

## 鼻腔结构矫正手术对 OSAHS 患者上气道 流场影响的数值分析

王莹<sup>1</sup>, 王杰<sup>1,3</sup>, 于申<sup>1</sup>, 王吉喆<sup>1,2</sup>, 刘迎曦<sup>1,2</sup>

(1. 大连理工大学 工业装备结构分析国家重点实验室, 大连 116024; 2. 大连医科大学 附属二院耳鼻喉科, 大连 116027;  
3. 首都医科大学附属北京同仁医院 耳鼻咽喉头颈外科, 北京市耳鼻咽喉研究所, 耳鼻咽喉头颈科学教育部重点实验室, 北京 100730)

**摘要:**目的 研究伴鼻腔结构异常的 OSAHS 患者经鼻腔结构矫正手术后, 气道结构形态的改变对患者整个上气道流场分布以及软腭运动姿态的影响。**方法** 基于患者手术前后 CT 影像学数据, 建立上气道及软腭三维有限元模型, 采用流固耦合的方法模拟手术前后上气道流场特性及软腭的运动情况。**结果** 手术矫正了异常的鼻腔结构形态, 鼻腔及整个上气道阻力明显下降。术后软腭的肥厚水肿明显缓解, 其游离缘的运动幅度减小。软腭运动幅度随弹性模量的减小而增大。术后的模拟结果与文献报道的正常人实验与模拟结果接近。**结论** 鼻腔结构矫正手术改变了上气道结构, 影响了气流流场的分布和软腭的运动姿态; 不同病理生理状态下, 软腭弹性模量的变化对其运动姿态有影响。

**关键词:** 鼻腔结构; 上气道; 流固耦合; 有限元方法; 数值分析

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

### Numerical analysis of the nasal cavity structure reconstruction effects on the airflow patterns within the upper airway in patient with OSAHS

WANG Ying<sup>1</sup>, WANG Jie<sup>1,3</sup>, YU Shen<sup>1</sup>, WANG Ji-zhe<sup>1,2</sup>, LIU Ying-xi<sup>1,2</sup> (1. State Key Laboratory of Structural Analysis for Industrial Equipment, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China; 2. Department of Otorhinolaryngology, the Second Affiliated Hospital of Dalian Medical University, Dalian 116027, China; 3. Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Beijing Tongren Hospital, Capital Medical University, Key Laboratory of Otolaryngology-Head and Neck Surgery of Ministry of Education, Beijing 100730, China)

**Abstract: Objective** To investigate the influence of airway structural changes after reconstruction of nasal cavity structure on the airflow patterns within the whole upper airway and the movement of soft palate in patient with OSAHS accompanied by nasal abnormality. **Method** Based on the preoperative and postoperative CT data from the patient with OSAHS, the three-dimensional finite element model of the upper airway and the soft palate were reconstructed. The preoperative and postoperative flow characteristics of the upper airway and movement of the soft palate were simulated by the fluid-solid interaction method. **Results** The surgical operation altered the abnormal anatomy of the nasal cavity. The nasal airway resistance and the whole upper airway resistance decreased significantly. Meanwhile, it was shown that the soft palate edema remitted obviously, and the motion am-

收稿日期:2010-05-28; 修回日期:2010-07-18

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10672036,10872043,10902022),辽宁省自然科学基金(20082157)。

作者简介:王莹(1981-),博士研究生,研究方向:生物医学工程。

通讯作者:王吉喆,教授, Tel:15541178628, Email:wangjizhe1968@sohu.com; 刘迎曦,教授, Tel:(0411)84708403, Email:yxliu@dlut.edu.cn。

plitude of the free edge also decreased. The displacement of the soft palate increased with the decrease in elastic modulus of soft palate. Postoperative numerical results showed a good agreement with the experimental and computational results of the normal human in literature review. **Conclusions** The reconstruction of the nasal cavity structure influenced the airflow patterns and the movement of soft palate through altering the anatomy of the upper airway. The movement of soft palate was affected by the variations of elastic modulus under different pathophysiological conditions.

**Key words** : Nasal structure; Upper airway; Fluid-solid interaction; Finite element Method; Numerical analysis

阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征 (Obstructive Sleep Apnea-Hypopnea Syndrome, OSAHS) 是人类一种发病率高,危害严重的疾病。该病以睡眠中上气道反复塌陷、阻塞为主要特征,伴有打鼾、睡眠结构紊乱,频繁出现血氧饱和度下降、白天嗜睡等症状。严重者可引起心、脑、肺等重要器官的损害,甚至睡眠猝死。目前,外科手术是 OSAHS 的主要治疗手段,但是治愈率并不理想。如何制定个性化治疗方案对于耳鼻咽喉科医生来说仍是一大挑战<sup>[1]</sup>。随着对 OSAHS 患者上气道存在多平面狭窄的认识,鼻部手术在 OSAHS 治疗中的作用日益受到重视<sup>[1-3]</sup>。临床研究显示鼻阻塞性疾病与 OSAHS 关系较为复杂,鼻腔通气程度与 OSAHS 密切相关。鼻腔阻塞可导致吸气压力的增加,从而增加咽部负压,有可能出现咽部阻塞而产生 OSAHS<sup>[4]</sup>。但也有学者认为行单纯鼻部手术对呼吸暂停低通气指数 (Apnea/Hypopnea Index, AHI) 无显著改善<sup>[2]</sup>。目前关于鼻部相关手术治疗 OSAHS 的效果还存在争议<sup>[1-2,5]</sup>。

目前关于鼻部手术对 OSAHS 治疗作用的研究多采用主、客观相结合的方法,依据患者术后的主观陈述结合多导睡眠监测 (Polysomnography, PSG),纤维鼻咽喉镜检查等结果综合评估鼻部手术对 OSAHS 的影响。但由于受到检查手段的可应用性、观察指标的局限性等因素的影响,以及缺乏解剖结构形态与其功能之间交互关系的定量分析,使得这方面研究未取得较统一的结果。随着医学与力学等学科的结合以及计算机仿真技术的广泛应用,国内外相继出现了应用数值模拟方法研究上气道内气流特性的研究报道<sup>[6-8]</sup>。通过定性、定量和个性化的分析气道结构与气流分布的相互关系、模拟并指导各种术式,成为评估手术效果的一门新兴技术。通过建立生物力学模型研究 OSAHS 的报道相继出现,但以管道内气流流动模型为主,没有考虑到气道内气体

流动与周围组织间的相互作用<sup>[9-10]</sup>。而 OSAHS 的发生发展恰跟气流与气道周围组织之间的相互作用密切相关,因此考虑流固耦合作用的生物力学模型是研究 OSAHS 最有效的方法<sup>[11-12]</sup>。Huang 等<sup>[11]</sup>基于 MRI 影像数据建立二维数值模型,采用流固耦合的方法模拟悬雍垂腭咽成形术 (UPPP) 及软腭植入术对咽腔塌陷的影响。Chouly 等<sup>[13]</sup>采用流固耦合的方法对简化的舌模型及后区狭窄的咽腔气道进行数值模拟研究,并将结果与实验进行了比较,两者较好地吻合。简化模型虽能抓住主要因素,得到初步结果;但是往往也忽略了一些因素对呼吸暂停的影响。如二维模型无法模拟出上气道的不规则几何形态,也就无法真实反映出气道内真实流场的变化。本文基于临床采集的影像学资料,建立包括整个上气道及软腭组织的三维数值模型,采用流固耦合方法定量描述伴有鼻腔结构异常的 OSAHS 患者经鼻腔结构矫正手术后整个呼吸道流场分布及软腭运动姿态的变化情况。

## 1 资料与方法

### 1.1 临床资料

选择 2009 年 7 月首都医科大学附属北京同仁医院耳鼻咽喉头颈外科的患者,51 岁男性,打鼾伴随鼻塞 12 年。经内镜检查双侧鼻腔见:鼻中隔偏曲,双侧下鼻甲肥厚,双中鼻道狭窄。患者夜间睡眠中由于鼻阻塞加之咽部的塌陷,迫使其频繁发生张口呼吸,从而进一步加重软腭、咽部粘膜的水肿和增生,增加咽部气道的狭窄。PSG (邦德睡眠监测仪,美国)结果显示其 AHI 为 6.7/h,血氧饱和浓度为 71.0%,确诊为 OSAHS。

### 1.2 方法

**1.2.1 手术方法** 手术过程中患者仰卧,经口插管麻醉后常规消毒,铺巾。地卡因副肾棉片收缩鼻腔粘膜。对患者在鼻内窥镜下行鼻腔结构矫正手术

(包括鼻中隔偏曲矫正、双额筛上颌窦开放以及双下鼻甲外移)。手术过程顺利,无手术并发症出现,患者清醒后返回病房。

**1.2.2 模型的三维重建** 使用飞利浦公司 Brilliance 64 排螺旋 CT 扫描机采集患者术前术后上呼吸道 CT 影像学数据,层厚均为 0.5 mm,骨组织

窗。依据所获 CT 资料建立包括鼻腔、口腔、咽腔直到声门处的上气道模型及软腭模型。根据软腭的组成结构以及计算的需要,在软腭的侧面建立 4 对肌肉对其产生作用。最后对模型进行网格剖分,形成如图 1 所示的三维有限元模型。

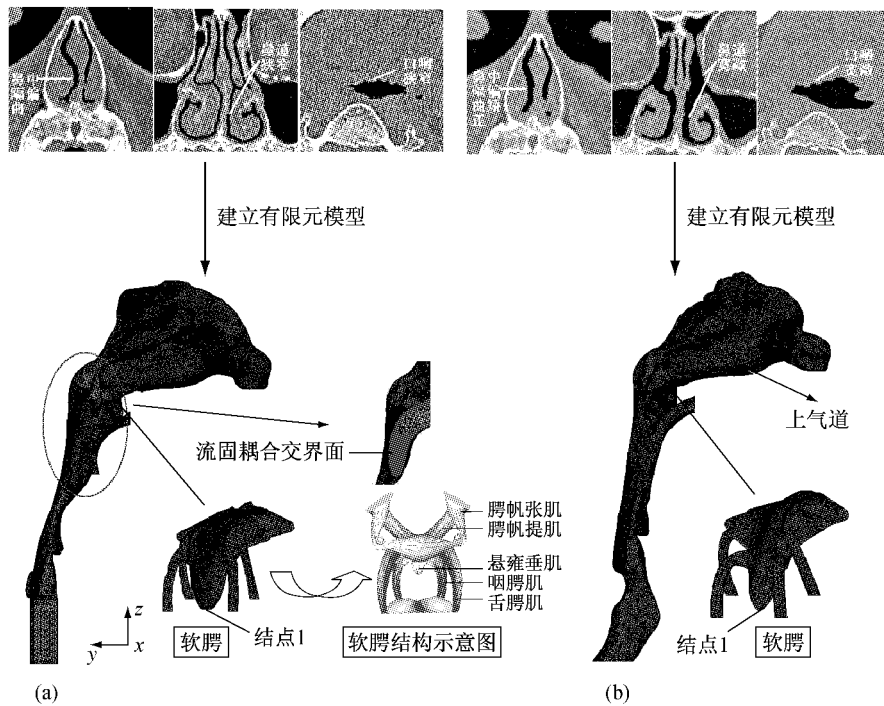


图 1 上呼吸道流固耦合三维有限元模型 (a) 术前, (b) 术后

Fig. 1 The three-dimensional model of fluid-solid interaction of upper airway (a) Preoperation, (b) Postoperation

**1.2.3 数值模拟** 根据实际的生理数据确定计算边界条件。人呼吸时,前鼻孔通外界,在前鼻孔处应设定为一个标准大气压;上气道壁处设为无滑移条件( $V=0$ );出口声门处(面积为  $S$ )设置速度边界条件( $V_{\text{出口}} = U/S$ )。软、硬腭交界面及各肌肉端点均施加固定位移条件。本文模拟手术前后患者在浅呼吸及正常呼吸时(气体流率分别为  $U = 209 \text{ mL/s}$ ,  $628 \text{ mL/s}$ ),上气道的气流特性与软腭的运动情况。采用间接耦合的方法进行计算,两种场的计算交叉进行,执行多次迭代直到求解满足收敛精度,流体场与固体场的计算结果均趋于稳定后计算方结束。

根据有关文献报道<sup>[14-15]</sup>,假设模型中的固体软组织部分为均质、各向同性的线弹性材料,各项参数见表 1。

表 1 软组织部分的材料属性

Tab. 1 Material properties of the soft tissues

软组织	弹性模量/KPa	泊松比
软腭	25	0.42
两侧腭肌	980	0.45

## 2 结果

从图 2 的流线图与速度云图可见,鼻腔各截面的流场分布发生了明显的变化(见图 2,截面  $a \sim d$ ;  $a' \sim d'$ )。术前偏曲侧鼻腔内气流主要流经总鼻道( $\sim 55.2\%$ ),其次是下鼻道( $\sim 27.5\%$ )与中鼻道( $\sim 15.8\%$ )。而偏曲对侧的气流分布与此不同,流经总鼻道的气流约占该侧气流的  $45.8\%$ ,流经中鼻

道的气流量占该侧气流量的比率较偏曲侧有所增加 (~34.7%),下鼻道的气流量则较偏曲侧减少 (~19.1%)。术后左右两侧鼻腔的流场分布大体一致,均主要流经总鼻道与中鼻道。术后整个上气道

的气流速度有了大幅下降,术后的最大速度由术前 18.184 m/s 下降到 12.54 m/s,且最大速度出现的位置也发生了改变。术前最大速度大致位于腭咽附近;而术后则位于鼻阈至下鼻甲前端的部位。

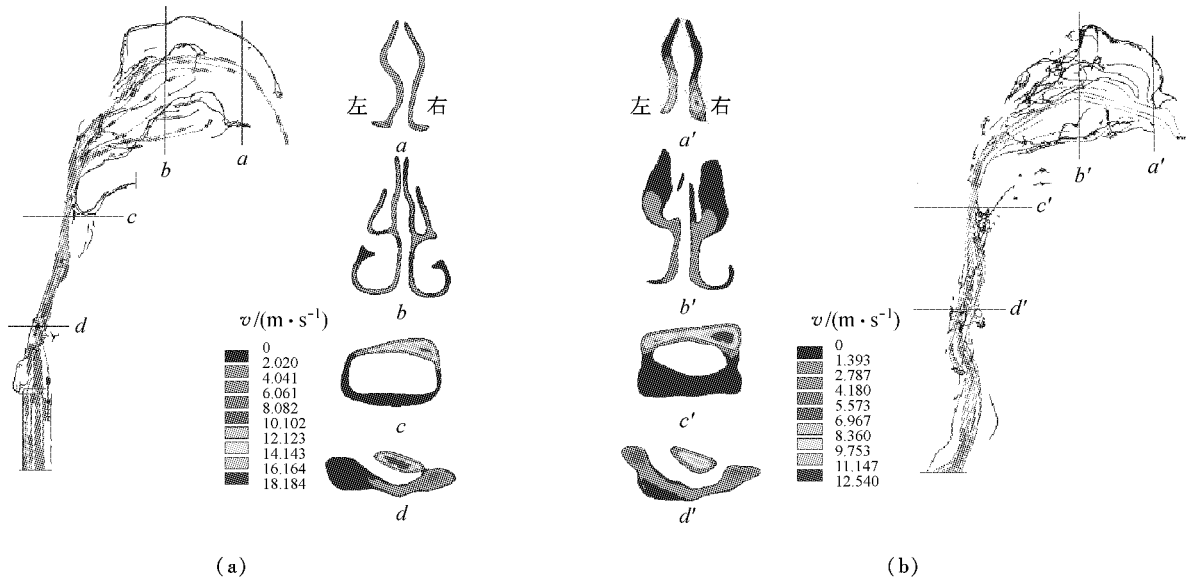


图2 吸气气流率为 628 mL/s 时上呼吸道速度分布 (a) 术前, (b) 术后

Fig. 2 Airflow patterns in upper airways during inspiration at the flow rate of 628 mL/s (a) Preoperation, (b) Postoperation

图3显示了吸气气流率为 628 mL/s 时上呼吸道的压强分布情况。术后,鼻腔及整个上呼吸道的压强明显下降。上呼吸道的压强差值由术前的 530 Pa 降为术后的 210 Pa。术前左右鼻腔的压强分布规律明显不同,偏曲侧在中鼻甲前端 (~4 cm) 压强下降很快,为该侧主要限流节段;而偏曲对侧的压强下降比较均匀,未出现限流节段。术后左右两侧鼻腔压强分布趋势相同,压强梯度主要集中在鼻阈 (~2 cm) 附近,固有鼻腔的压强分布较均匀。术后咽腔和喉腔的压强的分布趋势与术前的相似,但是压强降较术前明显降低。

后软腭的位移分布规律大体一致,从上向下位移依次增大,靠近软腭游离缘附近的位移最大。从位移数值来看,术后软腭的运动幅度明显小于术前的情况。刘永义等<sup>[16]</sup>通过实验研究发现 OSAHS 动物模型的软腭在相同张应力的作用下比正常鼠软腭更容易拉长。可见,软腭的弹性模量会随着病理生理状态发生变化。表3显示了术前软腭位移受其弹性模量变化的影响,以结点1三方向的位移为例,弹性模量值参考 Huang 等<sup>[11]</sup>的报道。随着软腭弹性模量的减小,其运动幅度增大。在呼气流量均为 209 mL/s 时,整个上气道的压强差有所变化,但是影响不大。计算结果显示压强差从 66.308 Pa ( $E = 25$  kPa) 增加到 68.292 Pa ( $E = 12.5$  kPa)。

上呼吸道解剖结构的变化不仅会影响气流的分布,还会对软腭的运动姿态产生影响。表2显示了4个呼吸时刻软腭最底部(见图1所示的结点1)的位移。吸气相与呼气相软腭的运动方向相反。在各个呼吸时刻软腭的位移以  $y$  方向为主,  $z$  方向的位移次之,  $x$  方向的位移最小(位移方向参考图1所示的坐标轴)。软腭运动的位移随着呼吸流量的增加而增大。吸气时,软腭趋向咽前壁的方向运动,而呼气时则相反。在同样的呼吸气流条件下,手术前

### 3 讨论

数值模拟结果显示上气道解剖结构的改变使得整个流场气流的分布发生了明显变化,术后呼吸道流场的分布与课题组报道的正常人上气道气流分布情况<sup>[6,8,17]</sup>相符合,在鼻阈、腭咽部及会厌附近速度较大。Hahn 等<sup>[18]</sup>通过实验发现,在流量为 180 mL/s

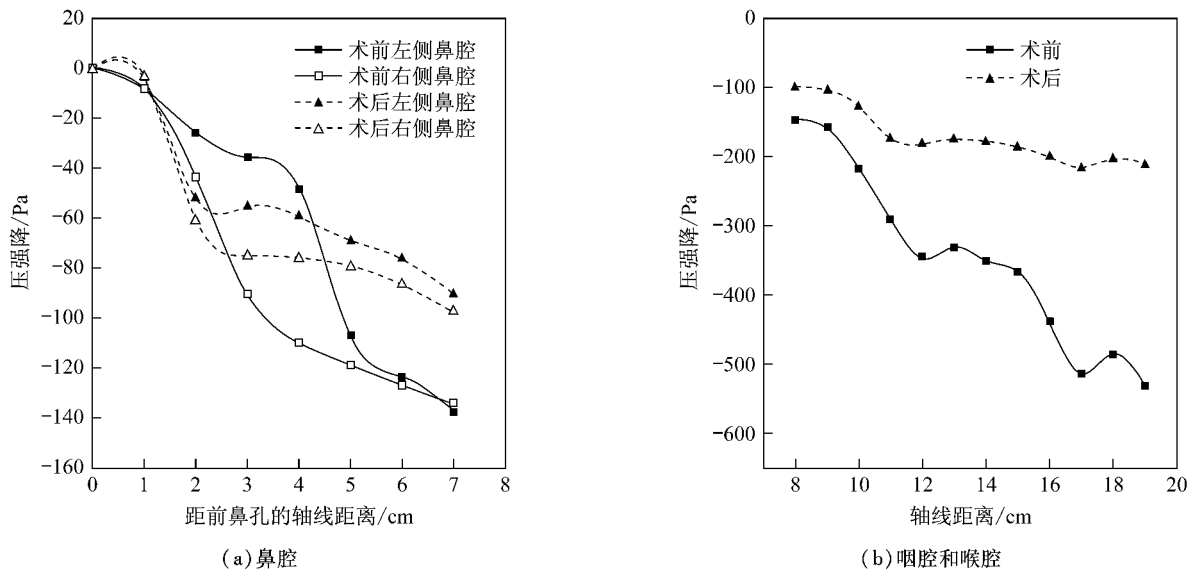


图3 吸气气流率为 628 mL/s 时上气道的压强分布曲线 (a) 两侧鼻腔, (b) 咽腔和喉腔

Fig. 3 Inspiratory pressure drops in upper airways at different axial locations for the peak flow rate of 628 mL/s (a) The two sides of nasal cavity, (b) Pharynx and larynx

表2 手术前后软腭模型中结点1三方向的位移值

Tab.2 The displacements of Node 1 in preoperative and postoperative soft palate models

呼吸状态	$U_x/\mu\text{m}$		$U_y/\mu\text{m}$		$U_z/\mu\text{m}$	
	术前	术后	术前	术后	术前	术后
浅吸气(-209 mL/s)	6.96	0.766	-56.2	7.15	-33.4	-9.65
浅呼气(209 mL/s)	-2.09	-1.61	163	74.4	4.66	29.8
正常吸气(-628 mL/s)	59.5	7.23e	-483	-48.8	-295	-78.2
正常呼气(628 mL/s)	-18.4	-13.8e	1436	651	402	258

表3 软腭的弹性模量对呼气时术前模型中结点1三方向位移值的影响(呼气气流率为 209 mL/s)

Tab.3 Effects of the elastic modulus of the soft palate on the displacements of Node 1 in preoperative model during expiration (Expiratory flow rate was 209 mL/s)

弹性模量/kPa	$U_x/\mu\text{m}$	$U_y/\mu\text{m}$	$U_z/\mu\text{m}$
25	-2.09	163	46.6
17.5	-5.12	247	75
12.5	-7.33	350	106

时,鼻阈附近的速度最大,约为 2.6 m/s。Subramaniam 等<sup>[19]</sup>发现鼻腔在流量为 250 mL/s 下,最大速度为 4.2 m/s,位于鼻阈区。本例在 209 mL/s 情况下,术后鼻腔最大速度为 3.2 m/s,位于鼻阈附近,与文献报道基本吻合。

呼吸时气流的阻力是评估气道通气程度的客观指标之一。根据定义,气流的阻力是指在一定时间内把一定体积的空气推到一定距离所需的压力。当呼吸气流量一定时,气道的压差越大,其气流的阻力也越大。正常的鼻阻力对维持鼻腔诸多的生理功能及气体交换至关重要,约占呼吸道总阻力的 50%,且鼻部气道的限流节段是产生鼻阻力的主要部位,正常鼻腔的限流节段位于鼻腔的前 2.5 cm 处(鼻阈附近)<sup>[20]</sup>。从数值模拟的结果来看,在同一呼吸状态下,术前上气道及鼻腔的气流阻力都明显大于术后的情况。术前鼻腔气流阻力在流量为 628 mL/s 情况下,吸气时为 220 Pa · s/L,呼气时为 225 Pa · s/L,各占呼吸总阻力的 26.1% 和 25.4%。而术后鼻腔气流阻力降为 165 Pa · s/L 和 176 Pa · s/L,占总阻力的 43.7% 及 45.6%。此外,术后鼻腔限

流节段位于鼻阈附近,此处对气流的限流作用明显,为鼻腔气流阻力的主要产生部位。可见,术后鼻腔的通气功能与正常鼻腔情况一致。从术后鼻阻力值的下降及其所占总阻力百分比的升高可见鼻咽以下的上气道阻力在术后也明显降低,患者这部分气道的通气程度得到了很好改善,从而减轻了咽部的负压,降低了进一步塌陷的危险。

经证实软腭及其后区的解剖结构和功能的异常与 OSAHS 发生发展的关系非常密切。软腭后缘游离于上气道内,是构成腭后气道壁中变异程度最大的结构,任何使软腭向后移动的因素都可能造成软腭后区气道的狭窄和阻塞。张继东<sup>[21]</sup>研究软腭受力情况发现,当咽腔气流形成的静压过大,作用于软腭表面后会使得软腭向咽后壁塌陷的力  $F > 0$ ,从而发生阻塞性睡眠呼吸暂停。从软腭的数值结果可见,手术前患者的软腭肥厚低位,使得腭后区的咽腔变得极为狭窄,加上鼻阻塞的影响,使气流通过咽腔的初始流速增加,流体的静压增大,软腭产生较大的位移。位移结果显示软腭受气流的冲击主要是向前、后壁方向运动,在同样流量情况下,呼气时向咽后壁运动的幅度更为明显。随着呼气流量的增加,软腭后坠的程度增加,从而加重腭后区气道阻塞的程度。术后,到达咽腔的气流流速减小,流体的静压降低;同时鼻腔通气程度的改善,减轻了软腭的肥厚水肿程度,使得软腭游离运动幅度减小,消除了气道阻塞的危险。流固耦合的结果显示软腭弹性模量减小使得软腭在气道内的运动范围增大,增加了气道阻塞的危险。这与 Huang 等<sup>[11]</sup>研究发现随着软腭弹性模量的减小,气道越易塌陷阻塞的结论相吻合。

三维流固耦合数值分析充分考虑了复杂的上气道结构内气体流动与软腭组织之间的相互作用。对比手术前后的模拟结果定量地描述了行鼻腔结构矫正手术后气道结构的变化对上气道气流场分布及软腭运动姿态的影响。此外,模拟在不同病理生理状态下软腭弹性模量的变化对自身运动姿态的影响。定量地研究有助于临床上客观地评价鼻部相关手术对 OSAHS 治疗的作用;对研究鼻腔结构异常在 OSAHS 发生发展中产生的影响具有一定参考价值。

#### 参考文献:

- [1] Friedman M, Tanyeri H, Lim JW, *et al.* Effect of improved nasal breathing on obstructive sleep apnea. *Otolaryngology [J]. Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 2000, 122 (1):71-74.
- [2] Verse T, Maurer JT, Pirsig W. Effect of nasal surgery on Sleep-related breathing disorders [J]. *Laryngoscope*, 2002, 112 (1):64-68.
- [3] 李延忠,王岩,王欣.鼻通气手术治疗阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征的疗效[J]. *山东大学耳鼻喉眼学报*, 2006, 20 (1):53-57.
- [4] Verse T, Pirsig W. Impact of impaired nasal breathing on sleep-disordered breathing [J]. *Sleep Breathing*, 2003, 7 (2):63-76.
- [5] Kim ST, Choi JH, Jeon HJ, *et al.* Polysomnographic effects of nasal surgery for snoring and obstructive sleep apnea [J]. *Acta Oto-laryngologica*, 2004, 124(3):297-300.
- [6] 刘迎曦,于申,孙秀珍,等.鼻腔结构形态对鼻腔气流的影响[J]. *中华耳鼻咽喉头颈外科杂志*, 2005, 40(11):846-849.
- [7] 徐新喜,赵秀国,谭树林,等.人体口喉模型内气流运动特性数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(增刊):110.
- [8] Wang Y, Liu Y, Sun X, *et al.* Numerical analysis of respiratory flow patterns within human upper airway [J]. *Acta Mech Sin*, 2009, 25(6):737-746.
- [9] Xu C, Sin S, McDonough JM, *et al.* Computational fluid dynamics modeling of the upper airway of children with obstructive sleep apnea syndrome in steady flow [J]. *J Biomech*, 2006, 39(11):2043-2054.
- [10] 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.
- [11] Huang Y, White DP, Malhotra A. The impact of anatomic manipulations on pharyngeal collapse: results from a computational model of the normal human upper airway [J]. *Chest*, 2005, 128(3):1324-1330.
- [12] Trudo FJ, Geffer WB, Welch KC, *et al.* State-related changes in upper airway caliber and surrounding soft-tissue structures in normal subjects. *Am J Respir Crit Care Med*, 1998, 158(4):1259-1270.
- [13] Ghoully F, Van Hirtum A, Lagrée PY, *et al.* Numerical and experimental study of expiratory flow in the case of major upper airway obstructions with fluid-structure interaction [J]. *Journal of fluids and structures*, 2008, 24(2):250-269.
- [14] Liu ZS, Luo XY, Lee HP, *et al.* Snoring source identification and snoring noise prediction [J]. *J Biomech*, 2007, 40 (4):861-870.
- [15] Pan XG, Qian YF, Yu J, *et al.* Biomechanical effects of rapid palatal expansion on the craniofacial skeleton with cleft palate: a three-dimensional finite element analysis

- [J]. *J Cleft Palate-craniofacial*, 2007, 44(2):149-154.
- [16] 刘永义, 包亚军, 刘文华, 等. 阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征模型鼠软腭的力学重建[J]. *医用生物力学*, 2004, 19(1): 27-40.
- [17] 孙秀珍, 于驰, 刘迎曦, 等. 人体上呼吸道三维有限元重建与流场数值模拟[J]. *航天医学与医学工程*, 2006, 19(2): 129-133.
- [18] Hahn I, Scherer PW, Mozell MM. Velocity profiles measured for airflow through a large-scale model of the human nasal cavity [J]. *J Appl Physiol*, 1993, 75(5): 2273-2287.
- [19] Subramaniam RP, Richardson RB, Morgan KT, *et al.* Computational fluid dynamics simulations of inspiratory airflow in the human nose and nasopharynx [J]. *Inhal Toxicol*, 1998, 10(2): 473-502.
- [20] Brugel-Ribere L, Fodil R, Coste A, *et al.* Segmental analysis of nasal cavity compliance by acoustic rhinometry [J]. *J Appl Physiol*, 2002, 93(1): 304-310.
- [21] 张继东. OSAHS 软腭受力数理模型探讨腭咽成形术扩大咽腔的要点[J]. *空军总医院学报*, 2008, 24(4): 203-207.

(上接第 261 页)

- paratrooper landing[C]. 16th AIAA Aerodynamic Decelerator Systems Technology Conference. Boston, Massachusetts, 2001: AIAA 2001-2029.
- [8] 牛文鑫, 杨云峰, 俞光荣, 等. 人体足部三维有限元模型的有效构建方法及其合理性的实验分析研究[J]. *生物医学工程杂志*. 2009, 26(1): 80-84.
- [9] Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, *et al.* Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System [J]. *Simul Model Pract Theory*, 2006, 14: 1100-1111.
- [10] Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control[J]. *Crit Rev in Biomed Eng*, 1989, 17(4): 359-411.
- [11] Whitting JW, Steele JR, Jaffrey MA, *et al.* Parachute Landing Fall Characteristics at Three Realistic Vertical Descent Velocities[J]. *Aviat Space Environ Med*, 2007, 78(12): 1135-1142.
- [12] Grujicic M, Pandurangan B, Xie X, *et al.* Musculoskeletal computational analysis of the influence of car-seat design/adjustments on long-distance driving fatigue[J]. *Int J Industrial Ergonomics*, 2010, 40(3): 345-355.
- [13] Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications[J]. *J Biomech*, 2009, 24(3): 225-235.