

文章编号:1004-7220(2011)06-0090-06

人体上呼吸道内气溶胶沉积的数值仿真研究

赵秀国, 徐新喜, 孙 栋, 刘亚军, 谭树林, 高振海
(军事医学科学院 卫生装备研究所, 国家生物防护工程技术研究中心, 天津 300161)

摘要: **目的** 研究人体上呼吸道内气溶胶沉积规律, 分析呼吸模式对气溶胶沉积规律的影响。**方法** 建立人体上呼吸道计算机数值仿真模型, 采用计算流体力学方法对人体上呼吸道内的气溶胶沉积进行数值仿真, 分析气溶胶在上呼吸道内的沉积规律。**结果** 人体上呼吸道内不同部位气溶胶沉积率随惯性参数的增加而增加, 人体上呼吸道内的呼吸流量和气溶胶性质对气溶胶在上呼吸道内的沉积模式影响较小, 受到惯性碰撞和湍流扩散的影响致使在喉部气溶胶沉积最多。人体循环吸气模式下, 气溶胶在人体上呼吸道内的沉积率高于稳态吸气模式下的气溶胶的沉积率。循环吸气模式下远大于循环呼气模式下气溶胶沉积率。**结论** 惯性碰撞对于微尺度气溶胶沉积而言是主要的沉积机制, 而湍流扩散、二次气流运动和环流气流运动对气溶胶在人体呼吸道内沉积同样具有重要的影响。

关键词: 上呼吸道; 气溶胶沉积; 惯性碰撞; 数值仿真; 计算流体力学

中图分类号: R 318 **文献标志码:** A

Numerical simulation of aerosol deposition in human upper respiratory tract

ZHAO Xiu-guo, XU Xin-xi, SUN Dong, LIU Ya-jun, TAN Shu-lin, GAO Zhen-hai (National Biological Protection Engineering Center, Institute of Medical Equipment, Academy of Military Medical Sciences, Tianjin 300161, China)

Abstract: **Objective** To study the rule of aerosol deposition in human upper respiratory tract and analyze the impact of respiratory pattern on aerosol deposition. **Methods** A computer model of human upper respiratory tract was established first. CFD (computational fluid dynamics) method was then used to numerically simulate the aerosol deposition within the human upper respiratory tract and the rule of aerosol deposition was analyzed. **Results** The efficiency of aerosol deposition in human upper respiratory tract was improved with the increase of inertial parameter. The breathing intensity and aerosol property had little impact on the pattern of aerosol deposition, which was at most in larynx due to the inertial impact and turbulent dispersion. Under the mode of cyclic inhalation, the aerosol deposition efficiency was higher at unsteady respiratory than that at steady respiratory, at cyclic inhalation than at cyclic exhalation. **Conclusions** Inertial impact is the main key deposition mechanism for micro aerosol, while turbulent dispersion, secondary flow and recirculation flow have an equally important impact on aerosol deposition in human respiratory tract.

Key words: Upper respiratory tract; Aerosol deposition; Inertial impact; Numerical simulation; Computational fluid dynamics (CFD)

人体每天要吸入 10 亿多个颗粒, 颗粒范围包括有毒颗粒和药物气溶胶, 这些颗粒对人体的危害或

是药物气溶胶对人体的治疗效果取决于气溶胶的材料、沉积位置和浓度, 而气流流场、颗粒性质、呼吸模

收稿日期: 2011-04-12; 修回日期: 2011-08-15

通讯作者: 徐新喜, 研究员, Tel: (022) 84656705; E-mail: xuxx1@sohu.com。

式影响气溶胶的沉积位置和浓度^[1]。

目前,不同的学者分别采用不同的上呼吸道模型对上呼吸道内的气溶胶沉积进行数值仿真或试验研究^[2-5]。Stapleton 等^[6]建立了与 Grgic 等^[7]试验模型相似的计算机仿真几何模型,在该模型中考虑了声门开口收缩的影响。他们认为当呼吸流量较高的时候,上呼吸道内的气流流动应该是湍流流动;将 $k-\varepsilon$ 湍流模型应用于模拟上呼吸道内的气流运动,并将拉格朗日跟踪模型应用于跟踪通过湍流场的颗粒的运动,发现湍流模型能够很好地预测低流量时上呼吸道内的气流运动,而在高气流流量时与试验相比有所区别。Matida 等^[5]采用了 ARLA (Aerosol Research Laboratory of Alberta) 的理想化的口-喉几何模型,对模型内的气溶胶沉积进行了仿真研究。Zhang 等^[8]采用 $k-\varepsilon$ 湍流模型模拟了稳态吸入流量情况下气溶胶的沉积。

根据 Cheng 等^[9]试验模型数据,Zhang 等^[2]建立了人体上呼吸道的数值仿真模型,主要包括口、咽、喉和气管,并对上呼吸道内不同部位的微颗粒沉积进行了仿真研究。他们还对口腔气道^[10]、分叉肺部支气管^[11]和鼻腔-咽部-气管^[12]内的颗粒沉积进行了研究。除此之外,一些数值仿真的研究还集中在对肺部双倍和 3 倍分叉支气管内的气溶胶沉积的数值仿真^[13-17]。

本文拟通过建立人体完整的上呼吸道计算机数值仿真模型,包括口腔、咽、喉、气管和 3 倍分叉支气管,对气溶胶在上呼吸道内的沉积进行模拟,利用标准的 $k-\omega$ 湍流模型模拟上呼吸道内的气流运动,采用拉格朗日方法对气溶胶在上呼吸道内运动进行跟踪计算,对在相同呼吸强度状态下的稳态吸气和循环吸气和循环呼气模式下瞬态气溶胶沉积规律进行对比分析,以研究不同呼吸模式下气溶胶的沉积特点。

1 数学模型

1.1 人体上呼吸道模型

研究中采用的人体上呼吸道模型主要由口喉模型和前三级支气管模型两部分组成。口喉模型包括口腔、咽、喉和气管,前三级支气管模型包括 G0-G3 级支气管模型。口喉模型尺寸参考了 ARLA 模型^[18]和 Stapleton 等模型^[19]的尺寸,前三级支气管

模型采用了 Weibel^[14]的支气管模型。人体口喉模型及网格划分如图 1 所示,人体前三级支气管模型及网格划分如图 2 所示。



图 1 人体口喉模型

Fig. 1 Human mouth-throat model

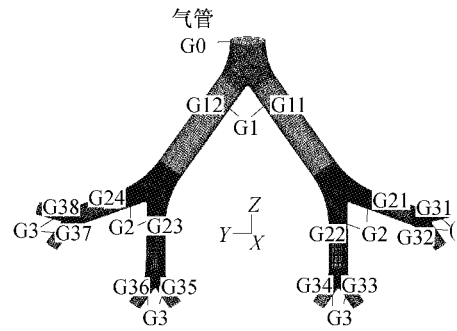


图 2 人体前三级支气管模型

Fig. 2 Human generation G0-G3 model

1.2 控制方程

人体上呼吸道内的气流运动为等温、不可压缩流动。呼吸气流运动的控制方程主要包括连续性方程和动量方程:

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

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j^2} \quad (2)$$

人体呼吸道内的流动为低雷诺数的湍流流动,采用标准的 $k-\omega$ 湍流模型:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j}(\Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j}) + G_k - Y_k + S_k \quad (3)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \omega) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \omega u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j}(\Gamma_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j}) + G_\omega - Y_\omega + S_\omega \quad (4)$$

式(1)~(4)中: u_i 为坐标系中速度的 3 个坐标分量, $i=1,2,3$; p 为压力; ρ 为流体密度; ν 为运动黏度; G_k 为由于平均速度梯度的影响而产生的湍流动

能; G_ω 为产生的湍流耗散率; Γ_k 和 Γ_ω 分别表示 k 和 ω 的有效扩散率; Y_k 和 Y_ω 分别表示由于湍流的影响而产生的 k 和 ω 的扩散率; S_k 和 S_ω 表示用户自定义源项。

采用拉格朗日方法对气溶胶在上呼吸道内的运动进行求解计算。拉格朗日法将颗粒相离散为独立颗粒,通过解颗粒运动方程得出颗粒在流域中的轨迹。单颗粒的力平衡方程可以根据牛顿第2定律表达为

$$\frac{du_{pi}}{dt} = F_i = \frac{18\mu C_D Re}{\rho_p d_p^2} (u_i - u_{pi}) + g_i \left(1 - \frac{\rho}{\rho_p}\right) + F_{si} \quad (5)$$

式中: u_{pi} 为 i 方向的颗粒速度 (m/s); F_i 为 i 方向的颗粒的单位质量外力 (m/s²); u_i 为 i 方向的流体相速度 m/s; μ 为流体动力黏度 (kg/ms); ρ 为空气密度 (kg/m³); d_p 为颗粒直径 (m); ρ_p 为颗粒密度 (kg/m³); Re 为颗粒雷诺数; C_D 为曳力系数; g_i 为 i 方向的速度加速度分量 (m/s²); F_{si} 为 i 方向的颗粒的单位质量 Saffman 升力 (m/s²)。

1.3 数值仿真方法

在数值仿真计算中,进行稳态计算时速度压力耦合求解采用 SIMPLE 算法,进行瞬态计算时速度压力耦合求解采用 PISO 算法,压力、动量、湍流动能和湍流动能耗散率采用二阶迎风格式进行离散。瞬态问题在时间域上的离散格式(即时间积分方案)采用全隐式方案。当质量残差和动量残差降至 10^{-5} ,可以认为得到收敛的流场。通过 Fluent 用户自定义功能,自行编制 C 语言函数,作为口腔入口边界条件和初始条件。人体在轻度运动强度下气管内的呼吸流量取正弦函数变化形式。上呼吸道口腔入口采用速度入口边界条件,入口的速度分布形式为均匀速度分布。出口采用压力出口边界条件,并且所有出口相对压力为 0。人体上呼吸道壁面采用无滑移边界条件。假设壁面为刚性。

本文分别对人体上呼吸道内的稳态吸气模式和循环吸气、循环呼气模式下人体上呼吸道内的气溶胶沉积进行仿真计算。在稳态吸气情况下,人体的呼吸强度假设为一个固定值。而人体的循环吸气、循环呼气则看成一个呼吸流量按正弦函数变化的形式。本文首先对人体呼吸流量分别为 30 和

90 L/min 的两种稳态吸气模式下气溶胶在人体上呼吸道内的沉积进行了仿真计算,然后对人体在呼吸流量为 30 L/min,呼吸频率为 15 次/min 的呼吸模式条件下的气溶胶在人体上呼吸道内的瞬态运动沉积进行了数值仿真。选择两种粒径的气溶胶进行仿真计算,分别为 0.3 和 6.5 μm 。病毒气溶胶的粒径范围在 0.015 ~ 0.45 μm 之间,所以选择 0.3 μm 的气溶胶代表病毒气溶胶;可吸入气溶胶的粒径在 10 μm 以下,药物治疗气溶胶粒径范围在 1 ~ 6.5 μm 之间,故选择 6.5 μm 粒径气溶胶代表可吸入气溶胶或药物治疗气溶胶。气溶胶密度为 912 kg/m³。

1.4 模型验证

采用激光快速成型技术 (stereo-lithography, SL) 建立完整的人体上呼吸道的试验模型,对气溶胶在人体上呼吸道内的沉积进行试验研究,将试验结果和数值仿真结果进行对比,从而验证数值仿真结果对于预测气溶胶沉积的合理性。

图 3 为人体上呼吸道内气溶胶沉积的试验测量结果与数值仿真结果对比情况。

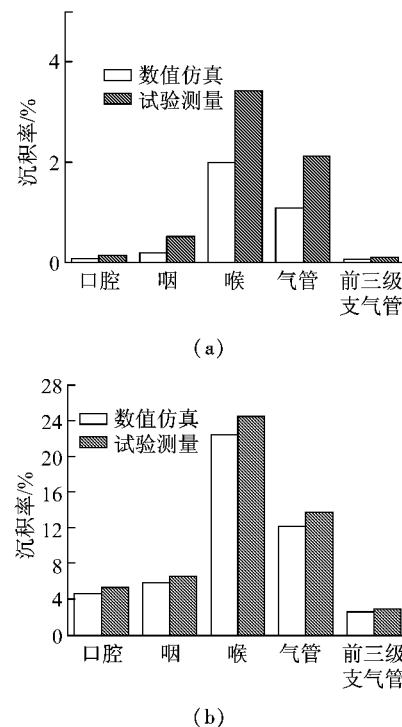


图3 人体上呼吸道内气溶胶沉积的试验与数值仿真结果对比
(a) 流量 30 L/min, 粒径 0.3 μm ; (b) 流量 30 L/min, 粒径 6.5 μm
Fig.3 Comparison between the experimental results and the simulation results for aerosol deposition in human upper respiratory tract
(a) $d=0.3 \mu\text{m}$, $Q=30 \text{ L/min}$; (b) $d=6.5 \mu\text{m}$, $Q=30 \text{ L/min}$

从图3可以看出,气溶胶在呼吸道内沉积的数值仿真结果与试验结果基本一致,气溶胶在呼吸道内不同部位的沉积变化趋势吻合较好。

综上所述,试验研究结果证明了数值仿真方法的合理性和准确性,从而进一步说明人体上呼吸道内气溶胶沉积的数值仿真方法能够较好地预测气溶胶在呼吸道内的沉积模式以及不同部位的沉积率,是获得呼吸道内有毒气溶胶或药物治疗气溶胶不同部位沉积信息的一种方便、快捷、有效的方法。

2 人体上呼吸道内气溶胶沉积的数值仿真分析

2.1 人体上呼吸道内稳态吸气模式下气溶胶沉积的数值仿真分析

图4(a)、(b)分别为在呼吸流量30和90 L/min的状态下人体上呼吸道不同部位稳态气溶胶沉积分布曲线。

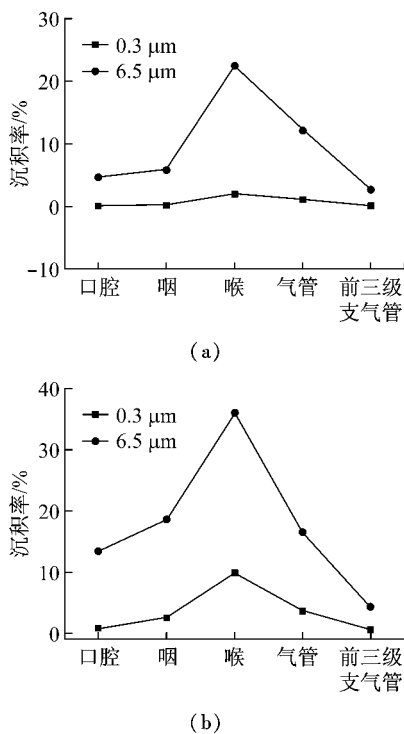


图4 呼吸流量为30 L/min(a)和90 L/min(b)时不同粒径气溶胶沉积率对比曲线

Fig.4 Aerosol deposition efficiency in human upper respiratory tract at breathing intensity of 30 L/min (a) and 90 L/min (b)

由图4可见,在不同的呼吸流量状态下,随着气溶胶粒径的增大,沉积在人体上呼吸道内不同区域

的气溶胶数量明显增加。气溶胶的沉积模式很相似,并且受气流流速和气溶胶性质的影响较小。气溶胶多数沉积在咽部、喉部和气管内,且在喉部位置沉积最多。口腔气流的湍流强度较小,口腔颗粒沉积主要是由于气溶胶的碰撞作用造成其沉积^[7],气溶胶大部分沉积在会厌的上表面、咽的底部、声门的内壁和气管的内壁。口咽的气流喷射作用决定着气流的运动趋势和被吸卷入气溶胶的沉积与否。咽部或喉部的外壁弯曲的部位和声门的上游区域的沉积主要是由于惯性碰撞而产生的沉积。在咽、喉部由于气流流速较高和湍流强度较强,致使气溶胶由于湍流扩散和惯性碰撞的作用而沉积。尤其是在咽部底部,由于处于该部位的气溶胶的惯性碰撞作用而造成在该部位气溶胶具有较高的沉积效率^[7]。

气管内沉积的气溶胶少于喉部沉积的气溶胶,但是其沉积仍然很多,并且主要沉积在气管上半部分和气管的内壁。气溶胶从声门开口以喷射的方式向气管内壁喷出,从而造成较高的碰撞沉积。尽管气管中具有较高的喷射气流速度,但是这种喷射而引起碰撞作用造成的气溶胶沉积数量要小于咽部气流喷射作用引起的气溶胶沉积,这是因为咽部的喷射气流大部分撞击到会厌部和咽部底部,而气管的喷射气流倾斜的撞击到气管内壁^[7]。咽部或声门的喷射作用不仅影响到气溶胶在气管内的沉积,而且还影响到在下游支气管内的沉积。

气管中气溶胶的沉积效率要高于支气管中的气溶胶沉积效率,这主要是由于气管中的湍流强度要大于支气管中的湍流强度造成的^[20]。气溶胶在气管内壁和外壁均有沉积,在内壁的沉积主要是受到气溶胶惯性碰撞的影响,而在气管外壁的沉积主要是由于受到二次气流运动和环流运动的影响,也就是说是湍流扩散造成的沉积。

在支气管内,虽然气流速度变化较小,但是湍流强度迅速降低,这就致使在支气管分叉部位气溶胶沉积较多,而在支气管下游的气道内沉积较少^[20]。

惯性参数 $\rho_p d_p^2 Q$ 是衡量惯性碰撞作用造成颗粒沉积的一个重要的参数。图5为人体上呼吸道内气溶胶沉积率随惯性参数变化曲线。由图5可见,人体上呼吸道内不同部位气溶胶沉积率随惯性参数的增加而增加,在整个惯性参数范围内,上呼吸道内的气溶胶沉积模式变化不大,说明人体上呼吸道内的

惯性碰撞作用造成较大的气溶胶沉积,惯性碰撞作用对气溶胶沉积率具有重要的影响,对沉积模式影响较小。

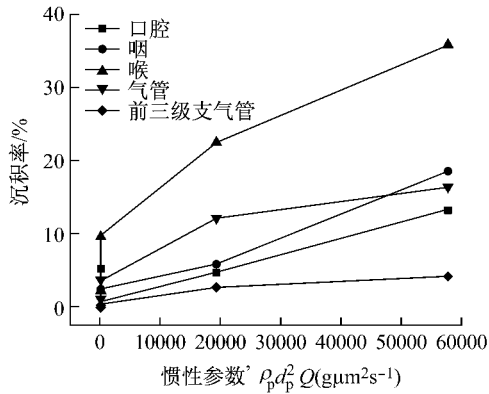


图5 人体上呼吸道内气溶胶沉积率随惯性参数变化曲线

Fig.7 Deposition efficiencies in the upper respiratory tract versus inertial parameter

2.2 人体上呼吸道内瞬态气溶胶沉积的数值仿真分析

图6为在呼吸流量为30 L/min状态下,粒径为6.5 μm的气溶胶在人体上呼吸道内不同部位稳态吸气状态下沉积和瞬态吸气状态下沉积对比图。从图6中可以看出,在人体循环吸气模式下,气溶胶在人体上呼吸道内的沉积率要高于稳态吸气情况下的气溶胶的沉积率。这主要是由于人体循环吸气时呼吸道内的气流变化引起的湍流强度的增加而造成气溶胶湍流扩散的增加,因此造成气溶胶沉积增加^[20]。

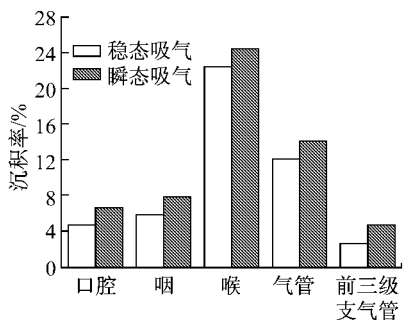


图6 人体上呼吸道内稳态吸气气溶胶沉积和瞬态吸气气溶胶沉积对比图

Fig.6 Comparison of aerosol steady deposition efficiencies with transient deposition efficiencies in the upper respiratory tract at inhalation phase

图7为人体在呼吸流量为30 L/min的循环吸

气和循环呼气模式下,粒径为6.5 μm气溶胶在呼吸道内不同部位沉积率对比图。由图7可见,人体循环呼气状态下的气溶胶沉积模式、沉积率和循环吸气状态下的气溶胶沉积模式、沉积率有很大的不同。循环吸气状态下的气溶胶沉积率远大于循环呼气状态下的气溶胶沉积率。这主要是由于循环吸气和循环呼气时,呼吸道内的气流组织形式和湍流强度分布具有很大的不同。在循环吸气状态下,由于惯性碰撞引起的气溶胶沉积明显高于循环呼气状态下的气溶胶的沉积,而且循环吸气状态下的气流湍流强度要比呼气状态下的湍流强度高,所以湍流扩散引起气溶胶在吸入阶段相对较多;综合各种沉积机制的影响,致使循环吸气状态下的气溶胶沉积率远大于循环呼气状态下的气溶胶沉积率。

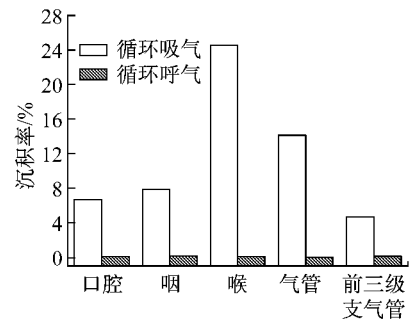


图7 人体循环吸气和循环呼气状态下气溶胶在呼吸道内不同部位沉积率

Fig.7 Aerosol deposition efficiencies in the upper respiratory tract at cyclic inhalation phase and exhalation phase

3 结论

本文首先对人体呼吸流量分别为30、90 L/min,粒径分别为0.3、6.5 μm的气溶胶在人体上呼吸道内的稳态沉积进行了数值仿真研究,然后对呼吸流量为30 L/min呼吸强度状态下,人体循环吸气和循环呼气模式下粒径为6.5 μm的气溶胶在人体上呼吸道内不同部位的沉积进行了数值仿真研究,并且对稳态吸气模式和循环吸气条件下气溶胶沉积,循环吸气模式和循环呼气气溶胶沉积规律进行了对比分析,得出以下主要结论:

(1) 惯性碰撞对于微尺度气溶胶沉积而言是主要的沉积机制,惯性参数是衡量碰撞作用造成颗粒沉积的一个重要参数。人体上呼吸道内不同部位气溶胶沉积率随惯性参数的增加而增加,惯性碰撞作

用造成较大的气溶胶沉积,对气溶胶沉积率具有重要的影响,而对气溶胶沉积模式影响较小。而湍流扩散、二次气流运动和环流气流运动对气溶胶在人体呼吸道内沉积同样具有重要的影响。

(2) 人体上呼吸道内的呼吸流量和气溶胶性质对气溶胶在上呼吸道内的沉积模式影响较小,其中均是受到惯性碰撞和湍流扩散的影响致使在喉部气溶胶沉积最多。

(3) 人体循环吸气模式下,气溶胶在人体上呼吸道内的沉积率高于稳态吸气模式下的气溶胶的沉积率,这主要是由于人体循环吸气时呼吸道内的气流变化引起湍流强度的增加而造成气溶胶湍流扩散的增加,因此造成气溶胶沉积增加。

(4) 人体循环呼气和循环吸气模式下的气溶胶沉积模式、沉积率有很大不同。循环吸气模式下远大于循环呼气模式下气溶胶沉积率。这主要是由于循环吸气和循环呼气时呼吸道内的气流组织形式和湍流强度分布具有很大的不同造成的。

参考文献:

- [1] Zheng L, Kleinstreuer C, Zhang Z. Particle deposition in the human tracheobronchial airways due to transient inspiratory flow patterns [J]. *J Aerosol Sci*, 2007, 38(6): 625-644.
- [2] Zhang Z., Kleinstreuer C, Kim CS. Micro-particle transport and deposition in a human oral airway model [J]. *J Aerosol Sci*, 2002, 33(12): 1635-1652.
- [3] 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): 270-276.
Wang Y, Wang J, Yu S, et al. Numerical analysis of the nasal cavity structure reconstruction effects on the airflow patterns within the upper airway in patient with OSAHS [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 266-269.
- [4] 孙栋, 徐新喜, 李福生, 等. 人体上呼吸道中气流涡结构特征数值仿真研究 [J]. *医用生物力学*, 2011, 26(3): 262-268.
Sun D, Xu XX, Li FS, et al. Simulation study on characteristics of the vortex structure in human upper respiratory tract [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(3): 262-268.
- [5] Matida EA, Finlay WH, Lange CF, et al. Improved numerical simulation of aerosol deposition in an idealized mouth - throat [J]. *J Aerosol Sci*, 2004, 35(1): 1-19.
- [6] Stapleton KW, Guentsch E, Hoskinson MK, et al. On the suitability of $k-\epsilon$ turbulence modeling for aerosol deposition in the mouth and throat: A comparison with experiment [J]. *J Aerosol Sci*, 2000, 31(6): 739-749.
- [7] Grgic B, Finlay WH, Heenan AF. Regional aerosol deposition and flow measurements in an idealized mouth and throat [J]. *J Aerosol Sci*, 2004, 35(1): 21-32.
- [8] Zhang Y, Finlay WH, Matida EA. Particle deposition measurements and numerical simulation in a highly idealized mouth-throat [J]. *J Aerosol Sci*, 2004, 35(5): 789-803.
- [9] Cheng KH, Cheng YS, Yeh HC, et al. *In vivo* measurement of nasal airway dimensions and ultrafine aerosol deposition in the human nasal and oral airways [J]. *J Aerosol Sci*, 1996, 27(5): 785-801.
- [10] Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim CS. Gas-solid two-phase flow in a triple bifurcation lung airway model [J]. *Multiphase Flow*, 2002, 28(6): 1021-1046.
- [11] Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim CC. Effects of curved inlet tubes on air flow and particle deposition in bifurcating lung models [J]. *J Biomech*, 2001, 35(4): 659-669.
- [12] Martonen TB, Zhang Z, Yue G, et al. 3-D particle transport within the human upper respiratory tract [J]. *J Aerosol Sci*, 2002, 33(8): 1095-1110.
- [13] Chong S Kim, Donald M Fisher. Deposition characteristics of aerosol particles in sequentially bifurcating airway models [J]. *Aerosol Sci Technol*, 1999, 31(2/3): 198-220.
- [14] Comer JK, Kleinstreuer C, Hyun S, et al. Aerosol transport and deposition in sequentially bifurcating airways [J]. *ASME J Biomech Eng*, 2000, 122(1): 152-158.
- [15] Kleinstreuer C, Comer JK, Zhang Z, et al. Computer simulation of aerosol transport and deposition in multigeneration airway models [C]// First Joint Meeting of BMES and EMBS Conference Proceedings. Atlanta: [s. n.], 1999: 13-16.
- [16] Kim CS, Iglesias AJ. Deposition of inhaled particles in bifurcating airway models: I. Inspiratory deposition [J]. *J Aerosol Med*, 1989, 2(1): 1-14.
- [17] Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim CS. Flow structure and particle transport in a triple bifurcation airway model [J]. *ASME J Fluids Eng*, 2001, 123(2): 895-905.
- [18] Stapleton KW, Guentsch E, Hoskinson MK, et al. On the suitability of $k-\epsilon$ turbulence modeling for aerosol deposition in the mouth and throat: A comparison with experiment [J]. *J Aerosol Sci*, 2000, 31(6): 739-749.
- [19] Weibel ER. Morphometry of the human lung [M]. New York: Academic Press, 1963: 1-3.
- [20] Fan HH, Fan JR, Zeng MJ, et al. Large eddy simulation of inhalation of inhaled particle deposition within the human upper respiratory tract [J]. *J Aerosol Sci*, 2007, 38(1): 257-267.