

正常人咽腔气体流场数值模拟

刘迎曦^{*1,2}, 于驰^{1,2}, 孙秀珍^{1,2},
于申^{1,2}, 张军^{1,2}, 王吉喆²

(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 116024;
2. 大连医科大学 第二附属医院 耳鼻咽喉科, 辽宁 大连 116027)

摘要: 为研究人体咽腔内的气体流动状况, 基于 10 名志愿者的螺旋 CT 医学图像, 应用表面重建的方法对人咽腔进行三维重建, 并采用有限单元法和有限体积法两种数值方法对志愿者吸气过程中咽腔中的气流场进行了数值模拟及分析。所建模型较真实地反映了咽腔实际解剖结构形态, 有限单元法和有限体积法两种数值模拟方法计算结果相近, 从数值模拟结果可以得到人体呼吸过程中气体流场在咽腔内压力与速度的分布规律。本研究对吸气时人咽腔中气体流动特性、临幊上咽腔解剖结构相关疾病的诊断及发病机理等问题深入探讨具有参考价值。

关键词: 咽腔; 三维重建; 气体流场数值模拟; 有限单元法; 有限体积法
中图分类号: R318.5 **文献标识码:** A

0 引言

咽腔是人呼吸的主要通道之一, 其解剖结构形态变异会引发许多疾病, 如睡眠呼吸暂停综合征(sleep apnea syndrome, SAS)等, 睡眠呼吸暂停综合征是一种严重危害人们身体健康的呼吸系统疾病, 它常常伴有高血压、冠心病、肺心病以及高碳酸血症等严重疾病, 既可触发急性心肌梗死、中风, 又可引起窒息死亡^[1]。近年来, 人们生活水平不断提高, 这类疾病的发病率呈上升的趋势, 因此, 对咽腔解剖形态相关疾病的研究已经成为临幊医学和基础医学研究热点, 并受到相关交叉学科的高度重视^[2]。随着医学与生物力学等学科的结合以及计算机仿真技术的广泛应用, 对人体咽腔中流场进行数值模拟及分析, 对于研究咽腔相关疾病具有实际意义。

Shome 等^[3] 和 Allen 等^[4] 分别建立了 OSA 病人的咽腔和小儿上呼吸道的三维有限元模型, 并且对其中气体流场进行了稳态模拟及分析。姚大康^[1] 分析了鼾症气道应力与生长及其对心血管的影响。而多例模型的流场数值模拟以及咽腔压

力梯度的统计, 至今未见报道。本文根据鼻、咽腔 CT 临幊资料, 对 10 例正常人的咽腔腔体(包含鼻腔)进行三维重建, 并在此基础上建立有限元数值模型, 对咽腔内气体流场进行数值模拟及分析。

1 测试方法

志愿者为 10 名健康国人, 其中男性 4 名, 女性 6 名, 均为汉族, 28~42 岁, 平均 36 岁。无上呼吸道慢性疾病病史, 近 3 个月无上呼吸道急性病史, 体重指数正常, 颌骨发育正常, 无打鼾史, 既往无上呼吸道外伤和手术史, 上呼吸道常规体检均未见明显异常(注: 排除无打鼾史, 但双侧扁桃体 III 度大者)。使用 Siemens Somatom Plus 4 Volume Zoom 多层螺旋 CT 扫描机, 分别采集志愿者冠状位及轴位扫描、层厚均为 3 mm 的影像学数据。扫描时选常规上呼吸道 CT 扫描程序和主要技术参数, 软组织窗宽为 280 Hu, 窗位为 35 Hu。冠状扫描: 被检查者采取俯卧位, 头后仰, 扫描范围从鼻尖至蝶窦后缘; 轴位扫描: 被检查者采取仰卧位, 头颈部取伸屈中间位, 扫描范围从鼻咽

顶到声门处。最后应用西门子多层螺旋 CT 机自带的商业软件将所获取的 DICOM 影像学数据转化为 BMP 格式的图像(图 1)。



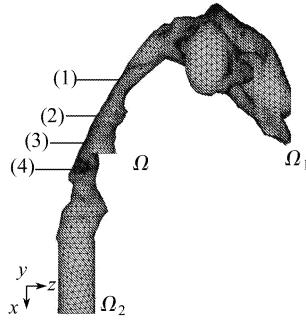
图 1 选取的 CT 扫描图像

Fig. 1 Selected CT images

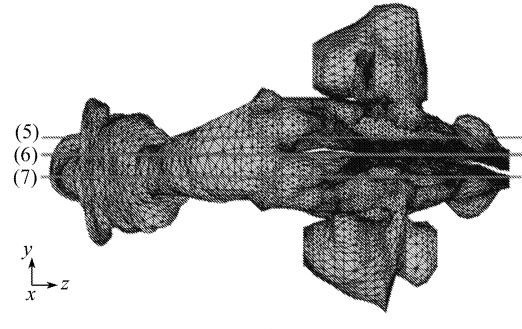
2 模型建立及数值模拟

2.1 模型的建立

为了对咽腔进行流场数值模拟,使边界条件更加合理化,建立模型时将鼻腔同时考虑进去。



(a) 右视图



(b) 俯视图

图 2 上呼吸道三维有限元模型

Fig. 2 FE model of upper airway

2.2 主控方程与边界条件

这里采用有限单元法和有限体积法分别对所建立的模型进行数值模拟。

应用上述方法并结合黏性流体运动方程 Navier-Stokes 方程对整个上呼吸道腔体气流流场进行计算分析。

空气流经上呼吸道过程的控制方程为 Navier-Stokes 方程和连续方程,形式如下:

$$\begin{cases} \rho \frac{\partial \mathbf{u}_i}{\partial x_j} = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial^2 \mathbf{u}_i}{\partial x_j \partial x_j} \\ \frac{\partial \mathbf{u}_i}{\partial x_j} = 0 \end{cases} \quad (1)$$

式中: $i, j = 1, 2, 3$; \mathbf{u}_i 为速度矢量; p 为动力学压强; ρ 为流体密度; μ 为动力黏性系数。

首先对已经转换为图片文件的 CT 图像进行处理,由于 CT 图像是间距为 3 mm 的等距二维灰度图片,组织密度不同灰度也不同,应用 Matlab 程序将图像数字化,根据图像分辨率的大小形成一个相应的矩阵,矩阵中的每一个数代表图像中相应点的灰度值,通过自编程序来判断边界,再以适当的比例将其还原为实际尺寸,当完成一个系列的 CT 图像的边界判定后,就得到大量的三维空间点(其中包含腔体的边界点);然后将其转为大型工程数值模拟软件 Ansys 可以识别的文件并导入 Ansys 中形成点阵;最后在 Ansys 软件中进行前处理,完成腔体的三维重建和网格剖分(网格剖分选择四节点四面体单元). 所建 10 例模型的节点数为 5 857 ~ 10 733 个,单元数为 26 534 ~ 52 156 个,图 2 为剖分后的有限元模型。

边界条件:

$$\begin{cases} p|_{\Omega_1} = 101325 \\ u|_{\Omega_2} = Q / \left(\frac{1}{2} \times \frac{3}{2} \times S \right) \\ u|_{\Omega} = 0 \end{cases} \quad (2)$$

其中 Ω_1 为前鼻孔面, Ω_2 为气流出口平面, Ω 为除 Ω_1 、 Ω_2 以外的腔体表面(图 2), Q 为潮气量, S 为 Ω_2 的面积。

将上呼吸道作为一个腔体进行考虑,前鼻孔与外界直接相通,所以施加一个大气压强;上呼吸道的四周壁看做一个无滑移边界;声带上缘水平截面处设定为速度边界条件,计算时将计算域向下延伸一段,以消除边界效应的影响。由医学资料^[5]可知平静呼吸时正常人每次吸入或呼出的气量 $Q = 600 \sim 800 \text{ mL}$, 每 min 呼吸次数为 15 ~ 25 次,本文设定呼吸频率为 20 次/min,即呼吸周期 $t = 3 \text{ s}$,一呼一吸的时间为 1.5 s。经过声带上缘水平截面的气流流速随时间呈线性变化,趋势

如图3所示。

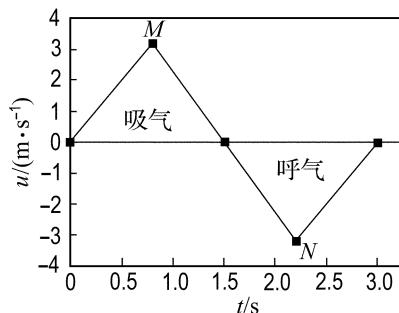


图3 声带上缘水平截面的气流流速

Fig. 3 Airflow velocity in the section of vocal folds

在数值模拟过程中,流体介质为空气,密度为 1.25 kg/m^3 ,黏度为 $1.7894 \text{ Pa}\cdot\text{s}$,有限单元法和有限体积法都选用 $k-\epsilon$ 模型进行计算,时间间隔分别为 0.1 s 和 0.01 s ,计算中各个因子均取默认值,最后完成一个呼吸过程的计算。

3 数值模拟结果及讨论

用有限单元法模拟呼吸过程的瞬态解完成之后,将上呼吸道沿图2中的7个截面截开,用来显示在吸气时声带上缘水平截面气体流速为峰值时

的结果,对应为图3中的M点时刻,这里对咽腔进行分析。

10例模拟结果规律相近,举一例详细说明:

前鼻孔处的气压 $p = 101325 \text{ Pa}$,气流出口截面速度 $u = 3.2 \text{ m/s}$,气流量 $Q = 702.72 \text{ mL}$,在 $600 \sim 800 \text{ mL}$,满足前文所述范围。此时,人处于吸气状态且气流量达到最大。

吸气时气流流经咽腔时,进入鼻咽部速度较小,而后速度逐渐增大,在经软腭到会厌软骨之间气流速度达到最大,但气流对咽后壁的冲击不是很强烈,经过会厌软骨以后气流速度逐渐减小,变化不大(图4)。

吸气时咽腔中压力总体分布比较均匀,从进入鼻咽部以后逐渐减小,压力梯度的变化主要集中在软腭到舌后根附近,喉咽和喉前庭附近气压较低,腭帆处也出现了较低的气压,说明在此处咽腔前后壁之间会产生一定的压差,压差过大气流就会冲击软腭后缘及其附近的黏膜,若咽喉部松弛,软组织高频率震颤就会产生响声,出现打鼾症状(图5)。

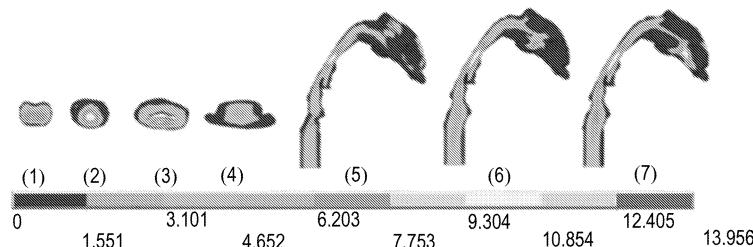


图4 吸气气流量最大时速度分布图(FEM)

Fig. 4 Velocity distribution at the moment of maximum airflow flux in the inhaled period (FEM)

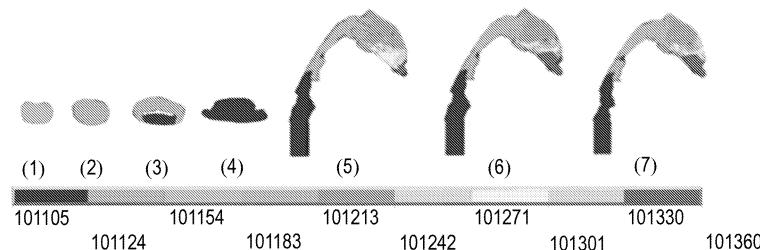


图5 吸气气流量最大时压力分布图(FEM)

Fig. 5 Pressure distribution at the moment of maximum airflow flux in the inhaled period (FEM)

应用有限体积法模拟过程中入口和出口的流量,结果分别为 $0.0011329387 \text{ kg/s}$ 、 $0.0011314137 \text{ kg/s}$,进出口总量差百分比为

$$\left| \frac{0.0011329387 - 0.0011314137}{0.0011329387} \right| \times 100\% = 0.135\% < 1\% \quad (3)$$

在数值模拟过程中已经达到收敛要求。

将模型沿图 2 中的 7 个截面截开, 截取咽腔部分截面用来表示在吸气时出口截面速度为峰值时的数值模拟结果, 对应为图 3 中的 M 时刻。

有限体积法模拟的结果和有限单元法模拟的结果趋势大致相同, 吸气时气流在咽腔中的速度最大值出现在软腭到会厌软骨之间, 整个咽腔压力梯度分布比较均匀, 压力变化主要集中在软腭与舌后根附近(图 6、7)。

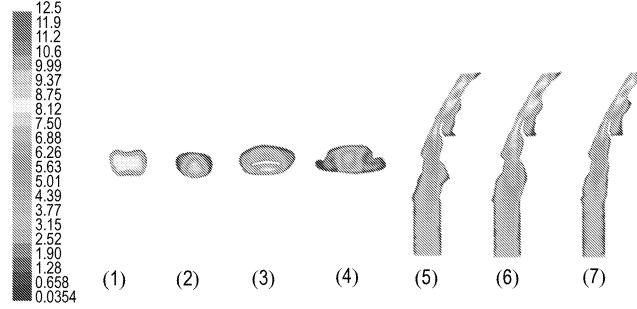


图 6 吸气气流量最大时速度分布图(FVM)

Fig. 6 Velocity distribution at the moment of maximum airflow flux in the inhaled period (FVM)

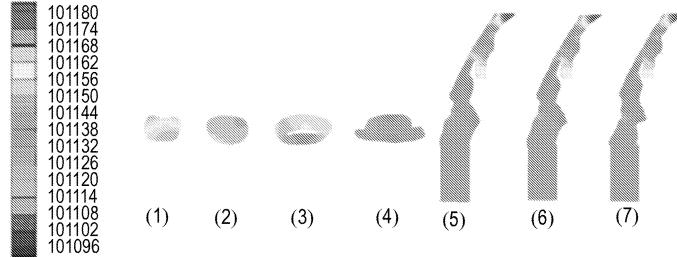


图 7 吸气气流量最大时压力分布图(FVM)

Fig. 7 Pressure distribution at the moment of maximum airflow flux in the inhaled period (FVM)

表 1 10 名志愿者 M 点时刻数值模拟结果

Tab. 1 Results of the numerical simulation in 10 volunteers at M point

志愿者编号	$\Delta p_0/\text{Pa}$	$\Delta p_1/\text{Pa}$	D / %	$u_{\max}/(\text{m} \cdot \text{s}^{-1})$
1	44.92	59.51	75.48	13.956
2	43.96	63.41	69.33	10.575
3	42.09	61.30	68.66	13.309
4	54.92	70.73	77.65	14.135
5	48.82	65.39	74.66	10.687
6	54.39	72.08	75.46	12.534
7	49.61	68.29	72.65	11.255
8	56.39	73.33	76.89	13.078
9	47.81	65.27	73.25	12.233
10	45.36	63.23	71.74	11.299
$\bar{x} \pm s$	48.827 ± 1.575	66.254 ± 4.680	73.577 ± 3.027	12.306 ± 1.311

在实际情况中, 所测得呼吸时最大气流速度 $u_{\max} = 18 \text{ m/s}$ ^[5], 10 例模型呼吸时最大速度为

表 1 中列出了 10 名志愿者在 M 点时刻咽腔中硬腭水平截面与舌根结束水平截面的平均压差 Δp_0 、硬腭水平截面与声带上缘水平截面的平均压差 Δp_1 、 Δp_0 占 Δp_1 的百分比 D ($D = \frac{\Delta p_0}{\Delta p_1} \times 100\%$) 以及咽腔中出现的最大速度 u_{\max} 。

(12.306 ± 1.311) m/s , 均在允许范围内。赵明华等采用脉冲振荡法测量了一些正常人上呼吸道阻

力, 大约为 $R_a = p_a/v_a = (0.3086 \pm 0.0839) \text{ kPa} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$ (R_a 为上呼吸道阻力, p_a 为上呼吸道压差, v_a 为气体流速)^[6]. 本文所列模型在 M 点时刻上呼吸道阻力为 $R_a = p_a/v_a = 255 \text{ Pa}/(0.93696 \text{ L/s}) = 0.272 \text{ kPa} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$, 所建 10 例模型的计算结果为 $(0.2924 \pm 0.0254) \text{ kPa} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}$, 较好地符合实际资料. 本文应用有限单元和有限体积两种方法分别对建立的模型进行数值模拟计算, 从数值模拟结果中可以看出咽腔中压强梯度和气流流速的变化大都集中在软腭到舌后根附近, 这一区域压差过大引起气流对咽腔壁的强烈冲击, 长期处于这种状态下, 必然会引起咽腔生理结构的重建, 进而产生更高的压差, 最终导致鼾症.

4 结 论

(1) 采用表面重建的方法对正常人的咽腔进行了图像三维重建和相应有限元剖分, 得到的模型在形态上能较真实地反映咽腔的解剖结构特征.

(2) 正常人吸气时咽腔中压力总体分布比较均匀, 压力梯度变化主要集中在软腭至舌后根附近.

(3) 正常人吸气, 气体流经咽腔时, 在软腭和舌后根以及会厌软骨附近流速变化较大, 但对咽

腔壁产生的冲击不大.

呼吸是一个较复杂的过程, 本文的边界条件是将呼吸过程进行了线性化的假定, 今后工作中将对呼吸过程进行更加逼近真实的模拟. 本文的工作也将有利于鼾声力学模型的建立和对咽腔解剖结构相关疾患的研究.

参 考 文 献 :

- [1] 姚大康. 鼾症气道应力与生长及其对心血管影响 [D]. 上海: 复旦大学, 2001
- [2] 刘永义, 包亚军, 刘文华. 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): 27-30
- [3] SHOME B, WANG L P, STANTARE M H, et al. Modeling of airflow in the pharynx with application to sleep apnea [J]. *J Biomech Eng*, 1998, 120(3): 416-422
- [4] ALLEN G M, SHORTALL B P, GEMCI T. Computational simulations of airflow in an in vitro model of the pediatric upper airways [J]. *J Biomech Eng*, 2004, 126(5): 604-613
- [5] 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
- [6] 赵明华, 陈 浩, 韩克斯, 等. 脉冲振荡呼吸阻力与多导睡眠呼吸监测诊断睡眠呼吸暂停综合征的对比研究 [J]. 实用医学杂志, 2001, 17(8): 693-694

Air flow field numerical simulation and analysis on healthy people pharyngeal cavities

LIU Ying-xi^{*1,2}, YU Chi^{1,2}, SUN Xiu-zhen^{1,2}, YU Shen^{1,2}, ZHANG Jun^{1,2}, WANG Ji-zhe²

(1. State Key Lab. of Struct. Anal. for Ind. Equip., Dalian Univ. of Technol., Dalian 116024, China;
2. Dept. of Otorhinolaryngology, the Second Affiliated Hosp. of Dalian Med. Univ., Dalian 116027, China)

Abstract: To investigate characteristics of air flow in pharyngeal cavity, based on the data which came from the spiral CT images of the 10 volunteers, the 3D models of pharyngeal cavity were reconstructed by the method of surface rendering. And numerical simulation was performed for the air flow in those pharyngeal cavities using the finite element method (FEM) and finite volume method (FVM). It is comparatively true that established model reflects the real anatomical configuration. The computed result obtained by the FEM was similar to that by FVM. From the results of the numerical simulation, the air flow distribution in the pharyngeal cavity in the course of inspiration was obtained. The numerical simulation can help study the character of air flow in the pharyngeal cavities, diagnose pharyngeal disease and research into the pathogenesis which is related to the anatomical structure of pharyngeal cavity.

Key words: pharyngeal cavity; three-dimension reconstruction; numerical simulation of air flow field; finite element method; finite volume method