

文章编号: 1004-7220(2022)03-0454-06

基于逆向工程的人体气道重建及其流场分析

蒋迎蔡¹, 倪晓宇¹, 潘长网²

(1.南京林业大学 机械电子工程学院, 南京 210037; 2.南微医学科技股份有限公司, 南京 210032)

摘要:目的 针对老年人气管萎缩导致整体气道尺寸变小的情况,研究狭窄气道重建及不同呼吸状态下空气流场对气道的影响。**方法** 运用 Mimics 建立人体气道的三维模型,利用计算流体动力学方法对气道内的流场进行仿真,分析并比较不同呼吸状态下气管内壁压强及其气流的分布状态。**结果** 在不同呼吸状态下,气管内壁压强数值在主气管内壁相对均匀,但在支气管狭窄段的气流入口处出现明显下降,在最狭窄的区域附近达到负压。气流速度从气管管道中心向边界层递减,流速在狭窄处达到最大值。气流穿过狭窄区域后产生涡流,且入口流速越大,正压和负压压强越大,狭窄处压降越明显,涡流现象越明显。**结论** 气道狭窄区域因负压造成继续收缩,会导致病人呼吸困难,而涡流会使气管壁受到气动剪切应力的影响可能损伤气道壁黏膜。因此,了解萎缩狭窄气道内的压强分布及流速分布情况,可为此类病变气道的临床诊治提供参考依据。

关键词: 气管狭窄; 逆向工程; 计算流体动力学; 流场分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.03.011

Reconstruction and Flow Field Analysis of Human Airway Based on Reverse Engineering

JIANG Yingcai¹, NI Xiaoyu¹, PAN Changwang²

(1. School of Mechanical and Electronic Engineering, Nanjing Forestry University, Nanjing 210037, China;
2. Micro-Tech (Nanjing) Co., Ltd., Nanjing 210032, China)

Abstract; Objective In view of the situation that tracheal atrophy causes the overall airway size to become smaller in the elderly, effects of the airway wall surface on reconstruction of a narrow airway and the airflow field under different respiratory conditions were investigated. **Methods** A three-dimensional (3D) model of human airway was established by using Mimics, and flow field in the airway was simulated by computational fluid dynamics (CFD) method. The inner wall pressure and the distribution of airflow were analyzed and compared under different breathing states. **Results** Under different respiratory states, the pressure of endotracheal wall was relatively uniform in the endotracheal wall, but decreased significantly in air inlet of the bronchial stenosis segment, and reached negative pressure near the narrowest area. The airflow velocity decreased from the center of the pipe to the boundary layer, and the velocity reached the maximum at the narrow area. Vortex was generated when airflow passed through the narrow area, and the larger the inlet flow velocity was, the larger the positive pressure and negative pressure were, the more obvious the pressure drop at the narrow area was, and the more obvious the vortex phenomenon was. **Conclusions** The constriction of the airway stenosis area caused by negative pressure will lead to the patient's dyspnea, and the eddy current will cause the airway wall to be

收稿日期: 2021-06-03; 修回日期: 2021-08-02

基金项目: 江苏省六大人才高峰项目 (GDZB-040), 国家自然科学基金项目 (51005124)

通信作者: 倪晓宇, 教授, E-mail: xiaoyuni@njfu.edu.cn

affected by the aerodynamic shear stress and may damage the airway wall mucosa. Therefore, understanding of the pressure distribution and velocity distribution in the narrow airway can provide references for clinical diagnosis and treatment of such diseased airways.

Key words: tracheal stenosis; reverse engineering; computational fluid dynamics (CFD); flow field analysis

对于喷雾类型的药物,其喷雾粒子扩散到呼吸道内的任何位置必须通过系统的路径才能到达,有毒气体和溶胶亦是如此^[1]。从气管的几何形态和气管内的流场,可以分析出吸入的颗粒会在何处沉淀以及在何处浓度最大^[2]。

国内外专家对呼吸道内的流场开展了诸多研究。Kim 等^[3]使用粒子图像测速法 (particle image velocimetry, PIV) 对正常和异常鼻腔内的气流进行研究。卢虎等^[4]利用 Multiphysics 进行气道局部收缩时气体流动的数值模拟计算。苏英峰等对鼻腔呼吸及加温生物功能进行数值模拟和临床应用的研究^[5]。目前常见的人体呼吸道气流运动研究基本基于健康人体的 CT 数据,或者基于口腔至气管的简化模型^[6],在细节上存在严重的缺失。因此,研究结果与临床实际病例的分析结果吻合度不高^[7-9]。此外,目前针对已经萎缩并局部狭窄的人体气道进行气流与气道结构关系分析的研究鲜有报道,且主要偏向于单侧支气管狭窄,而非双侧狭窄^[10]。

压强变动是人体上呼吸道和气管内气流运动的显著特点^[6]。通过气管壁受到的压强可以判断气管的膨胀或收缩状态,这是呼吸道疾病临床决策的评估手段之一。呼吸道内部的流场特性与其结构紧密相关,建立真实的存在病变情况(气道萎缩狭窄)的人体上呼吸道模型,对于研究萎缩病变气道内的气流运动状况、理解临床药物气溶胶颗粒在病变气道内的沉积规律以及对药物治疗萎缩病变气道的治疗效果评价具有很大的价值,也能为适用于萎缩气管的气管支架设计与制造提供数据参考。

本文以真实的人体气管 CT 扫描数据为基础建立气道模型,并使用计算流体动力学 (computational fluid dynamics, CFD) 方法对包括主气管、左右主支气管加上小部分右肺上叶支气管在内的气道进行流体仿真,对比分析人体在多种活动状态下(如休息、静坐、轻体力活动、中体力活动、重体力活动等)的呼吸情况,以期更加系统地了解气道内壁压强分

布情况以及空气粒子流速的分布情况,并以此为依据对可能造成的人体气管损伤进行合理解释。

1 材料与方法

1.1 人体气道模型的建立

基于真实病例的 CT 扫描数据,建立病变情况下的人体上呼吸道的几何模型(见图 1)。该病例是 1 名女性患者,71 岁,气管整体有轻微萎缩,主气管处有部分塌陷。

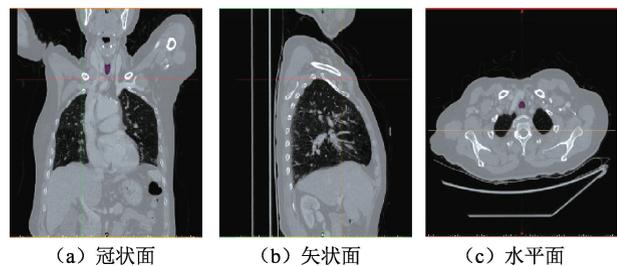


图 1 CT 影像

Fig.1 CT images (a) Coronal plane, (b) Sagittal plane, (c) Horizontal plane

将扫描数据导入 Mimics 中,对空气通道的部分进行阈值分割、区域增长,建立初步模型。再使用 Geomagic Studio, Solidworks 对模型进行修复以及出入口的切割。将建好的模型保存为 IGES 格式,导入 ANSYS workbench 的 CFD 模块中进行网格划分,最终得到的气道几何模型[见图 2(a)]。因为气道几何模型较为复杂,故采用更适合不规则模型的四面体网格来进行网格划分。为了提高计算效率,在网格划分时进行局部网格尺寸控制:即在气道狭窄区域,设置网格密度较大,而在气道非狭窄区域,设置网格密度较小。最终建立的气道有限元模型为非对称结构,在支气管和气管分叉部位还还原得更加细致准确,更接近于真实的人体上呼吸道[见图 2(b)]。

1.2 控制方程

人体吸入的空气属于牛顿流体,等温且不可压缩。在呼吸道内,空气的流动状态是低雷诺数的湍

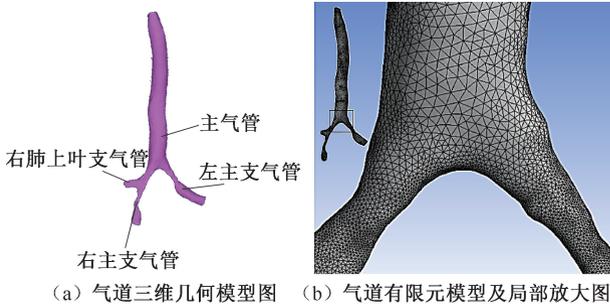


图2 气道模型

Fig.2 Airway model (a) Three-dimensional geometric model of airway, (b) Finite element model of airway and partial enlarged detail

流。由文献[11-12]获得实验模拟的控制方程,其包括连续性方程[式(1)]和动量方程[式(2)]。常用的湍流模型 CFD 都包含。根据气道内空气的具体流动情况,使用与低雷诺数湍流相对应的流动模型(标准 $k-\varepsilon$ 模型^[13]),由式(3)、(4)表达。

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

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

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

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

式中: u_i 代表速度的坐标分量($i=1,2,3$); ν 为运动黏度; ρ 为流体密度; P 为压力; G_k 表示由平均速度梯度影响而产生的湍流动能; G_ω 为产生的湍流耗散率; Γ_k 为 k 的有效扩散率; Γ_ω 为 ω 的有效扩散率; Y_k 为由于湍流的影响而产生的 k 的扩散率; Y_ω 为由于湍流的影响而产生的 ω 的扩散率; S_k 和 S_ω 为用户自定义源项。

1.3 边界条件设置

流体设置为 25 °C 空气。入口处以空气流速为边界条件,且入口处的速度方向都假定为垂直于模型入口处的切面。根据流量公式 $Q = Sv$ 可以计算出入口的流速。在 Mimics 中用测量工具测得入口处的切面面积 $S \approx 90 \text{ mm}^2$ 。根据研究调查显示,成年人在休息、坐、轻体力、中体力、重体力活动下的呼

吸速率倍数关系分别为 1.0、1.2、1.5、4.0、6.0。该病例为 71 岁的女性患者,故参照北京市居民呼吸速率参数表,其休息状态下的呼吸流量可以取 4.91 L/min,进而算得休息状态下的入口流速为 0.9 m/s^[14]。入口处的流速设置为 5 种速度,分别为 0.9 m/s(休息状态)、1.08 m/s(静坐状态)、1.35 m/s(轻体力状态)、3.6 m/s(中体力状态)、5.4 m/s(重体力状态)。出口处设置相对压强为 0 Pa,压强相对标准为 101.325 kPa。呼吸道的壁面采用无滑移的刚性壁面,不考虑弹性的影响。

2 计算结果

2.1 气道内壁压强分析

在不同入口流速条件下,气道内壁出现正负压强,正负压最大值见表 1,变化趋势如图 3 所示。随着入口速度的增大,最大正压和最大负压都会增加。当入口流速从 0.90 m/s 增大 6 倍达到 5.4 m/s 时,最大正压从 12.830 Pa 增加到 251.542 Pa,增大约 20 倍;而负压最大值从 5.940 Pa 增加到 341.908 Pa,增大约 74 倍。压强最值随入口流速的变化情况并不成正比关系,且正压和负压的变化率数值也相差较大,这与气道形态和狭窄情况有很大关系。

表 1 气道内壁压强最值

Tab.1 Maximum and minimum pressure on inner wall of the airway

| 入口流速/($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) | 最大压强/Pa | 最小压强/Pa |
|---|---------|----------|
| 0.90 | 12.830 | -5.940 |
| 1.08 | 17.397 | -9.384 |
| 1.35 | 25.140 | -15.482 |
| 3.60 | 127.343 | -141.035 |
| 5.40 | 251.542 | -341.908 |

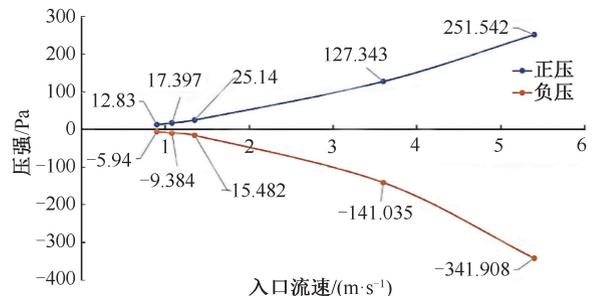


图3 气道内壁压强最值变化趋势

Fig.3 Change trend of the maximum and minimum pressure on inner wall of the airway

由人体休息状态下(即入口速度为 0.90 m/s)时气道内壁压强分布可见,最大压强(12.830 Pa)出现在入口附近,最小压强(-5.940 Pa)出现在左主支气管的最狭窄区域[见图 4(a)]。由狭窄位置的压强分布情况可见,左主支气管有狭窄,从主气管到左主支气管狭窄区域,压强逐渐变小,从正压 10.860 Pa 降低到 0 Pa 直至负压 -5.94 Pa 。通过最狭窄区域后,左主支气管内壁压强分布并不均匀,左侧大部分壁面压强回升至 -1.000 Pa ,而右侧小部分壁面压强回升至 2.952 Pa 。右主支气管的下一级分支也存在狭窄区域,其壁面压强变化情况与左主支气管狭窄区域基本一致,从 9.867 Pa 逐渐降低至 -0.012 Pa 左右。通过狭窄区域后,压强也有小幅回升[见图 4(b)]。

2.2 气流流速分析

图 5 为在不同入口流速条件下气道内的流场速度图。所有情况的共同点为:在气道入口处,流速大小都等于设置的入口条件,且方向都垂直于入口切面。随着气流的流动,流速降低,逐渐趋于稳定。越靠近气道边缘的气体粒子速度降低越明显。气流到达分岔口时发生分流,分别进入左、右

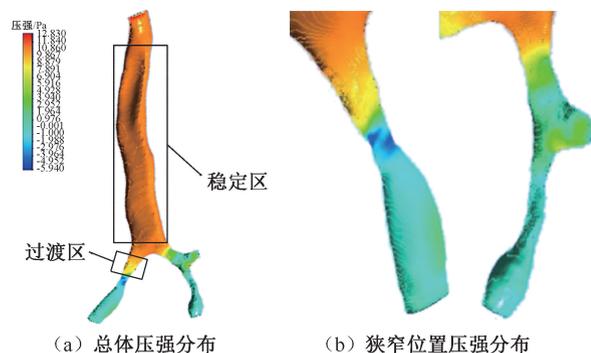


图 4 入口流速为 0.90 m/s 时气道内壁压强分布

Fig.4 Pressure distributions on inner wall of airway at inlet velocity of 0.90 m/s (a) Overall pressure distributions, (b) Pressure distributions in narrow position

主支气管,流速增加。在狭窄的区域,流速都达到最大值。在不同的入口条件下,流体通过狭窄处后都产生了涡流现象。不同之处在于:随着入口流速的增加,气道内各个位置的流速都相应增加,涡流的状态也有所不同。从图 5 可以看出,随着入口流速的增加,主气管内部气流出现扭转现象也越加明显,这可能与主气管局部塌陷有密切关系。

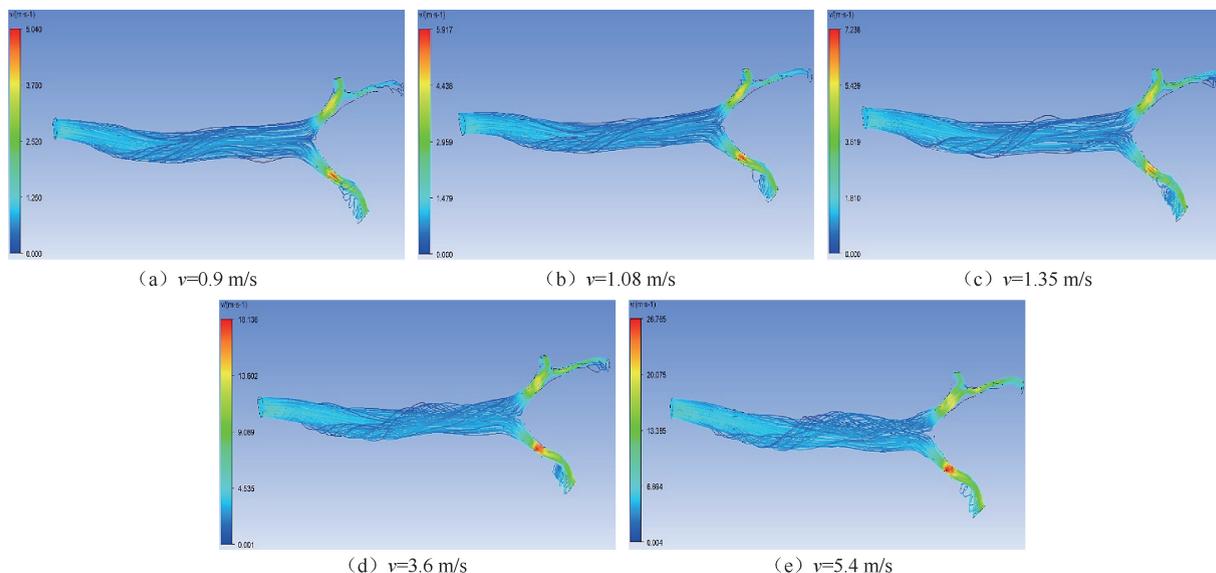


图 5 不同入口流速下气道内流场速度模拟图

Fig.5 Simulation of airway velocity at different inlet flow velocities (a) At velocity of 0.9 m/s , (b) At velocity of 1.08 m/s , (c) At velocity of 1.35 m/s , (d) At velocity of 3.6 m/s , (e) At velocity of 5.4 m/s

当入口速度为 0.90 m/s 时,气道内不同截面的速度分布情况见图 6。在主气管的截面 A-A 处,气

道中心的速度在 0.70 m/s 左右,边界层处的速度接近 0 m/s 。气流从主气管向支气管分流时,靠近两

支气管交点的位置速度较低,而远离交点的位置速度较高,如截面 B-B。在狭窄位置的截面 C-C、E-E 处,气道中心的速度分别约为 5.00、3.70 m/s,边界层处的速度都接近 0 m/s,速度同样由气道中心向边界层递减。涡流发生区的流速分布较为复杂,如截面 D-D、F-F、G-G。截面 D-D、G-G 上的流速分布基本是由一小块高速区域和一大块低速区域(包含高速区域)组合而成,而截面 F-F 处的流速分布由于右肺上叶支气管的分流产生了变化。

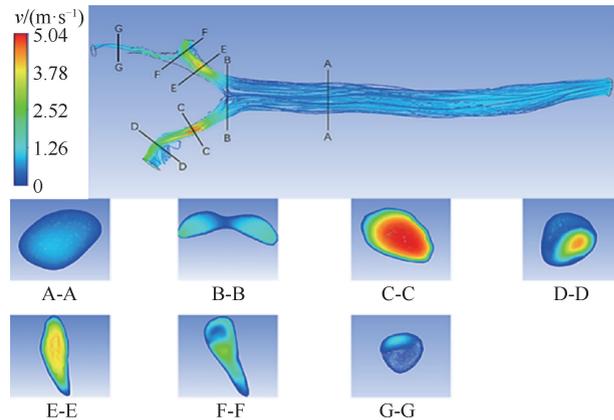


图6 流速为 0.9 m/s 时气道内不同截面速度分布图

Fig.6 Axial velocity distribution of different sections of airway at inlet flow velocity of 0.9 m/s

3 讨论

关于健康人体上呼吸道及前二级支气管内压力循环变动的研究表明,主气管-支气管冠状面压强总体分布较为均匀,基本无应力集中区域^[6,15]。但本文通过对萎缩狭窄病变气道流场分析发现,病变气道与健康气道在呼吸过程中,腔道内压强分布有着明显区别,即病变狭窄气道内的压强分布不均,且有明显的压力集中和负压现象。

从分析结果来看,压强的分布与变化规律和张科等^[10]报道的狭窄气管气流动力学研究结果一致。气道内壁的压强在主气管部分基本不发生变化,本文将此区域命名为稳定区,但从接近狭窄段区域开始压强明显降低,本文将压强从稳定开始变化到 0 Pa 的区域暂定为过渡区。提取休息状态下的气道狭窄位置分析,从左主支气管来看,稳定区的压强在 10.860 Pa 左右,在过渡区压强迅速下降至 0 Pa。压强为负压后仍然保持下降趋势,在最狭窄的位置

达到最小值。通过最窄的区域后,压强出现小幅回升。管道狭窄处气流加速,流体较为集中地垂直于狭窄处出口截面喷出,对出口附近的气道壁面产生冲击,从而使狭窄口远端的部分位置压强回复更加明显。右主支气管与左主支气管的变化情况相似,但是由于右肺上叶支气管的分流,其压强变化没有左主支气管明显。随着入口流速的增加,正压和负压都相应增大,压强变化率增加,且压强的变化不均匀。

压强变化也将导致气管形态的变化,正压区域管壁向外扩张,负压区域管壁向内收缩,加重气管的狭窄。同时,在双向压力的作用下,气管壁会受到剪切应力的影响。可见气管狭窄和压强变化是相互影响的,在气管狭窄-流速增加-压强降低-气道收缩-气管狭窄的恶性循环中,病人随时可能有窒息的风险。

从流速模拟结果来看,在正常区域,速度沿着气管方向呈均匀的流线。气流进入狭窄处流速逐渐增大,最窄处的流速达到最大值,这与壁面压强的分布情况相对应。由于流体黏度的影响,气道中心的流速较高,靠近边界层处的流速较低。狭窄段的截面流速分布也同样呈现中心高,边界低的规律。空气通过狭窄区域后,由于气道的突然扩张,开始出现气流分离现象,从而产生不同程度的涡流。涡流的流速情况较为混乱,其径向的速度分量会对气道内壁产生气动剪切应力,易对气道内壁黏膜造成损伤^[16]。

本文研究结果针对气管萎缩病人,为呼吸道狭窄的临床治疗提供了一种客观的评估手段,为气管支架的研发提供参考数据,便于医生进行及时治疗,避免恶性循环。但由于有限元仿真中未考虑真实气管的材料特性,仿真结果会有一些的误差。此外,人体呼吸的个体差异,以及外界环境等刺激、生物体本身的调节机制等也会对结果造成影响。这些局限性将在今后的研究中通过实验进行合理验证。

4 结论

本文根据 1 例气管萎缩狭窄病人的气道 CT 扫描数据建立气道三维模型,运用 CFD 方法分析气道内壁压强以及流速的分布情况,比较该类病例在不

同活动状态下的流体仿真结果;并讨论在气管狭窄情况下压强和流速分布对人体造成的危害,为呼吸道疾病的临床治疗提供参考。研究表明,狭窄处由于流速增大产生明显的压降。从主气管到狭窄处,壁面受到的压力从正值变成负值,导致狭窄处受到负压的气道壁向内收缩而受到正压的气道壁向外扩张。如此恶性循环,气管狭窄的症状会越来越重,从而增加病人窒息的风险。流速在狭窄处达到最大值,且从截面上看,气流速度从气道中心向边界层递减,在狭窄位置也呈现同样的规律。通过狭窄位置后,气流分离,出现涡流现象。涡流对管壁施加气动剪切应力,长期下去会造成内壁黏膜损伤。人的活动状态越强,以上提到的危害越大。本文的工作将有利于对存在病变情况下人体上呼吸道解剖结构与外界环境改变相互作用的探讨,可以找出不同运动状态下气流流动与病变气道结构之间的关系,为临床对于上呼吸道萎缩和狭窄病变下的治疗量化分析提供有价值的参考。

参考文献:

- [1] WANG CY, BASSINGTHWAIGHTE JB, WEISSMAN LJJM, *et al.* Bifurcating distributive system using Monte Carlo method [J]. *Math Comput Model*, 1992, 16 (3): 91.
- [2] 徐新喜, 赵秀国, 谭树林, 等. 人体上呼吸道内气流运动特性的数值模拟分析[J]. *计算力学学报*, 2010, 27(5): 881-886.
- [3] KIM SK, JRJJOV H. An investigation on airflow in pathological nasal airway by PIV [J]. *J Visual*, 2004, 7 (4): 341-348.
- [4] 卢虎, 李晓芳, 邓林红. 人体下呼吸道有限元模型及其对气道局部收缩时气体流动的数值模拟计算和分析研究[C]//全国生物流变学学术会议. 成都: [s.n.], 2012.
- [5] 苏英锋. 鼻腔呼吸及加温生物功能数值模型和临床应用研究[D]. 大连:大连理工大学, 2018.
- [6] 邓娟, 刘帅, 李福生, 等. 人体上呼吸道内压力循环变动的流场特性仿真研究[J]. *国际生物医学工程杂志*, 2018, 41 (1): 63-71.
- [7] ERTBRUGGEN C, HIRSCH C, PAIVA M. Anatomically based three-dimensional model of airways to simulate flow and particle transport using computational fluid dynamics [J]. *J Appl Physiol*, 2005, 98(3): 970-980.
- [8] HORSFIELD K, DART G, OLSON D, *et al.* Models of the human bronchial tree [J]. *J Appl Physiol*, 1971, 31(2): 207-217.
- [9] NOWAK N, KAKADE P, ANNAPRAGADA AV. Computational fluid dynamics simulation of airflow and aerosol deposition in human lungs [J]. *Ann Biomed Eng*, 2003, 31(4): 374-390.
- [10] 张科, 魏宁, 徐浩, 等. 气管狭窄及支架植入术后有限元模型的建立及气流动力学研究初探[J]. *中华放射学杂志*, 2014, 48(10): 865-866.
- [11] ZHANG Z, CJIJOH K, TRANSFER M. Species heat and mass transfer in a human upper airway model [J]. *Int J Heat Mass Transfer*, 2003, 46(25): 4755-4768.
- [12] 朱章钰. 扩缩型微通道内流体流动及传热特性数值分析[J]. *低温与超导*, 2021, 49(7): 59-66.
- [13] 李争华. 基于计算流体动力学的人体气道内空气流动研究[D]. 沈阳:东北大学, 2014.
- [14] 王春梅. 基于夏季活动强度模式的北京市居民呼吸速率参数研究[J]. *环境与健康杂志*, 2020, 37(2): 143-147.
- [15] 王莹, 孙秀珍, 刘迎曦, 等. OSAHS患者与正常人上呼吸道流场特性比较[J]. *大连理工大学学报*, 2009, 49(4): 476-481.
- [16] LIN CL, TAWHAI MH, MCLENNAN G, *et al.* Characteristics of the turbulent laryngeal jet and its effect on airflow in the human intra-thoracic airways [J]. *Resp Physiol Neurobi*, 2007, 157(2-3): 295-309.