

文章编号:1004-7220(2016)06-0540-08

OSAHS 患者自然睡眠期呼吸模式对上气道流场的影响

陈柳洁¹, 张湘民², 肖潭³

(1. 中山大学 工学院, 广州 510006; 2. 中山大学附属第六医院 睡眠呼吸障碍诊疗中心, 广州 510655;

3. 广东石油化工学院 力学教学与试验中心, 茂名 525000)

摘要: **目的** 分析阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征 (obstructive sleep apnea hypopnea syndrome, OSAHS) 患者自然睡眠时平静呼吸和呼吸暂停期不同压力边界条件和呼吸模式对气道内气体的流动和生理状态的影响。**方法** 创建 OSAHS 患者仰卧位自然睡眠状态, 并采集 CT 数据建立三维上气道有限元模型。临床测量患者睡眠期喉腔压力作为边界条件, 考虑鼻吸鼻呼、鼻吸口呼、口吸鼻呼、口吸口呼 4 种典型呼吸模式进行流体力学仿真。**结果** 睡眠期 OSAHS 患者的呼吸气流呈非稳定、有涡、双向流动, 压力边界以及呼吸模式对气体流动的影响明显。用口呼吸与用鼻呼吸相比, 气体的最大流速有所升高, 压降主要集中在口腔, 吸气时升高约 30%, 呼气时升高 1 倍。**结论** 采用 OSAHS 患者自然睡眠期 CT 数据建模并以临床喉腔压力作为边界条件进行有限元仿真具有意义, 研究结果有助于了解 OSAHS 患者真实自然睡眠状态下的上气道流场特性。

关键词: 阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征; 自然睡眠; 上气道; 流场; 边界条件; 呼吸模式

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.06.540

Effects of breathing patterns on flow field in upper airway of an OSAHS patient during natural sleep

CHEN Liu-jie¹, ZHANG Xiang-min², XIAO Tan³ (1. School of Engineering, Sun Yat-sen University, Guangzhou 510006, China; 2. Sleep Disordered Breathing Clinic Center, the Sixth Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou 510655, China; 3. Center for Mechanical Teaching and Testing, Guangdong University of Petrochemical Technology, Maoming 525000, Guangdong, China)

Abstract: Objective To study the effects of different pressure boundary conditions and breathing patterns on the airflow of upper airway and related physiological status of the obstructive sleep apnea hypopnea syndrome (OSAHS) patient at sleep stage with eupnea and apnea, respectively. **Methods** The CT scan data of an OSAHS patient during natural sleep in supine position were acquired and used to reconstruct a three-dimensional finite element model of upper airway. Meanwhile the pressure changes in laryngeal cavity of the OSAHS patient were clinically measured and then used as the boundary conditions, and four typical breathing patterns (nasal inhaling and nasal exhaling, nasal inhaling and oral exhaling, oral inhaling and nasal exhaling, oral inhaling and oral exhaling) were considered for computational fluid simulation. **Results** The airflow of the OSAHS patient during sleep was an unstable, whorled and bidirectional flow, which was significantly affected by pressure boundary conditions and breathing patterns. Compared with nasal breathing, the maximum velocity of airflow by mouth breathing was in-

收稿日期:2015-09-07; 修回日期:2016-10-31

基金项目:国家自然科学基金项目(11272360), 广东省自然科学基金项目(2014A030313793), 广东省部产学研结合项目(2009B090300406)。

通信作者:肖潭, 教授, 博士研究生导师, Tel: (0668)2923703; E-mail: xiao-tan@foxmail.com;

张湘民, 教授, 主任医师, Tel: (020)38254221; E-mail: zhang_ent@163.com。

creased, resulting in an increase of pressure drop in oral cavity, with was about 30% in inspiration and 100% in expiration. **Conclusions** It is significant to use CT data of an OSAHS patient during natural sleep for model reconstruction and the clinically measured pressure in laryngeal cavity as boundary conditions for finite element simulations, and the results will contribute to understand the characteristics of flow field in upper airway of the OSAHS patient during real natural sleep.

Key words: Obstructive sleep apnea hypopnea syndrome (OSAHS); Natural sleep; Upper airway; Flow field; Boundary condition; Breathing pattern

阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征 (obstructive sleep apnea hypopnea syndrome, OSAHS) 是一种在睡眠时反复出现咽部塌陷导致呼吸暂停的疾病,其发病机制涉及多个方面,一般认为是由于上气道及其周围组织解剖结构的异常、睡眠时扩咽肌松弛、咽部气道软组织塌陷所导致。目前,临床实验观测和数值模拟是研究上气道气流运动的主要手段,其中数值模拟已被用于研究 OSAHS 手术疗效的定性评估以及发病机制。

以往数值模拟研究中,多数采用 OSAHS 患者或者正常人清醒状态下的 CT 扫描数据进行建模^[1-2]。然而大部分 OSAHS 患者在清醒状态下能够正常呼吸,即使是重度患者,上气道的塌陷堵塞也只是发生在睡眠期。采用睡眠状态数据建模更能表征患者睡眠期气道的真实几何形态。临床上建立睡眠状态,采用麻醉诱导较自然睡眠的方式更容易实现,然而真实睡眠状态下的肌肉放松状况很难通过药物控制来模拟。因此,采用 OSAHS 患者真实自然睡眠状态数据进行建模更具有实际意义。

其次,气道内气体的流动由出、入口压力差驱动,出、入口边界条件的设置对 OSAHS 数值模拟结果有重要影响。通常的方法是在气道入口设置流量值,出口假设的压力或流速按三角形或正弦曲线变化,波峰或波谷的极值由潮气量决定^[1, 3-5]。然而,上述边界条件的设置将气道的流量定义为定值,但是气道流量在整个呼吸过程中是不断发生变化的,故本文考虑采用患者喉腔内部真实时变的压力值作为气道出口边界条件。

呼吸模式对气道通气功能和周围软组织的影响是另一个值得关注的问题。人正常呼吸时,鼻吸鼻呼是主导的呼吸模式,故以往大部分研究通常只考虑鼻吸鼻呼模式^[6-7]。通过临床磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 观察发现,由于软腭平面及舌咽平面堵塞情况的不同,可能会引起呼吸

模式的转换,尤其是临床表现存在多平面堵塞现象的重度 OSAHS 患者,在夜间睡眠期间除了鼻吸鼻呼,还可能出现鼻吸口呼、口吸鼻呼或口吸口呼这 3 种典型的呼吸模式。因此,对患者进行上气道流场分析,除鼻吸鼻呼外,还要分析上述 3 种呼吸模式。研究发现,健康人清醒或睡眠时,口腔气流分别占总呼吸气流的 8% 或 4%^[8],剧烈运动或 OSAHS 患者睡眠时有短暂的呼吸增强,口腔气流可能达到总气流的 70%^[9]。Rasani^[3] 分别模拟鼻吸鼻呼、口吸口呼、鼻口呼吸模式,在鼻口呼吸模式中又分别模拟了口呼吸气流分别占总气流 25%、33%、50% 的情况。然而,由于临床实验条件的限制,OSAHS 患者夜间睡眠期呼吸暂停时,不同呼吸模式下口鼻气流比例尚未见具体的统计数据。因此,本文仅考虑典型的单纯鼻口呼吸模式,即用口吸气时,假设气流全部由口腔进入,忽略较少量气流由鼻腔进入的情况。

近年来,计算流体力学 (computational fluid dynamics, CFD) 被广泛应用于 OSAHS 流场模拟。有关人体上气道气体的流动状态是湍流还是湍流和层流共存,有研究认为与气流率有关,其中低时为层流,高时为湍流,但目前文献尚无统一定论^[2, 10-11]。当雷诺数大于 2 000 时,直管的流体会形成湍流,然而管道的结构形态会影响内部流体的流动。上气道内部几何结构复杂,有可能在更低雷诺数时就已经发展成湍流^[12]。Simmen 等^[13] 认为,呼吸道气流以湍流状态存在更为合理。

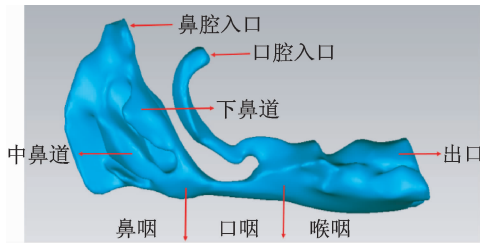
大多数 OSAHS 流场模拟并未考虑呼吸暂停的情况^[1, 11, 14],一般采用标准 $k-\varepsilon$ 模型进行计算。然而,当平均应变率较大时,标准 $k-\varepsilon$ 模型在物理上将不满足可实现条件;且湍流耗散率的输运方程过于简略,在某些情况下不能给出合理的湍流尺度。本文采用 Realizable $k-\varepsilon$ 模型进行仿真,该模型为耗散率增加了新的输运方程,适用于多种流动类型,如有旋均匀剪切流、自由流、腔道流动和边界层流动。

本文主要工作包括:首先,开展临床实验,创建 OSAHS 患者仰卧位自然睡眠状态并进行 CT 扫描,同时对患者进行睡眠呼吸监测阻塞定位仪(apnea graph, AG)检查,采集睡眠期平静呼吸、呼吸暂停时的喉腔压力。然后,根据 CT 数据建立患者真实的三维上气道模型,利用 Fluent 软件并以喉腔压力为边界条件,采用 Realizable $k-\varepsilon$ 模型对患者上气道气体流动进行仿真,获得不同呼吸情况及呼吸模式下上气道压力与流速分布数据,从而分析上气道气体流动变化与阻塞性睡眠呼吸紊乱之间的关系。

1 方法

1.1 研究对象

1 名 33 岁男性 OSAHS 患者^[15],右侧扁桃体 III 度、左侧扁桃体 II 度肿大,舌根肥厚,Friedman 分级 III 级,经多导睡眠监测仪 PSG 检测确诊为重度 OSAHS 合并重度低氧血症。使用 640 排动态 CT 扫

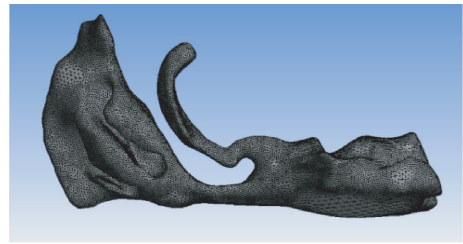


(a) 几何模型

描机(Aquilion One, 东芝公司, 日本)进行扫描。扫描前让患者在 CT 机上呈仰卧位自然睡眠;待患者开始打鼾,轻唤不醒,进入睡眠状态后,对患者从颅底至环状软骨进行扫描,扫描时间 10 s,扫描层厚 0.5 mm,共获得 21 状态序列 CT 数据;选取其中一个呼气末吸气前的状态进行建模。Cirignotta^[16]认为,睡眠打鼾状态下的气道较为稳定,但是和清醒状态下有所不同,且更为狭窄。

1.2 上气道三维有限元模型

建立包含鼻道、咽部、会厌上下缘腔体的上气道复杂三维结构(见图 1)。为模拟不同呼吸模式,同时建立口腔气道。考虑精度及计算时间,所建模型包含 382 651 个节点、1 956 745 个单元,具有良好的仿真性(有研究表明,网格数达到 181×10^4 以上时,计算结果与网格无关^[17])。在建模过程中,未在几何上对上气道模型进行简化,能够真实反映 OSAHS 患者上气道结构的情况。



(b) 有限元模型

图 1 上气道三维模型重建

Fig.1 Reconstruction of the 3D models of upper airway (a) The geometric model, (b) The finite element model

1.3 上气道流体力学仿真

采用 Fluent 15.0 进行上气道三维有限元仿真,压力场和速度场的求解使用 Simplec 算法,动量方程等离散采用二阶精度。

1.3.1 流体模型 计算所用流体介质为空气,密度 $\rho = 1.225 \text{ kg/m}^3$,动力黏度系数 $\mu = 17.894 \text{ } \mu\text{Pa} \cdot \text{s}$ 。影响上气道流场特征的因素很多,如气道形态结构、腔体压力差、气体的组分等。上气道变形受周围肌群组织的影响,鉴于神经调控因素的复杂性,且上气道变形和气流流场的相互作用是典型复杂的流固耦合问题,故现只考虑常规通气能力、边界条件及呼吸模式对气道流场特征的影响。暂时不考虑呼吸过程中上气道变形对流场产生的影响,将上气道视为瞬时刚性体,气体为不可压缩流体,在模拟过程中忽略温

度场的变化,完成一个呼吸周期的计算。

气体流动模拟选用黏性不可压缩湍流的 Realizable $k-\varepsilon$ 瞬态模型,其中湍流动能 k 及耗散率 ε 对应的输运方程分别为^[18]:

$$\rho \frac{\partial k}{\partial t} + \rho u_i \frac{\partial k}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k - \rho \varepsilon \quad (1)$$

$$\rho \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \rho u_i \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\rho} E \varepsilon - C_{2\rho} \frac{\varepsilon^2}{k + \sqrt{\nu \varepsilon}} \quad (2)$$

式中: G_k 是由于平均速度梯度引起的湍流动能 k 的产生项; σ_k 、 σ_ε 分别为 k 及 ε 对应的普朗特数,Fluent 中默认值 $\sigma_k = 1.0$, $\sigma_\varepsilon = 1.3$; C_1 、 C_2 为经验常数,Fluent 中默认值 $C_1 = \max(0.43, \eta/(\eta + 5))$,

$C_2 = 1.9$; 湍流黏度 $\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon}$, 且系数 C_μ 在此不再

是常数, 和应变率有关。 ε 方程中不再包含 k 方程中的产生项 G_k , 雷诺应力项不出现在 ε 方程中, 有利于不同尺度的涡团湍流能谱的传递。

1.3.2 边界条件 喉腔压力通过临床睡眠监测及上气道阻塞定位系统 AG 200 检测获得, 系统能在患者夜间自然睡眠期间进行检测, 患者能较好耐受 AG 200 夜间 7 h 睡眠监测。测压管直径为 2 mm, 测压管 P0、P2 两个压力传感器分别位于食管中段及软腭游离缘下方口咽, 测量食管内压及口咽部压力变化。 p_0 代表患者呼吸过程的呼吸驱动力, 选取 p_0 值作为模型喉腔出口压力边界, 截取一个完整呼吸周期(平静呼吸 3 s, 呼吸暂停持续 2 s)的压力值(见图 2), 作为分布荷载施加在气道出口处。上气道的壁面设置为无滑移边界。依次考虑鼻吸鼻呼、鼻吸口呼、口吸鼻呼、口吸口呼 4 种呼吸模式。模型的左右鼻孔或口腔作为气流入口, 施加一个大气压(由于 AG 检测结果为相对压力值, 故入口压力值设置为 0 Pa。本文中的压力结果均指相对压力值)。鼻吸鼻呼时, 封闭口腔入口, 鼻孔处施加一个大气压。鼻吸口呼时, 吸气阶段, 鼻孔处施加一个大气压, 口腔关闭; 呼气阶段, 鼻孔关闭, 口腔处施加一个大气压, 以此类推。本文建立的上气道模型表征该患者在自然睡眠期间开始打鼾进入睡眠后的气道形态, 其中平静呼吸是指处于两次呼吸暂停之间较为平缓、呼吸气流恢复阶段的呼吸状态。

2 仿真结果与讨论

2.1 不同呼吸模式下的上气道流场分布

正常人无论处于清醒还是睡眠状态, 通常进行鼻呼吸。如果气道周围组织结构异常, 例如软腭、舌体、悬雍垂或扁桃体肥大, 气流经过时不畅通, 体会适应性由鼻呼吸模式改变为口呼吸模式。此时, 气流完全或部分不经过鼻腔, 而是经由口腔、口咽腔、喉咽腔进入下气道。

2.1.1 鼻吸鼻呼模式 参考文献[19]并结合本文结果分析的需求, 在上气道依次截取 11 个具有代表性的截面。由图 3 可知, 平静呼吸时, 在吸气阶段, 软腭、舌咽平面处气流流速比较大, 后者达到 15.65 m/s; 在呼气阶段, 腭咽及软腭平面处流速较大, 前者达到 23.9 m/s。患者上气道最狭窄区域为软腭平面, 截面积为 0.25 cm², 呼吸时流速较大。呼吸暂停时, 在吸气阶段, 腭咽、软腭平面处气体流速比较大, 后者达到 50.43 m/s; 在呼气阶段, 软腭、舌咽平面处流速较大, 后者达到 48.63 m/s。总体上, 呼吸暂停时气流速度都明显比平静呼吸时大, 喉腔压力边界条件对上气道流场有较大影响。

平静呼吸时, 鼻腔内压强变化较快, 吸气相与呼气相压降约为 150、480 Pa, 约占整个气道压降 70%。在吸气阶段, 前鼻孔附近流线比较集中, 双侧鼻腔气流左右不均。气流主要经过鼻咽的中下部到达口咽, 大部分气流经过咽喉的前侧倾斜流入喉腔。流动以层流为主, 局部出现涡流, 计算 11 个截面雷诺数分别为: 1 050.84, 767.76, 425.24, 348.96, 357.47, 854.53, 2 740.75, 3 549.37, 1 037.20, 1 136.61, 1 043.46 在呼气阶段, 流线分布较均匀, 气流主要经过咽喉的后壁壁面到达口咽, 随后经过鼻咽的后侧壁流入鼻腔。

呼吸暂停时, 在吸气阶段, 最小负压值达 3.464 kPa, 位于软腭平面; 在呼气阶段, 喉腔气压最高, 鼻腔最低, 便于气体流出。此时, 软腭前后壁的压差约为 400 Pa, 明显大于吸气阶段(约 200 Pa), 使得软腭容易向咽后壁塌陷。流线分布和平静呼吸相比差异较大。同时, 呼吸暂停时, 在吸气阶段, 流线分布比较均匀, 多为层流; 在呼气阶段, 流线分布较为紊乱, 层流、涡流同时存在, 计算 11 个截面雷诺数分别为: 2 493.65, 1 876.81, 1 065.34, 883.26,

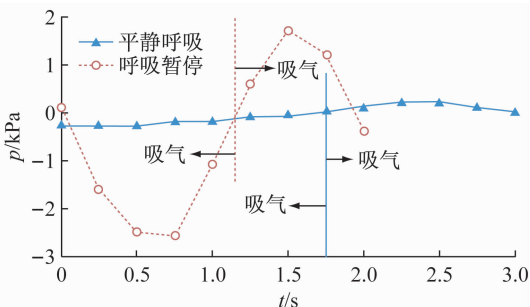


图 2 OSAHS 患者自然睡眠期喉腔平静呼吸及呼吸暂停时压力曲线

Fig.2 Pressure curves in pharyngeal cavity of the OSAHS patient with eupnea or apnea during natural sleep

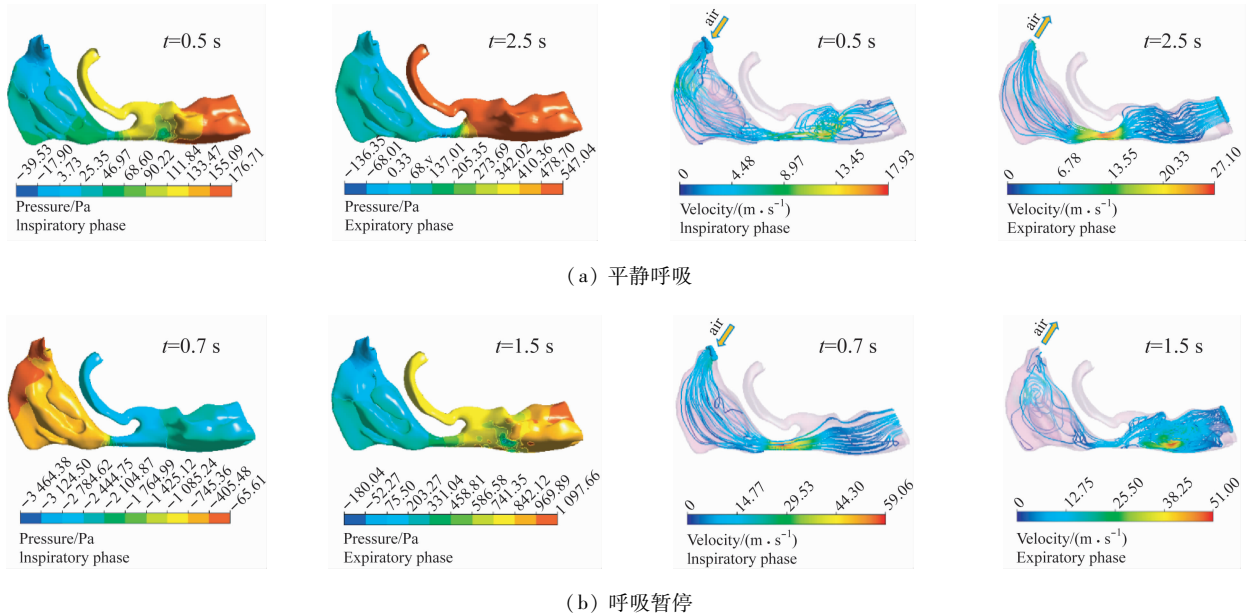


图3 OSAHS患者鼻吸鼻呼模式下气道压强分布与流线图

Fig.3 Pressure distributions and streamline diagrams of the OSAHS patient during nasal inhaling and exhaling (a) Eupnea, (b) Apnea

911.96, 2 208.22, 7 099.64, 9 154.29, 2 610.28, 2 814.05, 2 577.57。值得注意的是,在呼气阶段,呼吸暂停时腔体内驱动力比平静呼吸时大得多,然而由咽腔流入鼻腔的气流量却明显减少。因此,存在气道解剖结构异常的患者在呼气阶段进行急促呼吸,可能并不利于气体流出。

2.1.2 鼻吸口呼模式 如果呼吸中出现软腭平面堵塞而舌咽部开放的情况,在神经控制及气流作用下,可能会由鼻吸鼻呼模式转变为鼻吸口呼。在吸气阶段,腭咽、软腭平面处流速比较大,后者达

50.42 m/s;在呼气阶段,鼻瓣膜、舌咽平面处流速较大,后者达到33.52 m/s。

图4中吸气阶段的压强和流线分布与图3对应阶段非常相似,而呼气阶段则有明显不同。此时,鼻腔气道出口关闭,气流从口腔气道呼出,喉腔气道流线紊乱,出现大涡流,对舌咽平面造成较大冲击。在呼气阶段,鼻腔内负压很低,达到2.202 kPa,远大于鼻吸鼻呼模式下的鼻腔压力(180 Pa),软腭后区形成负压区容易塌陷,不利于气流从鼻腔流出。

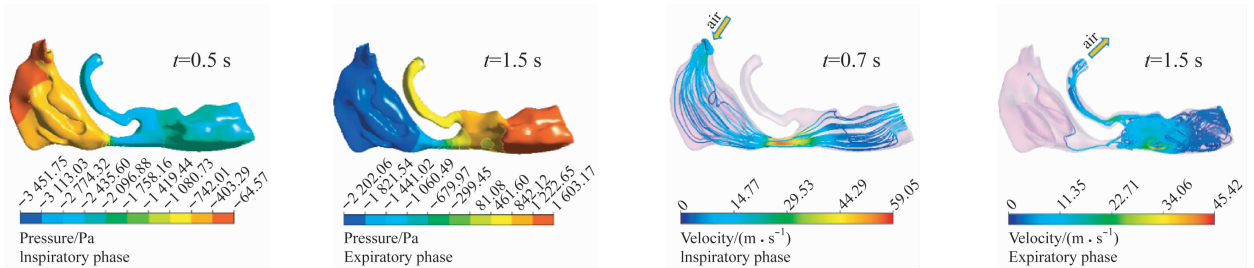


图4 OSAHS患者鼻吸口呼模式下呼吸暂停时气道压强分布与流线图

Fig.4 Pressure distribution and streamline diagrams of the OSAHS patient during nasal inhaling and oral exhaling with apnea

2.1.3 口吸鼻呼模式 如果在上一轮呼吸中软腭平面发生塌陷堵塞,若患者张口较大,舌腭重叠面开放,则该患者可能会出现用口吸气的情形。在呼气

阶段,由于气流冲击作用,软腭平面打开,舌腭重叠面由于舌体肥大未能及时打开,气流则可能从咽腔进入鼻腔,表现为口吸鼻呼。在吸气阶段:后鼻孔截

面相对的口腔气道区域以及软腭平面处气体流速较大,前者达 48.31 m/s;呼气阶段:鼻前庭、舌咽平面处流速较大,后者达到 30.78 m/s。

如图 5 所示,在吸气阶段,气体流线分布较为均匀,在悬雍垂前端气流速度迅速增大,高达 70.69 m/s;在呼气阶段,喉腔流线紊乱,鼻腔流线则

相对均匀,气流速度也比吸气阶段小很多。吸气阶段口腔压降比用鼻吸气明显要高,接近整个气道的总压降。口腔压降的增加对口咽、喉咽的气压分布将产生影响,尤其会影响口腔和口咽交界处附近的气压,进一步加重口咽气道的塌陷。

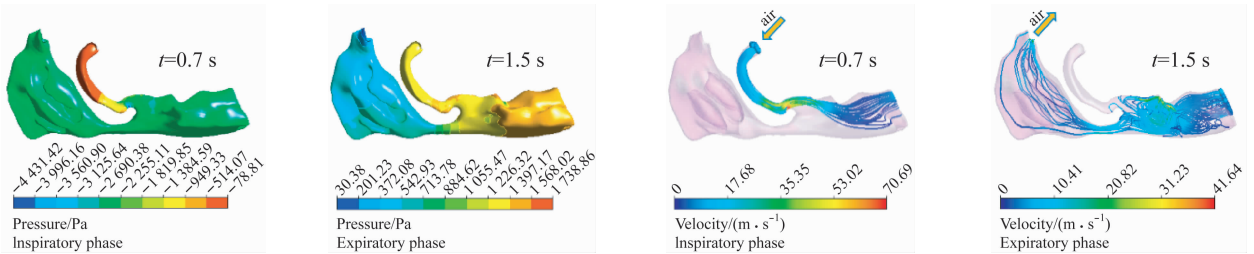


图 5 OSAHS 患者口吸鼻呼模式下,呼吸暂停时气道压强分布与流线图

Fig. 5 Pressure distribution and streamline diagrams of the OSAHS patient during oral inhaling and nasal exhaling with apnea

2.1.4 口吸口呼模式 当 OSAHS 患者软腭平面完全堵塞而舌咽平面及舌腭重叠面开放时,患者可能会出现口吸口呼的模式。在吸气阶段,后鼻孔截面相对的口腔气道区域及软腭平面处气体流速比较大,前者达 48.18 m/s;在呼气阶段,鼻前庭、舌咽平

面处流速较大,后者达 42.5 m/s。

对比图 5、6 可知,口吸口呼模式对气道及其周围软组织的影响更大,整个气道内的压降主要集中在口腔部位,剧烈的压力变化会进一步恶化口咽部塌陷的情况。

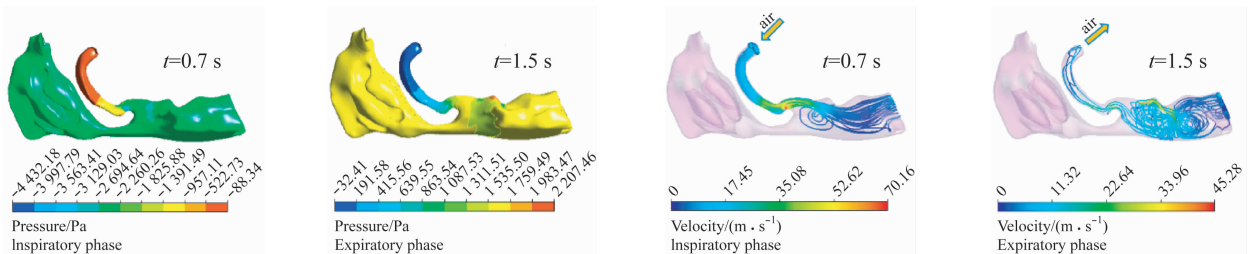


图 6 OSAHS 患者口吸口呼模式下,呼吸暂停时气道压强分布与流线图

Fig. 6 Pressure distribution and streamline diagrams of the OSAHS patient during oral inhaling and oral exhaling with apnea

2.2 不同呼吸模式对气道流场特性的影响

OSAHS 患者睡眠期的呼吸气流呈非稳定、有涡、双向流动。患者气道内气流速度分布较为紊乱,气道越狭窄,速度变化越剧烈。气道的压力边界以及呼吸模式对气道流场的影响十分明显。

用鼻呼吸时,气道内的最大流速有所减小,压降也明显降低;用口呼吸时,气道最大的流速有所升高,压降主要集中在口腔部位,吸气阶段压降升高约 30%,呼气阶段则升高了 1 倍。根据 Starling 定律,经口呼吸会使临界压提高,上气道稳定性下降,容易引发塌陷,鼻腔通道关闭;同时气道狭窄区域的顺应

性增强,患者更趋于张口呼吸,由此形成“气道狭窄-负压增大-气道塌陷-张口呼吸-气道狭窄加剧”的恶性循环,患者症状逐步加重。该患者上气道最狭窄处位于软腭后区,气体流速在此处突然增大,导致周围负压增大,对咽腔后壁的冲击显著增强。该冲击极可能引发软组织产生高频震颤,出现鼾声。

3 结语

本文尝试建立真实自然睡眠状态下的三维上气道有限元模型,通过临床实验获得能够真实反映患者睡眠期生理状态的压力参数,以此为边界条件对

4种典型呼吸模式进行模拟,研究压力边界、呼吸模式对上气道流场分布的影响,探索这些因素和患者发生呼吸紊乱之间的关系。

模拟结果表明,睡眠期咽喉腔边界条件及呼吸模式对 OSAHS 患者气道流场存在影响。通过检查进出口处的流量平衡,各工况下净通量的不平衡均小于区域边界上最小通量的 1%,模拟计算收敛达到要求。同时,在其他设置不变的前提下,改用文献[20]中的边界条件进行计算,得到吸气最大流速 18.3 m/s,呼气最大流速 14.16 m/s,与原文结果(前者 17.8 m/s,后者 14.04 m/s)相比,由于患者个体差异性,结果在合理范围内。然而,对于本文模拟的非正常生理状态下气道流场特征,目前没有相关的实验数据可用于比对,尤其是 OSAHS 患者夜间睡眠呼吸气流特性目前暂时未见相关的实验结果报道。有研究认为,正常人呼吸最大气流速度为 18 m/s^[21]。非正常状态下(例如打喷嚏),鼻孔处的平均气流速度为 25~40 m/s,打喷嚏时最高速度可达到 100 m/s 以上^[22]。由此可见,受气道结构及腔体内压力差驱动力差异的影响,人体气道在非正常生理状态下出现大流速的可能性是存在的。

文献[23]中对健康男性上气道进行呼吸暂停期数值模拟,得到吸气阶段腔内最大负压为 5.22 kPa,呼气阶段最大压力为 0.76 kPa。本文呼吸暂停鼻吸鼻呼下的仿真结果和该结果相近。仿真结果显示,平静呼吸过程流量曲线范围为 -430.13~748.12 mL/s,呼吸暂停过程流量曲线范围为 -1735.76~1286.69 mL/s,也和文献[23]中的结果相近。此外,有研究表明,健康人正常呼吸时气流率为 8.7 L/min,而在非正常呼吸条件下(例如打喷嚏)气流率能达到 250 L/min^[24]。本研究存在一定的局限性:受临床实验条件和实验设备限制,对 OSAHS 数值模拟结果开展全面的实验验证还存在一定困难;如何将现有的临床测量数据结果与数值模拟结果进行分析对比,也有待于深入探讨。

参考文献:

- [1] 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.
- [2] 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.
- [3] RASANI M. Numerical modelling of fluid-structure interactions for fluid-induced instability in the upper airway [D]. Australia: RMIT University, 2012.
- [4] WANG Y, WANG J, LIU YX, *et al.* Fluid-structure interaction modeling of upper airways before and after nasal surgery for obstructive sleep apnea [J]. *Int J Numer Meth Bio*, 2012, 28(5): 528-546.
- [5] MALVÉ M, DEL PALOMAR AP, LÓPEZ-VILLALOBOS JL, *et al.* FSI analysis of the coughing mechanism in a human trachea [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(4): 1556-1565.
- [6] 陆立彦, 张宇宁, 郭宇峰, 等. OSAHS 患者上气道流体动力学模型的建立与应用 [J]. *中国口腔颌面外科杂志*, 2012, 10(5): 397-402.
- [7] DE BACKER JW, VOS WG, VERHULST SL, *et al.* Novel imaging techniques using computer methods for the evaluation of the upper airway in patients with sleep-disordered breathing: A comprehensive review [J]. *Sleep Med Rev*, 2008, 12(6): 437-447.
- [8] FITZPATRICK MF, VER HS, NEELA C, *et al.* Partitioning of inhaled ventilation between the nasal and oral routes during sleep in normal subjects [J]. *J Appl Physiol*, 2008, 94(3): 883-890.
- [9] 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.
- [10] HÖRSCHLER I, BRÜCKER C, SCHRÖDER W, *et al.* Investigation of the impact of the geometry on the nose flow [J]. *Eur J Mech-B/Fluid*, 2006, 25(4): 471-490.
- [11] TAN J, HUANG J, YANG J, *et al.* Numerical simulation for the upper airway flow characteristics of Chinese patients with OSAHS using CFD models [J]. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2013, 270(3): 1035-1043.
- [12] CHAN TL, SCHRECK RM, LIPPMANN M. Effect of the laryngeal jet on particle deposition in the human trachea and upper bronchial airways [J]. *J Aerosol Sci*, 1980, 11(80): 447-459.
- [13] SIMMEN D, SCHERRER JL, MOE K, *et al.* A dynamic and direct visualization model for the study of nasal airflow [J]. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 1999, 125(9): 1015-1021.
- [14] 杨照, 卢志明, 孙涛, 等. 典型男性 OSAHS 患者上气道气流运动特性的数值模拟 [J]. *医用生物力学*, 2013, 28(6): 615-621.

- YANG Z, LU ZM, SUN T, *et al.* Numerical simulation on the flow characteristics of upper airway in a representative male OSAHS patient [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(6): 615-621.
- [15] 陈柳洁, 张湘民, 肖潭. 阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征生物力学研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(3): 285-290. CHEN LJ, ZHANG XM, XIAO T. Progress of biomechanical research on obstructive sleep apnea hypopnea syndrome [J]. *J Med Bioemch*, 2015, 30(3): 285-290.
- [16] CIRIGNOTTA F. Classification and definition of respiratory disorders during sleep [J]. *Minerva Med*, 2004, 95(3): 177-185.
- [17] SCHWARTZ AR, SMITH PL, WISE RA, *et al.* Effect of positive nasal pressure on upper airway pressure-flow relationships [J]. *J Appl Physiol*, 1989, 66(4): 1626-1634.
- [18] SHIH TH, LIOU WW, SHABBIR A, *et al.* A new $k-\epsilon$ eddy viscosity model for high reynolds number turbulent flows [J]. *Comput Fluids*, 1995, 24(3): 227-238.
- [19] PROCTOR DF. The upper airway. I. Nasal physiology and defense of the lungs [J]. *Am Rev Respir Dis*, 1977, 115(1): 97-129.
- [20] 于驰. 咽喉三维模型建立及其生物力学特性研究 [D]. 大连: 大连理工大学博士学位论文, 2007.
- [21] 黄选兆, 汪吉宝. 实用耳鼻咽喉科学 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 1998.
- [22] 赵彬, 张昭, 李先庭. 室内人体飞沫传播的数值研究 [J]. *暖通空调*, 2003, 33(3): 34-36.
- [23] 黄任含. 基于数值模拟的睡眠呼吸暂停综合征的生物力学研究 [D]. 北京: 北京大学博士学位论文, 2011.
- [24] GAO N, NIU J. Transient CFD simulation of the respiration process and inter-person exposure assessment [J]. *Build Environ*, 2006, 41(9): 1214-1222.

(上接第 539 页)

- [26] YOGANANDAN N, PINTAR FA, SANCES A, *et al.* Biomechanics of skull fracture [J]. *J Neurotraum*, 1995, 12(4): 659-668.
- [27] YOGANANDAN N, ZHANG J, PINTAR F. Force and acceleration corridors from lateral head impact [J]. *Traffic Inj Prev*, 2004, 5(4): 368-373.
- [28] TSE KM, LONG BT, SHU JL, *et al.* Development and validation of two subject-specific finite element models of human head against three cadaveric experiments [J]. *Inter J Num Bio Eng*, 2014, 30(3): 397-415.