

循环呼吸模式口喉模型内气流运动特性数值模拟

徐新喜¹⁾ 赵秀国 谭树林 刘亚军 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 应用计算流体动力学方法对人体在循环呼吸模式下口喉模型内的气流运动特性进行数值模拟, 分析了循环呼吸模式下口喉模型内的气流组织形式以及气流运动对呼吸道壁面以及气溶胶运动沉积的影响. 吸气阶段, 在咽部外壁和声门下游气管上部外壁气流发生分离, 形成分离区. 呼气阶段, 分别在咽部外壁和喉部外壁形成高速区. 循环呼吸模式下, 咽部、喉部与气管内的高轴向速度区和二次涡流运动均是在呼吸过程中间歇性的产生, 形成的高剪应力区也是间歇性的. 壁面受到的剪应力周期性地改变方向, 引起壁面劳损和组织损伤的可能性增大, 同时在这些部位容易造成气溶胶的沉积.

关键词 口喉模型, 循环呼吸, 气流运动, 数值模拟, 粒子图像速度仪

中图分类号: R318 文献标识码: A 文章编号: 0459-1879(2010)02-0183-08

引 言

呼吸道疾病例如哮喘、肺气肿和支气管炎等与环境污染具有很大的关系, 这些疾病的患者趋于增加^[1], 其主要原因是由于有毒气溶胶在人体上呼吸道内或是肺部支气管的沉积而引发疾病, 针对这些疾病的治疗, 大多数通过对人体上呼吸道或肺部释放药物气溶胶进行治疗^[2], 而人体口喉模型内气流组织形式的精确模拟对于进行咽-喉部的气溶胶过滤效应的分析和获得正确的肺部进口的气体-颗粒信息具有重要的作用^[3]. 因此, 研究人体口喉模型内的气流运动特性, 对于了解有毒气溶胶或药物治疗气溶胶在人体上呼吸道内不同部位的沉积模式, 从而进行有毒气溶胶的剂量-健康效应的研究以及药物气溶胶治疗效果的评价具有重要的意义.

数值模拟方法多数应用于肺部双倍或三倍分叉气管支气管模型内气流流场、气溶胶沉积的研究^[4~7]. 人体的口喉模型比较复杂, 而且模型内的气流流动经历了从层流到湍流的变化过程, 学者们建立了不同的口喉模型进行研究. Zhang 等^[8~10]建立了理想化的口喉模型, 进行了实验研究; Li 等^[11,12]采用了两方程 $k-\varepsilon$ 模型对二维和三维口喉模型内的流场和颗粒沉积进行了数值模拟; Jayaraju 等^[13]分别采用大涡模型和分离涡模型对人体口喉模型内的气流运动进行了数值模拟; Cheng 等^[14]

采用硅胶树脂材料建立了上呼吸道的三维模型进行了实验研究; Grgic 等^[15]采用 CT 扫描和 MRI 技术建立了人体口喉模型, 进行了气流流场和颗粒沉积的数值模拟; Stapleton 等^[16]根据 Grgic 等建立的模型, 采用 $k-\varepsilon$ 模型对口喉模型内的流场和颗粒沉积进行了数值模拟; Matia 等^[17,18]在此基础上, 提出用标准 $k-\omega$ 模型来处理流场, 并采用近壁面修正函数来提高近壁面处流场的计算精度; Jin 等^[19]采用大涡模拟的方法对人体上呼吸道内的气流运动进行了数值模拟分析; 胡桂林等^[20]采用 CT 扫描人体上呼吸道, 建立了上呼吸道模型, 对上呼吸道内的呼吸气流特性进行了数值模拟研究; 林江等^[21]对人体上呼吸道内的气流运动特性进行了大涡模拟.

目前, 大多数学者针对稳态吸气模式下人体口喉模型内的气流组织形式进行研究, 而进行循环呼吸模式下口喉模型内气流运动研究的较少. 通过对循环呼吸模式下人体口喉模型内的瞬态气流模拟计算, 可以深入了解呼吸运动中人体口喉模型内的呼吸气流的运动变化过程, 获得详细的口喉模型内不同时刻的气流组织形式, 掌握在呼吸过程中瞬态出现于呼吸道内特殊位置的气流组织形式.

本文应用计算流体动力学方法对人体口喉模型内循环吸气-呼气模式下的气流运动形式进行数值模拟研究, 分析了循环呼吸模式对人体口喉模型内

2008-08-07 收到第 1 稿, 2009-03-31 收到修改稿.

1) E-mail: xuxx1@sohu.com

气流运动特性和剪应力分布形式的影响。

1 人体口喉模型和数值模拟方法

1.1 人体口喉几何模型

本文采用的人体口喉模型主要包括口、咽、喉和气管,该模型参考了 ARLA(aerosol research labo-

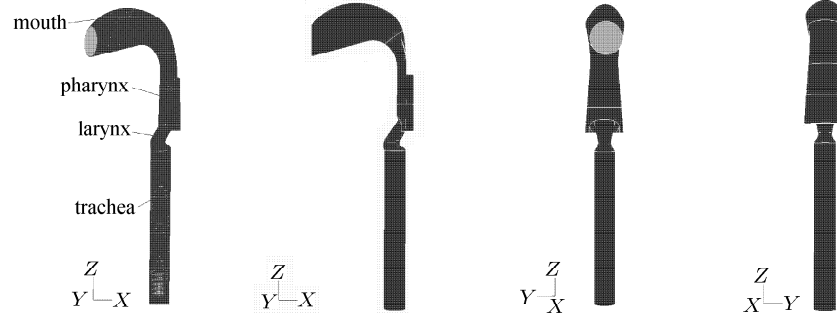


图 1 人体口喉模型示意图

Fig.1 Human mouth-throat model

椭圆锥管,咽部内外壁接近平行.咽部底部椭圆长轴为 34mm,短轴为 15mm.咽部上部椭圆长轴为 27mm,短轴为 15mm.咽部高度为 47mm.咽部和口腔底部平滑连接.咽部上部椭圆中部通过平面和口腔上壁连接.喉部形状为椭圆管,其中,包括一个长轴为 12mm,短轴为 10mm 的椭圆型声门开口.会厌在咽的内部突起,和声门通过管型连接.会厌在咽部底部 20mm 以上并且和咽外壁成 30°.声门形状为椭圆型,长轴为 14mm,短轴为 11mm.声门和气管平滑连接.

1.2 控制方程

人体口喉模型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.

连续性方程

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

动量方程

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

其中, 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.

人体口喉模型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,并且采用近壁面修正函数进行壁面修正处理.

ratory of alberta)^[15] 模型和 Stapleton 模型^[16],建立的人体上呼吸道模型包括口腔、咽、喉和气管等几何特征,可以反映人体上呼吸道的形状特点.人体口喉模型如图 1 所示.

口腔进口简化为直径为 23mm 的圆.口腔为拱形,口腔的进口与水平方向夹角为 25°.咽部简化为

湍流动能 k 和耗散率 ω 可以分别由下面两个方程得出

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \\ \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + G_k - Y_K + S_k \end{aligned} \quad (3)$$

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

其中, 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 分别为 k 和 ω 的有效扩散率, Y_K 和 Y_ω 分别为由于湍流的影响而产生的 k 和 ω 的扩散率, S_k 和 S_ω 为用户自定义源项.

1.3 数值模拟方法

采用计算流体动力学仿真软件 Fluent 对循环呼吸模式下人体口喉模型内的瞬态气流运动特性进行仿真研究.在仿真计算中,采用分离隐式求解方法,对于压力速度耦合采用 PISO 算法,压力、动量、湍流动能 k 和耗散率 ω 的离散选择二阶迎风格式.

在仿真计算中,对人体在低强度循环呼吸模式下口喉模型内的瞬态气流运动进行仿真研究,口部入口的呼吸流量按正弦函数变化形式,呼吸频率为 15 cycle/min.人体口喉模型口部的入口边界采用速度入口边界条件,入口边界假定速度均匀分布,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。选取一个呼吸循环周期内吸气和呼气状态下的 3 个时间点 T_1, T_3 和 T_5 进行分析，其中在吸气阶段， T_1 为吸气起始某一时刻， T_3 为吸气流量最大时刻， T_5 为吸气终止某一时刻，在呼气阶段， T_1 为呼气起始某一时刻， T_3 为呼气流量最大时刻， T_5 为呼气终止某一时刻。

1.4 数值模拟模型验证

采用激光快速成型技术制作人体上呼吸道的实验模型。应用粒子图像速度仪 (particle image velocimetry, PIV) 对人体在呼吸流量为 $500 \text{ cm}^3/\text{s}$ 的低强度呼吸条件下口喉模型内的稳态气流运动特性进行了实验研究，将流场测量结果和数值模拟结果进行了对比分析，实验测量结果与数值模拟结果的整体气流组织形式较为一致，吻合较好 [22]，同时对气溶胶在呼吸道内的沉积进行了数值模拟研究，将模拟结果与 Stahlhoten 等 [23,24] 和 Grgic 等 [15] 的实验结果进行了对比，从而验证了数值模拟方法对于预测上呼吸道内气流运动特性的准确性。图 2 为上呼吸道内气溶胶沉积的实验结果和数值模拟结果对比图。

通过气溶胶沉积的数值模拟结果与 Stahlhoten 等 [23,24] 和 Grgic 等 [15] 实验结果的对比，可以看出，气溶胶在上呼吸道内的沉积变化趋势基本一致。通过 PIV 实验和气溶胶沉积实验与模拟结果的对比可以看出，这种数值模拟方法可以预测上呼吸道内的气流运动特性。

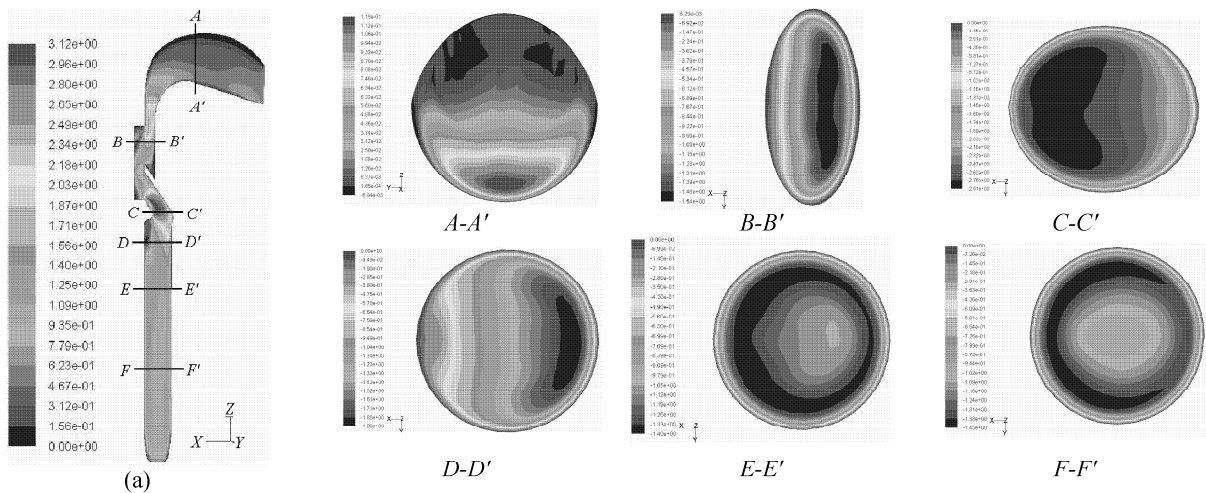


图 3 人体循环吸气模式下 T_1 时口喉模型不同截面内轴向速度分布

Fig.3 Axial velocity contours at different cross sections in the human mouth-throat model at T_1 during cyclic inhalation

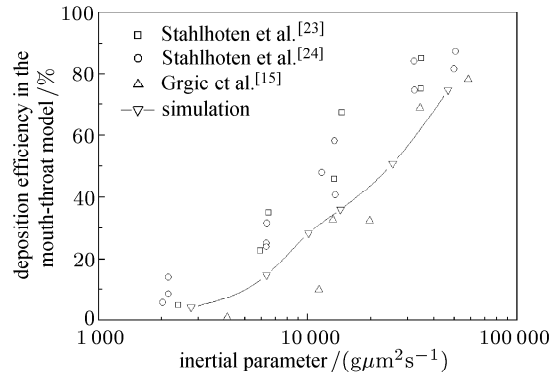


图 2 气溶胶在上呼吸道内沉积的数值模拟结果和实验结果 [15,23,24] 对比

Fig.2 Comparison of the simulated deposition efficiencies of aerosol in human mouth-throat model with experimental data of Refs.[15,23,24]

2 人体循环呼吸模式下口喉模型内气流运动特性的数值模拟分析

2.1 人体循环吸气模式下口喉模型内气流组织形式分析

图 3 和图 5 分别为人体循环吸气模式下 T_1 和 T_3 时口喉模型内不同截面轴向速度分布图，其中，图 (a) 为气流速度分布截面，图 4 和图 6 分别为人体循环吸气模式下 T_1 和 T_3 时口喉模型内不同截面二次气流速度分布图，其中，截面 $D-D'$ 、 $E-E'$ 、 $F-F'$ 与声门的距离分别为气管直径的 1.3 和 6 倍，声门湍流喷射作用的最大长度不会超过其直径的 4 倍，为了分析声门湍流喷射的作用，选取这 3 个截面进行分析，选择的最大长度充分有余。

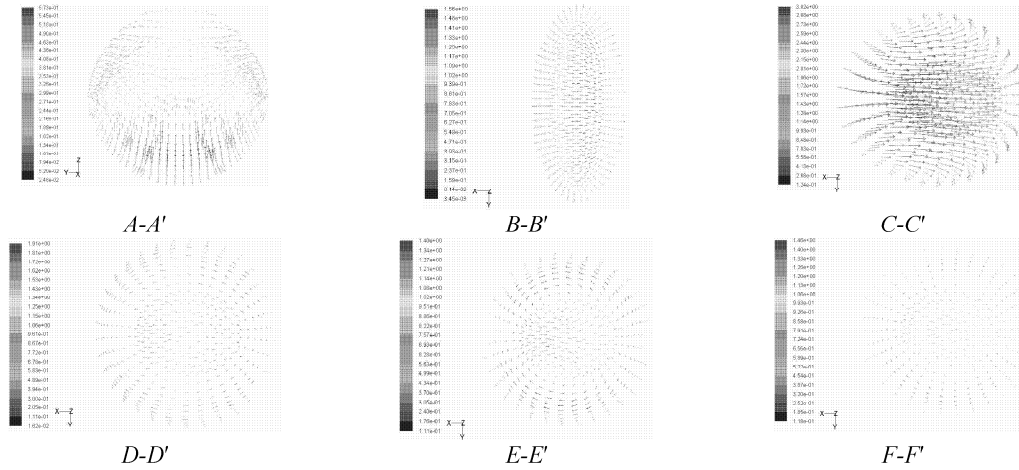


图 4 人体循环吸气模式下 T_1 时口喉模型不同截面内二次气流速度分布

Fig.4 Secondary vectors at different cross sections in the human mouth-throat model at T_1 during cyclic inhalation

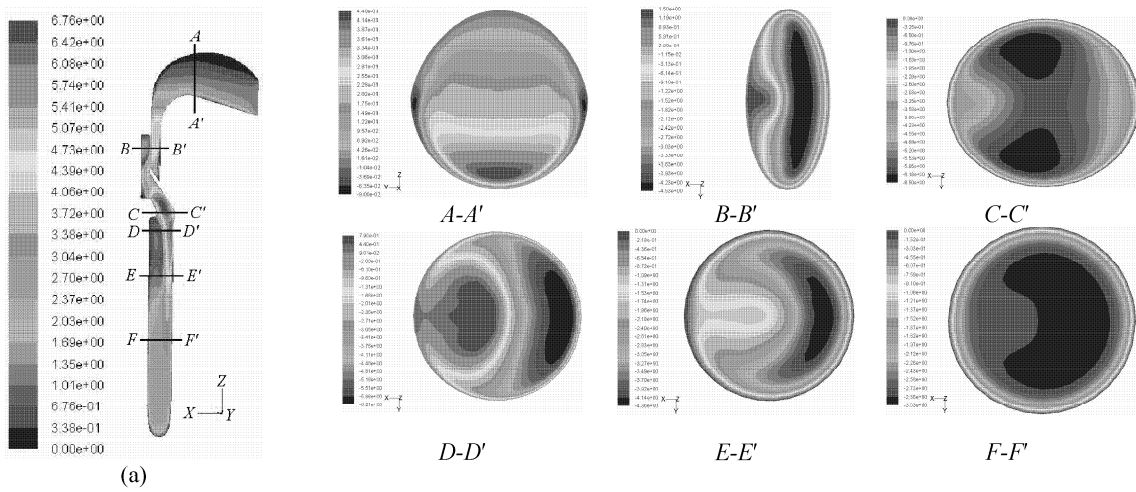


图 5 人体循环吸气模式下 T_3 时口喉模型不同截面内轴向速度分布

Fig.5 Axial velocity contours at different cross sections in the human mouth-throat model at T_3 during cyclic inhalation

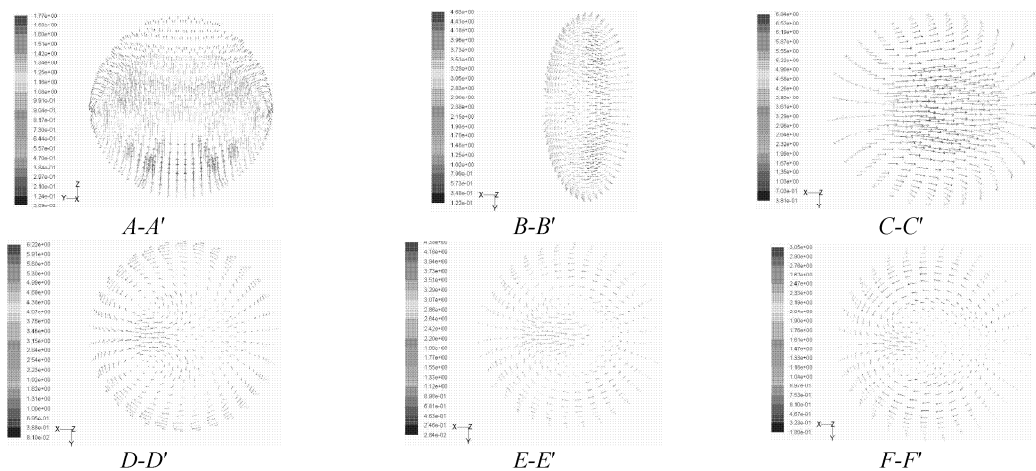


图 6 人体循环吸气模式下 T_3 时口喉模型不同截面内二次气流速度分布

Fig.6 Secondary vectors at different cross sections in the human mouth-throat model at T_3 during cyclic inhalation

吸气加速阶段，随着吸气流量的增加，口喉模型内的气流运动经过了从层流到湍流的过程。由于咽部和喉部截面变小，气流的运动方向迅速发生变化，从而致使这些位置气流速度较大，在 T_3 时在喉部气流速度达到全场最大值约为 6.76 m/s。咽部外壁气流逐渐产生分离(见图 5 截面 $B-B'$)，形成环流运动；声门下游气管上部外壁区气流逐渐发生分离(见图 5 截面 $D-D'$)，分离区逐渐向内壁方向扩大。

由于声门的干涉，产生了非对称的湍流喷射现象。随着吸气流量的增加，声门的气流喷射现象逐渐加强，声门下游气管内的高速气流区逐渐向气管下游延伸，靠近内壁速度增加较快，靠近外壁速度增加较慢，不同截面内的速度梯度逐渐增加(见图 3 和图 5 中截面 $D-D'$ ，截面 $E-E'$ 和截面 $F-F'$)，最高轴向速度约为 6.5 m/s， T_3 时最大速度梯度在 4.5 m/s 左右。气管内如此形式的速度分布会造成内壁受到的剪切应力要高于外壁，承受的载荷较大 [25]。

在声门下游气管内，气流经过喉部进入气管内受到咽部结构收缩的影响，同时气流从喉部 - 咽部 - 气管的流动为离心运行，随着吸气流量的增加，气管截面 $E-E'$ ，截面 $F-F'$ 和截面 $G-G'$ 内逐渐形成了两个对称旋转的二次涡流运动。二次涡流运动的形成使得气管内壁区边界层逐渐变薄，剪应力逐渐增大，外壁区边界层逐渐变厚，剪应力逐渐减小 [26]，同时气管中心的气溶胶受到二次涡流运动产生的离心力的影响而偏离气管轴心，随二次涡流旋转运动，由于内壁边界层变薄和涡流运动使得

气流从截面中心流向内壁，所以在内壁气溶胶的沉积几率更高 [27]。

从 T_3 到 T_5 的吸气减速阶段，在口腔上部左右两侧出现气流分离现象，形成两个分离区。在咽部的内壁也发生气流分离现象，而且咽部外壁的分离区逐渐向内壁方向扩大。气管外壁的分离区向气管内壁方向扩大，同时向气管下游延伸。

2.2 人体循环呼气模式下口喉模型内气流组织形式分析

图 7 和图 9 分别为人体循环呼气模式下， T_1 和 T_3 时口喉模型内不同截面轴向速度分布图，其中，图 (a) 截面为气流速度分布，图 8 和图 10 分别为人体循环呼气模式下， T_1 和 T_3 时口喉模型内不同截面二次气流速度分布图，其中，截面 $D-D'$ 、 $E-E'$ 和 $F-F'$ 与声门的距离分别为气管直径的 1, 3 和 6 倍。

随着呼气流量的增加，咽部和喉部结构收缩效应的影响逐渐表现出来，高速度区逐渐向口腔、咽部和喉部延伸，分别在咽部外壁和喉部外壁形成高速区，受到的气流的剪应力较大(见图 7 和图 9 截面 $C-C'$ 和 $D-D'$)，在 T_3 时最大气流速度分别约为 2.12 m/s, 3.53 m/s，惯性碰撞作用容易造成气溶胶在咽部和喉部的沉积。与吸气阶段不同，在呼气阶段在口腔顶部和底部发生气流分离现象，形成分离区(见图 7 和图 9 截面 $A-A'$)，当呼气流量达到最大时，主要分离区出现在口腔底部。气管内气流流速分布比较均匀(见图 7 和图 9 截面 $E-E'$ 、 $F-F'$ 和 $G-G'$)。

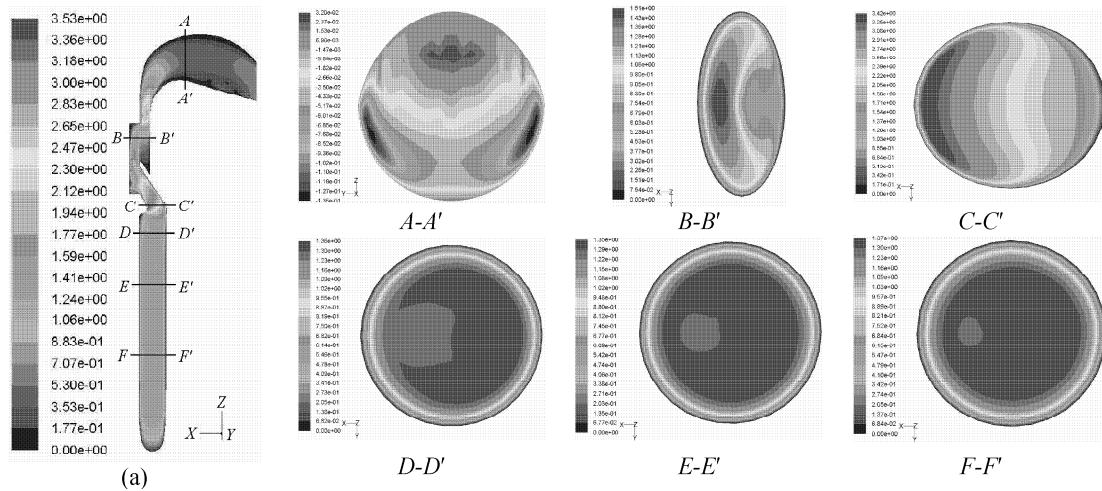


图 7 人体循环呼气模式下 T_1 时口喉模型不同截面内轴向速度分布

Fig.7 Axial velocity contours at different cross sections in the human mouth-throat model at T_1 during cyclic exhalation

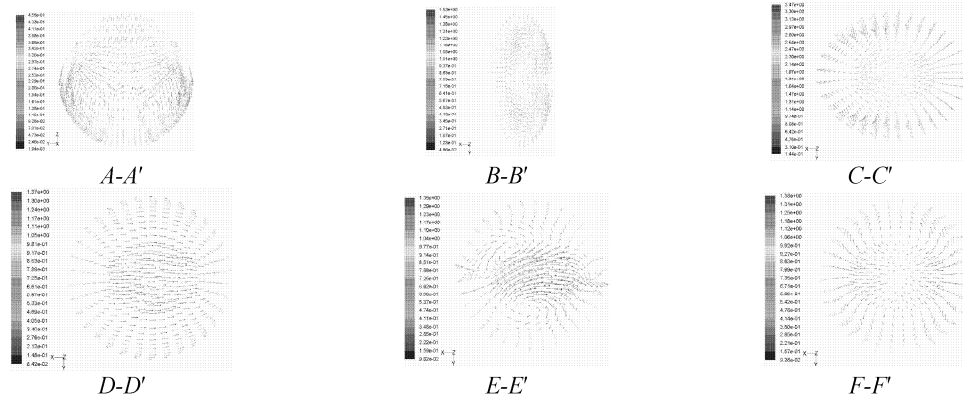


图 8 人体循环呼气模式下 T_1 时口喉模型不同截面内二次气流速度分布

Fig.8 Secondary vectors at different cross sections in the human mouth-throat model at T_1 during cyclic exhalation

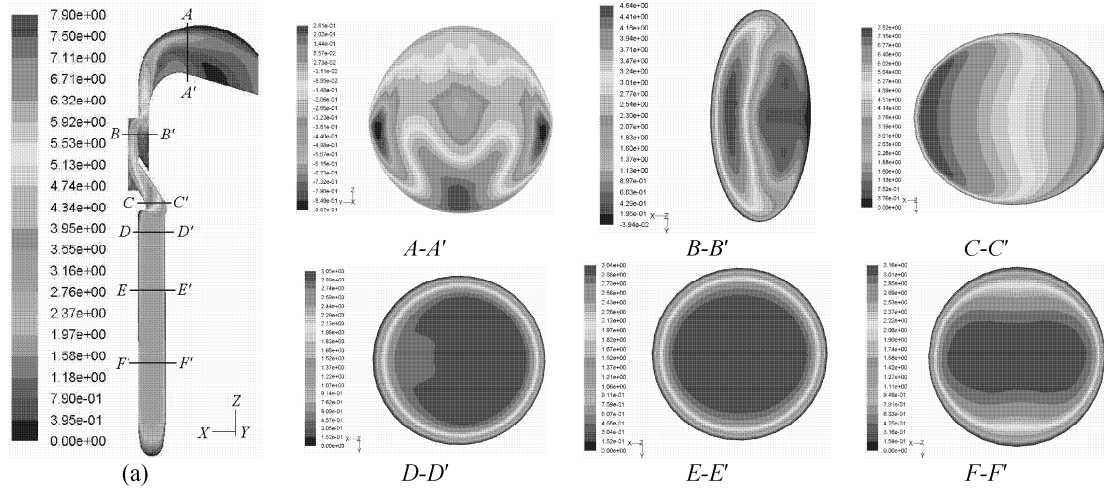


图 9 人体循环呼气模式下 T_3 时口喉模型不同截面内轴向速度分布

Fig.9 Axial velocity contours at different cross sections in the human mouth-throat model at T_3 during cyclic exhalation

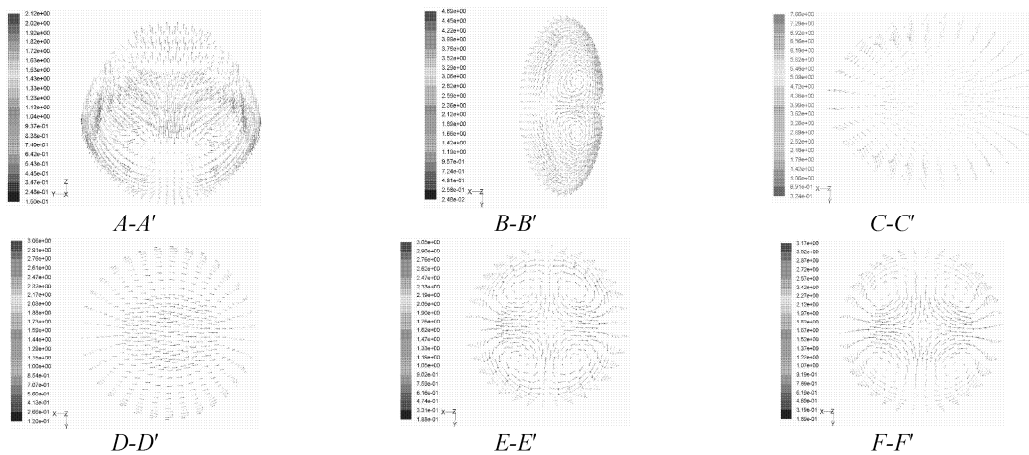


图 10 人体循环呼气模式下 T_3 时口喉模型不同截面内二次气流速度分布

Fig.10 Secondary vectors at different cross sections in the human mouth-throat model at T_3 during cyclic exhalation

呼气阶段, 在 $B-B'$ 截面、 $E-E'$ 截面形成两个涡流强度较小的二次涡流运动. 在 $E-E'$ 截面和 $F-F'$ 截面中心位置, 逐渐形成 4 个二次涡流运动.

与吸气阶段不同, 呼气阶段气管内的二次涡流运动使得气管内壁和外壁的边界层变薄, 内壁和外壁受到的气流剪应力较大^[26]. 截面 $E-E'$ 和截面 $F-F'$ 的 4 个二次涡流运动将气管中心的气溶胶分别输送到气管的内壁和外壁, 然后继续分别向上壁和下壁运动, 最后汇集到气管中心, 形成循环运动, 这样便会在截面的水平中心位置 (上下两个二次涡流中心之间的位置) 将会形成高浓度的气溶胶分布, 增加气溶胶在气管内壁和外壁的沉积几率^[27].

随着呼气流量的减小, 口腔气流分离区明显增加, 分离区逐渐出现在口腔的两侧, 占据了口腔的大部分区域, 大部分区域出现了回流. 咽部内壁、气管的上壁和下壁区均出现了气流分离现象, 分离区均较小.

3 结 论

本文对人体在低强度循环呼吸模式下口喉模型内的瞬态气流运动特性进行了数值模拟研究, 分析了人体口喉模型内的气流组织形式以及剪应力分布规律, 得出以下主要结论:

(1) 吸气加速阶段, 在咽部外壁与声门下气管上部外壁气流逐渐发生分离, 分离区逐渐向内壁方向扩大, 容易造成一部分气溶胶在咽部外壁和气管外壁沉积. 气管内的二次涡流运动使得气管内壁受到的剪切应力逐渐增强, 同时容易造成气溶胶在壁面沉积. 吸气减速阶段, 咽部外壁的分流区继续向内壁方向扩大, 同时在咽部的内壁也发生气流分离现象. 气管外壁的分流区向气管内壁方向扩大, 同时向气管下游延伸.

(2) 呼气阶段, 分别在咽部外壁和喉部外壁形成高速区, 由于惯性碰撞作用容易造成气溶胶沉积. 气管平面内速度分布比较均匀. 气管截面内形成 4 个二次涡流运动, 使得气管内壁和外壁受到的气流剪应力较大, 增加气溶胶在气管内壁和外壁的沉积几率.

(3) 循环呼吸模式下, 咽部、喉部和气管内的高轴向速度区和二次涡流运动均是在呼吸过程中间歇性的产生, 所以由此而引起的气道壁面气流剪应力集中, 形成的高剪应力区也是间歇性的. 壁面受到的剪应力周期性的改变方向, 引起壁面劳损和组织损伤的可能性增大, 同时在这些部位容易造成气溶

胶的沉积, 还可能会引起各种呼吸道疾病.

(4) 通过瞬态的模拟研究, 可以详实的获得在呼吸流量周期性的变化过程中口喉模型内的连续的气流运动变化特点, 特别是能够掌握在呼吸周期内瞬时出现及形成于口喉模型局部位的特征呼吸气流变化点.

参 考 文 献

- 1 Calay RK, Kurujareon Jutarat, Holdø Arne Erik. Numerical simulation of respiratory flow patterns within human lung. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 2002, 130(2): 201~221
- 2 Jayaraju ST, Brouns M, Verbanck S, et al. Fluid flow and particle deposition analysis in a realistic extrathoracic airway model using unstructured grids. *Aerosol Science*, 2007, 38(5): 625~644
- 3 Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim CS. Micro-particle transport and deposition in a human oral airway model. *Aerosol Science*, 2002, 33(12): 1635~1652
- 4 Zhang Z, Kleinstreuer C. Cycle micron-size particle inhalation and deposition in a triple bifurcation lung airway model. *Aerosol Science*, 2002, 33(2): 257~281
- 5 Liu Y, So RMC, Zhang HC. Modeling the bifurcating flow in an asymmetric human lung airway. *Journal of Biomechanics*, 2003(7): 951~959
- 6 Zheng L, Kleinstreuer C, Zhang Z. Particle deposition in the human tracheobronchial airways due to transient inspiratory flow patterns. *Aerosol Science*, 2007, 38(6): 625~644
- 7 Renotte Christine, Bouffieux Vincent, Wilquem FréHdéric. Numerical 3D analysis of oscillatory flow in the time-varying laryngeal channel. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33(12): 1637~1644
- 8 Zhang Z, Kleinstreuer C. Species heat and mass transfer in a human upper airway model. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2003, 46(25): 4755~4768
- 9 Zhang Z, Kleinstreuer C, Donohue JF, et al. Comparison of micro- and nano-size particle depositions in a human upper airway model. *Aerosol Science*, 2005, 36(2): 211~233
- 10 Zhang Z, Kleinstreuer C. Airflow structures and nano-particle deposition in a human upper airway model. *Computational Physics*, 2004, 198(1): 178~210
- 11 Li WI, Perzl M, Heyder J, et al. Aerodynamics and aerosol particle deaggregation phenomena in model oral-pharyngeal cavities. *Aerosol Science*, 1998, 27(8): 1269~1286
- 12 Li WI, Perzl M, Ferron GA, et al. The macrotransport properties of aerosol particles in the human oral-pharyngeal region. *Aerosol Science*, 1998, 29(8): 995~1010
- 13 Jayaraju ST, Brouns M, Lacor C, et al. Large eddy and detached eddy simulation of fluid flow and particle deposition in a human mouth-throat. *Aerosol Science*, 2008, 39(8): 862~875
- 14 Cheng Yung-Sung, Zhou Yue, Chen Bean T, et al. Particle deposition in a cast of human oral airways. *Aerosol Science and Technology*, 1999, 31(4): 286~300

- 15 Grgic B, Finlay WH, Heenan, AF. Regional aerosol deposition and flow measurements in an idealized mouth and throat. *Aerosol Science*, 2004, 35(1): 21~32
- 16 Stapleton KW, Guentsch E, Hoskinson MK, et al. On the suitability of $k-\varepsilon$ turbulence modeling for aerosol deposition in the mouth and throat: a comparison with experiment. *Aerosol Science*, 2000, 31(6): 739~749
- 17 Matia EA, Finlay WH, Lang CF. Improved numerical simulation of aerosol deposition in an idealized mouth-throat. *Aerosol Science*, 2004, 35(1): 1~19
- 18 Matia EA, Dehaan WH, Finlay WH, et al. Simulation of particle deposition in an idealized mouth with different small diameter inlets. *Aerosol Science and Technology*, 2003, 37(11): 924~932
- 19 Jin HH, Fan JR, Zeng MJ, et al. Large eddy simulation of inhaled particle deposition within the human upper respiratory tract. *Aerosol Science and Technology*, 2007, 38(3): 257~268
- 20 胡桂林, 林江. 人体上呼吸道中呼吸气流特性的研究. 自然科学进展, 2008, 18(2): 225~229 (Hu Guilin, Lin Jiang. Study on the air movement during respiratory in human upper respiratory tract. *Progress in Natural Science*, 2008, 18(2): 225~229(in Chinese))
- 21 林江, 胡桂林, 曾敏捷等. 人体上呼吸道模型内气流和颗粒沉积的大涡模拟. 浙江大学学报 (工学版), 2007, 41(9): 1582~1586(Lin Jiang, Hu Guilin, Zeng Minjie, et al. Large eddy simulation of air flow and particle deposition in a human upper airway model. *Journal of Zhejiang University (Engineering Science)*, 2007, 41(9): 1582~1586(in Chinese))
- 22 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 初步实验研究. 实验流体力学, 2009, 23(4): 60~64 (Zhao Xiuguo, Xu Xixi, Tan Shulin, et al. PIV experiment of steady flow within the human upper respiratory tract. *Journal of Experiments in Fluid Mechanics*, 2009, 23(4): 60~64(in Chinese))
- 23 Stahlfhofen W, Gebhard J, Heyder J. Experimental determination of the regional deposition of aerosol particles in the human respiratory tract. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 1980, 41(6): 385~398
- 24 Stahlfhofen W, Gebhard J, Heyder J. Biological variability of regional deposition of aerosol particles in the human respiratory tract. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 1981, 42(5): 348~352
- 25 Ching Long Lin, Merryn H, Tawhai F, et al. Characteristics of the turbulent laryngeal jet and its effect on airflow in the human intra-thoracic airways. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 2007, 157(1): 295~309
- 26 陶祖莱. 生物流体力学. 北京: 科学出版社, 1984. 485~487 (Tao Zulai. *Biofluid Mechanics*. Beijing: Science Press, 1984. 485~487(in Chinese))
- 27 Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim CS. Gas-solid two-phase flow in a triple bifurcation lung airway model. *International Journal of Multiphase Flow*, 2002, 28(6): 1021~1046

(责任编辑: 刘俊丽)

NUMERICAL SIMULATION OF AIRFLOW MOVEMENT IN HUMAN MOUTH-THROAT MODEL DURING CYCLIC RESPIRATORY PATTERN

Xu Xinxi¹⁾ Zhao Xiuguo Tan Shulin Liu Yajun Gao Zhenhai

(*Institute of Medical Equipment, Academy of Military Medical Sciences, National Biological Protection Engineering Center, Tianjin 300161, China*)

Abstract The method of CFD was used to study airflow movement characteristics in human mouth-throat model. We investigated the airflow patterns in human mouth-throat model, and the effect of airflow movement on the wall of the mouth-throat model and the aerosols deposition were discussed. During the inhalation phase, the airflow separates gradually near the outer wall of the pharynx and near the outer wall for the upper part of the trachea downstream of the glottis with, and the features of the separation zone appearing is gradually formed. During the exhalation phase, the high velocity zone is created near the outer wall of pharynx and near the outer wall of the larynx. During the cyclic respiratory pattern, the high axial velocity zone and secondary flow are generated intermittently, eventually to induce the intermittent appearance of the high shearing strength stress zone appears intermittently. The direction of the shear stress acting on the wall vary varies periodically, which not only result in the increase of the probability of the wall strain and tissue injury, but also lead to aerosol deposition easily in these areas at the same time.

Key words mouth-throat model, cyclic respiratory, airflow movement, numerical simulation, particle image velocimetry

Received 7 August 2008, revised 31 March 2009.

1) E-mail: xuxx1@sohu.com