6): 639-647.
- [2] Young T, Palta M, Dempsey J, *et al.* The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults [J]. *N Engl J Med*, 1993, 328(17): 1230-1235.
- [3] 林其昌, 黄建钊, 丁海波, 等. 福州市 20 岁以上人群阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征流行病学调查 [J]. *中华结核和呼吸杂志*, 2009, 32(3): 193-197.
- [4] 李敏, 李庆云. 上海市 30 岁以上人群阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征流行病学调查 [J]. *中华结核和呼吸杂志*, 2003, 26(5): 268-272.
- [5] 黄任含, 赵雪岩, 荣起国. 睡眠呼吸暂停综合征的生物力学研究进展 [J]. *力学进展*, 2010, 40(3): 298-308.
- [6] 赵秀国, 徐新喜, 孙栋, 等. 人体上呼吸道内气溶胶沉积的数值仿真研究 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 90-95.
Zhao XG, Xu XX, Sun D, *et al.* Numerical simulation of aerosol deposition in human upper respiratory tract [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 90-95.
- [7] 李五一, 倪道凤, 姜鸿. 阻塞性睡眠呼吸暂停综合征患者睡眠时咽腔观察 [J]. *中华耳鼻咽喉科杂志*, 1999, 34(1): 38-40.
- [8] Kelly JT, Prasad AK, Wexler AS. Detailed flow patterns in the nasal cavity [J]. *J Appl Physiol*, 2000, 89(1): 323-337.
- [9] Fomin VM, Veltutsky VN, Ganimedov VL, *et al.* Air flow in the human nasal cavity [J]. *J Appl Mech Tech Phys*, 2010, 51(2): 233-240.
- [10] Zhu JH, Lee HP, Lim KM, *et al.* Passive movement of human soft palate during respiration: A simulation of 3D fluid/structure interaction [J]. *J Biomech*, 2012, 45(11): 1992-2000.
- [11] Huang R, Rong Q. Respiration simulation of human upper airway for analysis of obstructive sleep apnea syndrome [J]. *Life Syst Model Intel Comput*, 2010, 6330: 588-596.
- [12] Mihaescu M, Mylavaram G, Gutmark EJ, *et al.* Large eddy simulation of the pharyngeal airflow associated with obstructive sleep apnea syndrome at pre and post-surgical treatment [J]. *J Biomech*, 2011, 44(12): 2221-2228.
- [13] Jeong SJ, Kim WS, Sung SJ. Numerical investigation on the flow characteristics and aerodynamic force of the upper airway of patient with obstructive sleep apnea using computational fluid dynamics [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(6): 637-651.
- [14] Jones W, Launder B. The calculation of low-Reynolds-number phenomena with a two-equation model of turbulence [J]. *Int J Heat Mass Transfer*, 1973, 16(6): 1119-1130.
- [15] McNamara SG, Grunstein RR, Sullivan CE, *et al.* Obstructive sleep apnoea [J]. *Thorax*, 1993, 48(7): 754-764.
- [16] Gold AR, Schwartz AR. The pharyngeal critical pressure: The whys and hows of nasal continuous positive airway pressure diagnostically [J]. *Chest*, 1996, 110(4): 1077-1088.
- [17] Malhotra A, White DP. Obstructive sleep apnoea [J]. *Lancet*, 2002, 360(9328): 237-245.
- [18] 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.* Effects of spondylolysis on mechanical stability of upper lumbar vertebrae [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 270-276.
- [19] 黄艳, 樊瑜波. 剪切应力与心肌细胞裂解液联合诱导骨髓间充质干细胞向心肌分化的研究 [J]. *医用生物力学*, 2011, 26(3): 211-216.
Huang Y, Fan YB. Research on cardiomyogenic differentiation of bone marrow mesenchymal stem cells induced by shear stress combined with lysate of myocardial cells [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(3): 211-216.