

文章编号:1004-7220(2011)03-0262-07

人体上呼吸道中气流涡结构特征数值仿真研究

孙 栋, 徐新喜, 李福生, 赵秀国, 高振海

(军事医学科学院卫生装备研究所 国家生物防护装备工程技术研究中心, 天津 300161)

摘要: **目的** 研究上呼吸道内涡结构特征及其演化形式,深入认识上呼吸道内气流运动特性,对于分析气溶胶在人体上呼吸道内的扩散、转捩以及沉积模式具有重要作用。**方法** 应用大涡模拟的方法,对人体在低强度呼吸条件下上呼吸道内的气流涡结构及其运动特性进行了数值仿真研究,讨论了人体口喉模型以及气管支气管内的涡结构演化过程和涡结构特征。**结果** 气流在咽部、喉部形成两次射流,导致气流在咽部和喉部出现两个主要的涡量增长区,咽喉部位形成扁平涡,在靠近气管中心偏向前壁的位置出现一个“类壁弯涡”,气管内出现了以接近对称的反向旋转涡对;G0 气管末端的涡量由壁面向中心处扩展,并随着流动向 G1 支气管内延伸,各级支气管中涡量并不是对称分布的。**结论** 涡结构特征及其演化形式是上呼吸道内气流运动的显著特点,气道结构特点是引起不同尺度涡结构演化的主导因素。

关键词: 上呼吸道; 涡结构; 涡演化; 涡量; 大涡模拟; 流体力学

中图分类号: R 332.2 **文献标志码:** A

Simulation study on characteristics of the vortex structure in human upper respiratory tract

SUN Dong, XU Xin-xi, LI Fu-sheng, ZHAO Xiu-guo, GAO Zhen-hai (*National Biological Protection Engineering Center, Institute of Medical Equipment, Academy of Military Medicine Sciences, Tianjin 300161, China*)

Abstract: Objective The research on vortex structure and vortex evolution in human upper respiratory tract can help to deepen the understanding of the characteristics of the airflow in human upper respiratory tract, which could give some very important assist in analyzing the diffusion, transition and deposition patterns of aerosol in human upper respiratory tract. **Methods** Large eddy simulation was used to simulate the vortex structure and vortex movement in human upper respiratory tract under the condition of low intensive respiratory patterns, and the vortex structure and vortex evolution in mouth-throat model and in trachea-triple bifurcation were discussed. **Results** Jet formations from airflow in pharynx and laryngeal led to two vorticity growth regions; flat vortex appeared in the throat; a curved vortex like the trachea wall appeared in the anterior wall of trachea, and nearly symmetric reverse vortex pairs appeared in the trachea; the vorticity in the G0 trachea end extended from the trachea wall to the center of the trachea, and moved to the G1 bronchial; the vorticity in bronchial of every class presented an asymmetric distribution. **Conclusions** The vortex structure and vortex evolution are the remarkable characteristics of the airflow in human upper respiratory tract, and the geometric airway characteristics is the main factor that results in the transformation of variable sizes of vortex structures.

Key words: Upper respiratory tract; Vortex structure; Vortex evolution; Vorticity; Large eddy simulation; Fluid dynamics

收稿日期:2010-12-31; 修回日期:2011-02-10

基金项目:国家自然科学基金资助项目(31070832)。

通讯作者:徐新喜,研究员,博士研究生导师, Tel: (022)84656705; E-mail: xuxxl@sohu.com。

涡流运动因其固有的非定常性和非线性复杂机制,且对自然界的探索和工程应用具有重要意义,一直是流体力学中长盛不衰的研究前沿。涡结构特征及其演化形式是上呼吸道内气流运动现象的显著特点,不同尺度涡结构的转化会影响其夹带颗粒能力的变化^[1],进而决定颗粒的扩散特性和沉积模式。因此,研究人体上呼吸道内涡结构特征,将有助于准确理解人体上呼吸道内气溶胶沉积模式和壁面颗粒浓度分布,对于进行环境污染颗粒物和药物气溶胶的剂量-效应的评价具有重要的意义。近年来,有学者发现人体上呼吸道内存在涡流现象^[2],人体呼吸过程中在气管-支气管截面内存在涡流运动,在第2级支气管截面低速区域内形成一个涡流现象,在不同截面内涡流运动的形成有所不同^[3];而人体肺部的分叉结构会导致下游气道内形成椭圆流或涡流的气流运动形式^[4];在循环瞬态吸气过程中对称人体支气管的5级支气管内,形成由2个涡流到4个涡流又到2个涡流的涡流演变过程^[5];深呼吸时在支气管内出现二次流由2涡向4涡演变的现象;低速气流相对高速气流而言在人体呼吸过程中更容易引起涡结构的产生。虽然学者们对上呼吸道内的涡流运动进行了初步研究,分析了涡流运动的整体运动状态,证实了人体呼吸过程中上呼吸道结构、呼吸流量引起涡流运动,但缺乏对涡结构特征及其演化特征的系统研究,制约了对上呼吸道内气流运动特征的认识。

本文利用大涡模拟的方法,对低强度稳态呼吸模式下人体上呼吸道内的精细流场进行了数值仿真,对人体口喉模型及前3级气管支气管内的气流涡结构演化过程进行了研究,并对不同阶段上呼吸道内的气流涡结构特征进行了分析。

1 人体上呼吸道模型和数值仿真方法

1.1 人体上呼吸道模型

研究所采取的上呼吸道模型主要由两部分组成:口喉模型,包括口腔、咽、喉和气管;前3级支气管模型,包括G0-G3级支气管模型。口喉模型的尺寸参考了ARLA(Aerosol Research Laboratory of Alberta)模型^[6]和Stapleton模型^[7]的尺寸,前3级支气管模型采用了Weibel的支气管模型^[8],如图1所示。

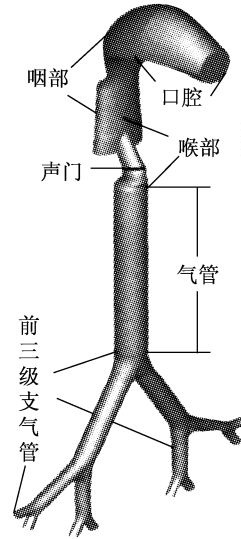


图1 人体上呼吸道模型
 Fig.1 Human upper respiratory tract model

1.2 控制方程

本文所采用的大涡模拟是介于直接模拟和模式理论模型模拟之间的一种过渡,具有强大的工程应用与基础研究的潜力,是目前流体数值模拟研究的最大热点之一。其基本控制方程由N-S方程经滤波处理后得到,张量形式^[9]为

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial t} + \frac{\partial \bar{u}_i \bar{u}_j}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x_i} + \nu \nabla^2 \bar{u}_i + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \quad (2)$$

式中: $i, j = 1, 2, 3$, \bar{u}_i 为流体速度的大尺度分量, \bar{p} 为流体压力的大尺度分量, ρ 表示流体密度, ν 表示运动黏度, τ_{ij} 为亚格子应力:

$$\tau_{ij} = \bar{u}_i \bar{u}_j - \overline{u_i u_j} \quad (3)$$

亚格子应力是过滤掉的小尺度脉动和可解尺度湍流间的动量输运,要实现大涡数值模拟,必须构造亚格子应力的封闭模式。文中采用Smagorinsky亚格子模式,则亚格子应力可定义为

$$\tau_{ij} = -2\nu_T \bar{S}_{ij} + \delta_{ij} \tau_{kk} / 3 \quad (4)$$

式中: δ_{ij} 为 Kronecker 记号, 应变率张量 \bar{S}_{ij} 可定义为

$$\bar{S}_{ij} = \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{u}_j}{\partial x_i} \quad (5)$$

亚格子涡黏性系数为: $\nu_T = (C_s \Delta)^2 |\bar{S}|$, $|\bar{S}| = \sqrt{2\bar{S}_{ij}\bar{S}_{ij}}$, C_s 为 Smagorinsky 常数,取 0.1。

1.3 数值仿真方法

目前世界公认的3种稳态呼吸模式是:休息状态(呼吸流量 15 L/min)、轻微运动状态(呼吸流量 30 L/min)、剧烈运动状态(呼吸流量 30 L/min)。本文在呼吸流量为 30 L/min 的条件下,对人体口喉模型及前3级气管支气管内气流运动特性进行仿真研究。口喉模型入口边界采用速度入口条件,由于稳态呼吸过程中,入口流速是稳定的,因此入口边界假定速度均匀分布,支气管出口采用压力出口边界条件,出口相对压力为0,同时假定壁面为刚性壁面,没有考虑到壁面弹性的影响,壁面采用无滑移壁面边界条件。

在商用有限元流体计算软件 CFX 支持下,本文完成了对上气道内流方程的数值计算,程序采用结构化、多图块以及离散法进行计算。为了保证计算模型网格划分的独立性,计算网格的数量分别取 100×10^4 、 150×10^4 、 180×10^4 进行测试,结果表明 150×10^4 左右的网格可以满足计算精度要求为本文所采用,其中近壁处设定 10 层致密的三棱柱网

格,其他部位为四面体网格。计算在 IBM M/T-M 6223-I2C 工作站上进行,工作站具有 2 个 3.0 GHz CPU,2.0 GB 内存。

1.4 数值仿真模型验证

涡量是描述涡流运动的一个基本物理量,其来源于流场中存在的速度梯度,与流体速度有十分密切的联系。因此,运用速度验证的方法可以对涡量数值仿真方法的准确性进行验证。本文应用粒子图像速度仪 (particle image velocimetry, PIV) 对人体在呼吸流量为 30 L/min 的低强度呼吸条件下上呼吸道内的稳态气流运动特性进行了试验研究,将试验结果与数值仿真结果进行对比,验证数值仿真方法的准确性。

图2为上呼吸道喉部的试验结果^[10]与数值仿真结果对比图。通过数值仿真结果与试验测量结果的对比可以看出,人体上呼吸道喉部的试验测量结果与数值仿真结果的整体气流组织形式较为一致,吻合较好,从而说明数值仿真方法的准确性。

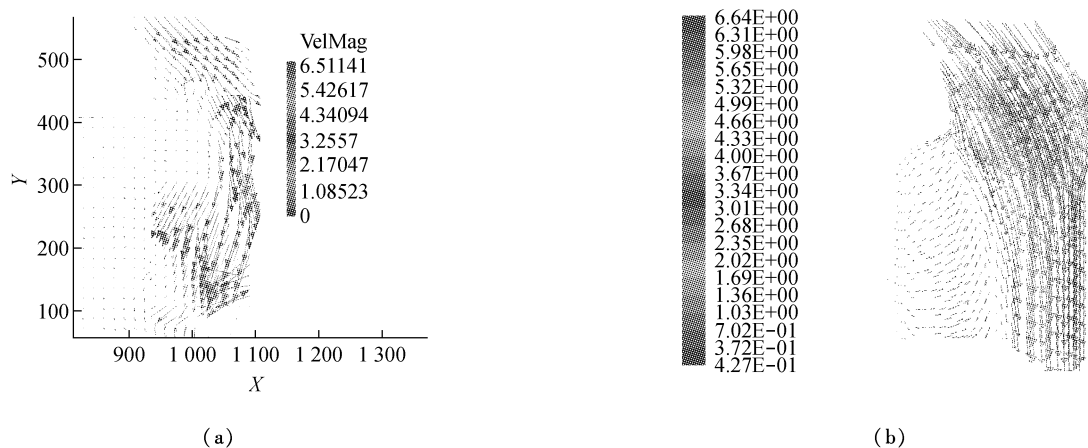


图2 人体上呼吸道喉部气流组织形式试验结果(a)与数值仿真结果(b)对比图

Fig.2 Comparison of airflow patterns between experimental results (a) and large eddy simulation results (b) of the larynx

2 结果与讨论

2.1 人体口喉模型内涡结构演化过程分析

图3为人体口腔对称垂直截面($Y=0$)内不同时刻的瞬时涡量分布图,显示了口喉模型内涡结构的形成、发展、稳定的演化过程。在 $t=0.01$ s 时刻,气流通过口进入口腔内,到达咽部后,由于气道的转

向以及咽部横截面积的迅速减小,在咽部产生第1次射流,咽部的前壁和后壁形成两个涡量增加点。气流到达喉部后,由于声门截面的限制,形成第2次射流,在声门部位形成一个涡量增加点。随着时间的发展,咽部以及声门部位的涡量继续增加,涡结构向流动的下流运动,气管内的涡流核心区也不断地向气管前壁靠近。到 $t=0.08$ s 时,咽部射流出现类

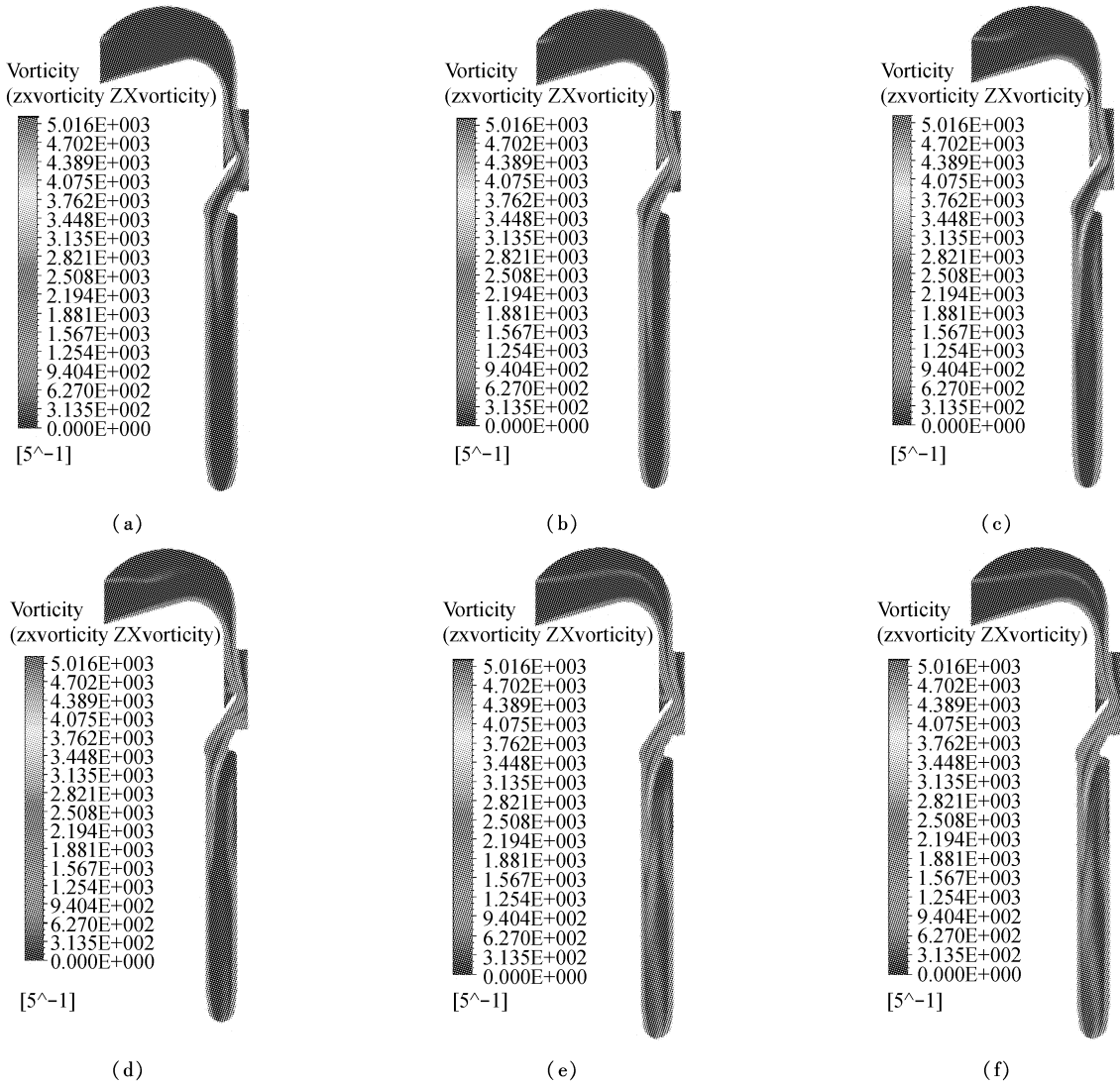


图3 不同时刻人体口喉模型内涡结构演化过程分析 (a) $t=0.01$ s,(b) $t=0.02$ s,(c) $t=0.05$ s,(d) $t=0.08$ s,(e) $t=0.12$ s,(f) $t=0.8$ s

Fig.3 Vorticity distribution in symmetrical plane of human mouth-throat model at different time (a) $t=0.01$ s,(b) $t=0.02$ s,(c) $t=0.05$ s,(d) $t=0.08$ s,(e) $t=0.12$ s,(f) $t=0.8$ s

似卡门涡街状的脱落现象,在咽部下方声门上方出现第3个涡量集中区,并随着时间的发展不断向下游延伸。在 $t=0.12$ s后,口喉模型内的涡量分布呈现出充分发展的稳定状态,同时各处的涡量也达到了最大值。

2.2 人体口喉模型内涡结构特征分析

图4为 $t=0.8$ s时人体口喉模型内不同截面上的涡量分布图。在A-A'截面上,可以看出,当气流进入咽部时,边界层上的涡量首先增大,形成一个涡量内小外大的局面,同时在咽部的前壁面处出现小尺度结构的涡,这些小尺度涡的存在,将增加细小气

溶胶微粒在咽部前后壁面的停留时间和沉积率。到达B-B'截面时,气流发生第1次喷射,同时涡流出现了分离迹象,同时形成咽喉部位的中心涡量高的扁平涡,涡量的增加致使中心扁平涡的涡量能让更大的气溶胶微粒在此处滞留、沉积。气流到达声门时,由于声门结构特殊,形成后壁面涡量高,中心涡量低的复杂涡结构,如C-C'截面所示。由于声门下方的气流是向气管前壁方向喷射的,故出现了涡量向气管前壁面延伸的现象。而随后气流不断发展,在靠近气管中心偏向前壁的位置出现一个“类壁弯涡”,同时在气管前壁边界层处形成几个高涡量小

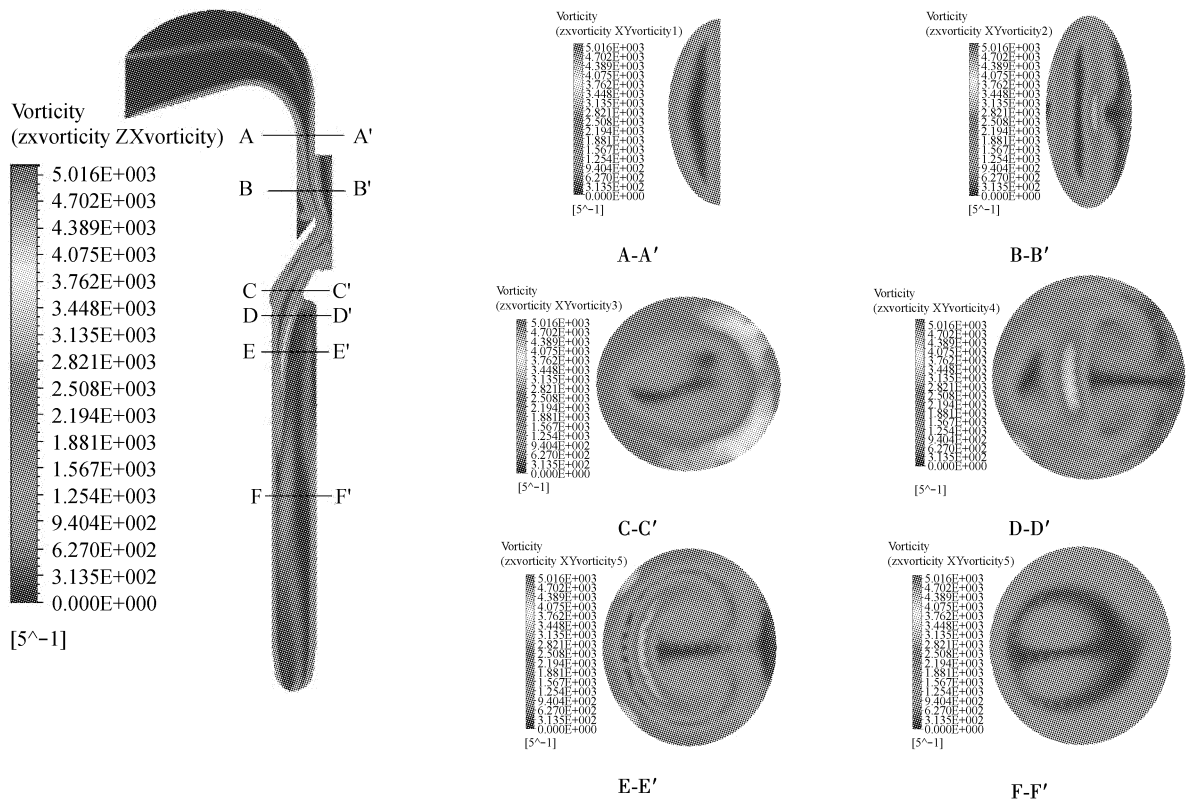


图4 $t=0.8$ s时刻人体口喉模型内的涡结构特征
Fig.4 Vorticity distribution in different cross sections of the human mouth-throat model at $t=0.8$ s

尺度涡,如 E-E' 截面所示,这些涡的形成将导致气溶胶在气管前壁处形成聚集沉积区。与此同时,在气管内出现了以接近对称的反向旋转涡对出现,这与涡流横向射流的涡结构所出现的肾涡、反肾涡^[11]类似,如 E-E'、F-F' 截面所示。

2.3 气管支气管内涡结构演化过程分析

图5为气管支气管对称中截面内不同时刻的瞬时涡量分布图,显示了气管支气管模型内涡结构的形成、发展、稳定的演化过程。在 $t=0.01$ s 时刻,气流通过声门喷射入气管内,在气管上方形成两个对称的涡量增长区,并且在整个气管支气管内形成壁面边界层涡量高、中心涡量低的现象。随着时间的发展,气管上方的两个反向对称旋转的涡逐步形成,并且随着流动向下游运动。同时,气管上方边界层处的涡量也逐步增加并随着管壁向下运动。 $t=0.05$ s 时,G0 气管末端的涡量由壁面向中心处扩展,并随着流动向 G1 支气管内延伸。同时 G1、G2 支气管末端的涡量也随着流动分别相 G2、G3 支气

管内运动。到 $t=0.08$ s 时,气管内的两个反向对称旋转的涡出现脱落现象。 $t=0.12$ s 后,气管支气管模型内的涡量分布呈现出充分发展的稳定状态,同时各处的涡量也达到了最大值。

2.4 气管支气管内涡结构特征分析

图6为 $t=0.8$ s 时人体气管支气管模型内不同截面上的涡量分布图。在 A-A' 截面上可以看出,G0 气管末端的前壁面的涡量小于后壁面的涡量,中心形成的两个涡是由于气管内两个反向对称旋转涡脱落所造成。在气管分叉处,两侧气流沿壁面转向,转向处涡量增加,并沿外侧壁面向流动下游延伸;分叉中心处,气流受阻形成了高涡量区,涡量沿支气管向下发展。这些高涡量区将造成气溶胶微粒在分叉中心处及下一级支气管壁面处聚集、沉积。从各个支气管截面的涡量分布上可以看出,在人体支气管模型内,中心处的涡量较低,壁面边界的涡量较高,但是涡量并不是对称分布的,涡量的最低点也不在每一级支气管的中心位置。

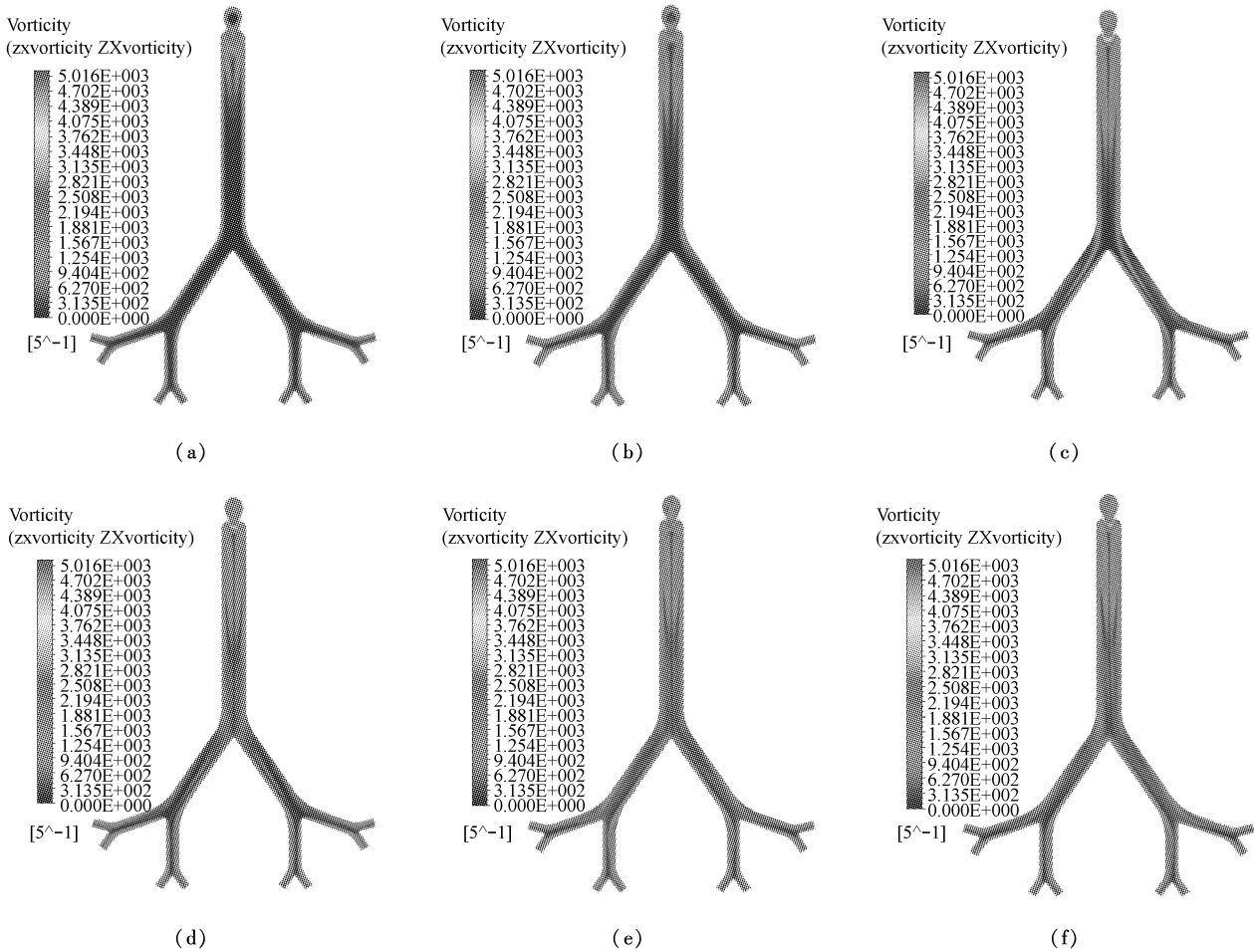


图5 不同时刻人体气管支气管模型内涡结构演化过程分析 (a) $t=0.01$ s, (b) $t=0.02$ s, (c) $t=0.05$ s, (d) $t=0.08$ s, (e) $t=0.12$ s, (f) $t=0.8$ s

Fig.5 Vorticity distribution in symmetrical plane of trachea-triple bifurcation at different time (a) $t=0.01$ s, (b) $t=0.02$ s, (c) $t=0.05$ s, (d) $t=0.08$ s, (e) $t=0.12$ s, (f) $t=0.8$ s

3 结论

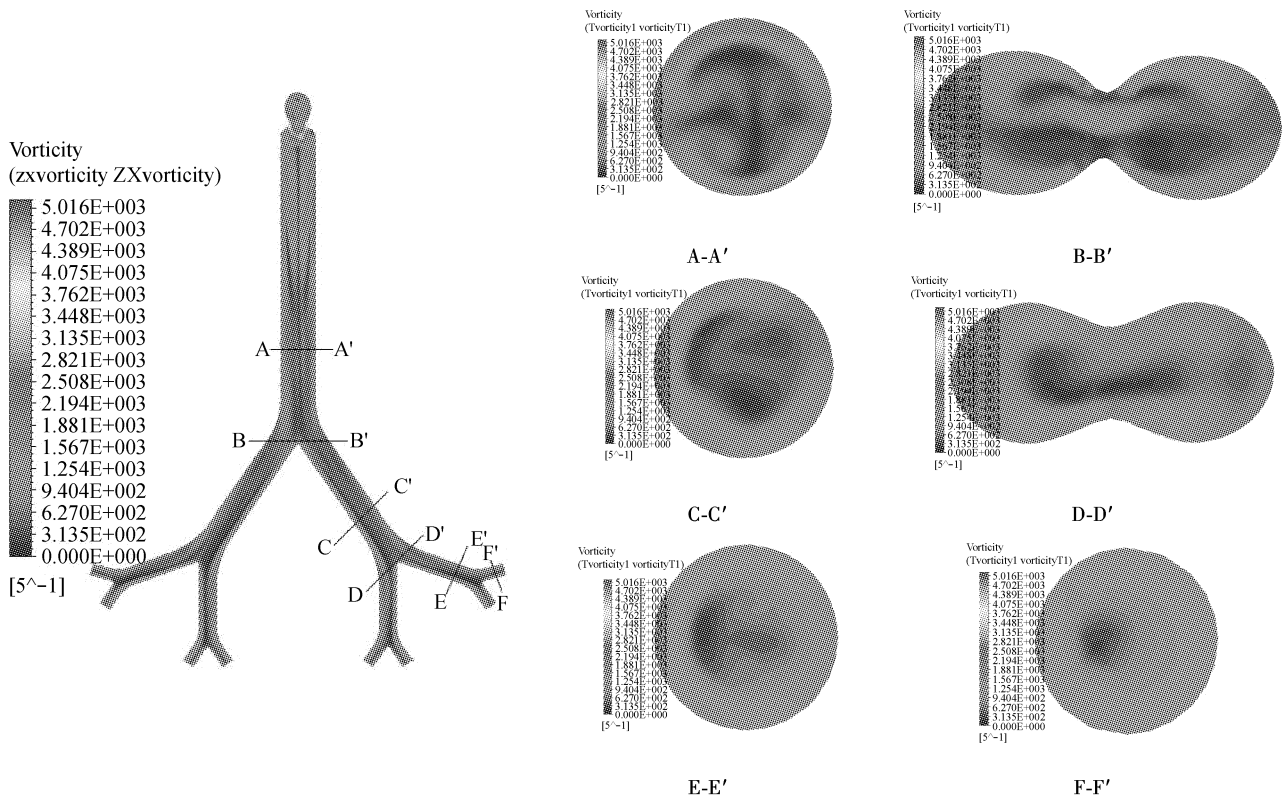
本研究对人体在低强度呼吸条件下上呼吸道内的气流涡结构及其运动特性进行了数值仿真研究,分析了人体口喉模型以及气管支气管内的涡结构演化过程和涡结构特征,得出以下结论:

(1) 在口喉模型内,气流在咽部、喉部形成两次射流,导致气流在咽部和喉部出现两个主要的涡量增长区,随着时间的发展,咽部以及声门部位的涡量继续增加,涡结构向流动的下游运动,气管内的涡流核心区也不断地向气管前壁靠近;模型内涡量发展呈现出稳定状态后,咽喉部位形成中心涡量高的扁平涡,在靠近气管中心偏向前壁的位置出现一个

“类壁弯涡”,同时在气管前壁边界层处形成几个高涡量小尺度涡;在气管内出现了以接近对称的反向旋转涡对,这与涡流横向射流涡结构中所出现的肾涡、反肾涡类似。

(2) 在气管支气管模型内,随着时间的发展, G0 气管末端的涡量由壁面向中心处扩展,并随着流动向 G1 支气管内延伸, G1、G2 支气管末端的涡量也随着流动分别向 G2、G3 支气管内运动;模型内涡量发展呈现出稳定状态后,各级支气管中涡量并不是对称分布的,涡量的最低点也不在每一级支气管的中心位置。

(3) 气流在咽、喉、声门、气管支气管分叉处形成多处涡量集中区,涡量的增加致使其夹带颗粒的

图6 $t=0.8$ s时刻人体气管支气管模型内的涡结构特征Fig.6 Vorticity distribution in different cross sections of trachea-triple bifurcation at $t=0.8$ s

能力增强,因此这些涡量集中区将导致更多的气溶胶微粒在这些部位滞留甚至回旋,区域沉积率也将增加。

(4) 目前,仅对低强度呼吸条件下上呼吸道内的气流涡结构及其运动特性进行了仿真研究,没有考虑到高强度呼吸条件以及完整的呼吸循环过程;同时假设上呼吸道壁面为刚性壁面,忽略了弹性壁面的影响,这些因素的影响将在以后进行深入的研究。

参考文献:

- [1] 向屏,郭印诚. 具有壁面射流激励的圆管内气相流动大涡模拟[J]. 计算力学学报,2006,23(1):87-92.
- [2] Kleinstreuer C,Zhang Z. Airflow and particle transport in the human respiratory system [J]. Annu Revi Fluid Mech, 2010,42:301-334.
- [3] Nazridoust K. Asgharian B. Unsteady-state airflow and particle deposition in a three-generation human lung geometry [J]. Inhal Toxicol,2008,20(6):595-610.
- [4] Wolfgang AW,Timon R. Fluid-structure interaction in lower airways of CT-based lung geometries [J]. Int J Numer Methods Fluids,2008,57(5):653-675.
- [5] 徐新喜,赵秀国,刘亚军. 循环吸气支气管内瞬态气流运动特性的仿真研究[J]. 中国生物医学工程学报,2008,27(6):887-893.
- [6] Grgic B,Finlay WH,Heenan AF. Regional aerosol deposition and flow measurements in an idealized mouth and throat [J]. Aerosol Sci,2004,35:21-32.
- [7] Stapleton KW,Guentsch E,Hoskinson MK, et al. On the suitability of k- ϵ turbulence modeling for aerosol deposition in the mouth and throat: A comparison with experiment [J]. Aerosol Sci,2000,31(6):739-749.
- [8] Weibel ER. Morphometry of the human lung [M]. New York:Academic Press,1963:1-3.
- [9] 张兆顺,崔桂香,许春晓. 湍流大涡数值模拟的理论和应用 [M]. 北京:清华大学出版社,2008:72-76.
- [10] 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.
- [11] 关晖,吴锤结. 湍流横向射流的大涡模拟及其涡结构特性 [J]. 中国科学 G 辑物理学力学天文学,2006,36(6):662-677.