

# 急性呼吸窘迫综合征患者下呼吸道内气流运动特性

刘丽娟<sup>1</sup>, 索文超<sup>2</sup>

(1. 首都医科大学附属北京电力医院 呼吸内科, 北京 100073; 2. 陆军航空兵学院 航空机械工程系, 北京 101123)

**摘要:**目的 应用计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)技术对急性呼吸窘迫综合征(acute respiratory distress syndrome, ARDS)患者不同程度呼吸窘迫状态下呼吸道内气流运动特性进行模拟研究。方法 基于 CT 影像数据建立真实健康人体下呼吸道三维模型。采用标准  $k-\varepsilon$  湍流模型对下呼吸道内的气体流动进行数值模拟, 分析下呼吸道内气流的速度、流量、压力以及壁面剪切应力等参数分布特点。结果 拟合下呼吸道空气流动阻力与呼吸强度的函数关系; 得到下呼吸道内空气流速、压力、壁面剪切应力的分布特点以及空气流量在各肺及各叶支气管的分配情况。结论 通过 CFD 模拟分析可以获得更为详细的下呼吸道流场相关数据, 为 ARDS 患者的临床治疗提供理论依据。

**关键词:**急性呼吸窘迫综合征; 下呼吸道; 计算流体力学; 气流; 数值模拟

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2019.05.002

## Characteristics of Airflow in Lower Respiratory Tract of ARDS Patients

LIU Lijuan<sup>1</sup>, SUO Wenchao<sup>2</sup>

(1. Department of Respiratory Medicine, Beijing Electric Power Hospital Affiliated to Capital Medical University, Beijing 100073, China; 2. Department of Aeronautical Mechanical Engineering, Army Aviation Institute, Beijing 101123, China)

**Abstract: Objective** To study the airflow characteristics in lower respiratory tract of acute respiratory distress syndrome (ARDS) patients with different degrees of respiratory distress by using computational fluid dynamics (CFD) technology. **Methods** Three-dimensional model of lower respiratory tract from a healthy subject was established based on CT image data. Standard  $k-\varepsilon$  turbulence model was used to simulate the airflow in lower respiratory tract, and the distribution characteristics of air velocity, airflow rate, air pressure and wall shear stress (WSS) in lower respiratory tract were analyzed. **Results** The function relationship between the pressure drop of airflow in lower respiratory tract and the respiratory intensity was fitted. The distribution characteristics of air velocity, air pressure and WSS in lower respiratory tract were obtained, and the airflow distributions in the lungs and the bronchi of each lobe were also obtained. **Conclusions** More detailed data of lower respiratory airflow field can be obtained by CFD simulation analysis, which provides the theoretical basis for clinical treatment of ARDS patients.

**Key words:** acute respiratory distress syndrome (ARDS); lower respiratory tract; computational fluid dynamics (CFD); airflow; numerical simulation

计算流体动力学 (computational fluid dynamics, CFD) 是流体力学的一个分支, 它通过计算机数值计算和图形显示的方法, 在时间和空间上定量描述流场的数值解, 从而达到研究物理问题的目的。由于呼吸系统结构复杂, 其病理过程更是难以进行人工监测, 故应用 CFD 技术研究呼吸系统疾病已成为一种重要的手段<sup>[1]</sup>。下呼吸道 (尤其是肺部) 的结构更加复杂, 针对下呼吸道的 CFD 研究主要集中于气管、主支气管和段支气管内的气流流动情况, 例如针对哮喘<sup>[2-4]</sup>、慢性肺部阻塞性疾病 (chronic obstructive pulmonary disease, COPD)<sup>[5-10]</sup>、呼吸道内颗粒沉积<sup>[2, 8-11]</sup> 以及高频通气<sup>[12-13]</sup>、无心跳供体肺通气<sup>[14]</sup> 等方面开展研究。

急性呼吸窘迫综合征 (acute respiratory distress syndrome, ARDS) 是指由各种肺内和肺外致病因素所导致的急性弥漫性肺损伤和进而发展的急性呼吸衰竭。其最主要且最早出现的临床症状为呼吸窘迫, 表现为呼吸深快、费力, 患者常感到胸廓紧束、严重憋气。本文应用 CFD 技术对 ARDS 患者下呼吸道的气流组织形式进行仿真, 模拟不同程度呼吸窘迫状态, 研究气体在气道内的速度分布、壁面压力及剪切应力等参数变化, 进一步了解早期 ARDS 患者气道内状态, 为今后的呼吸治疗 (如何避免过度通气、减轻气压伤等) 提供理论依据。研究结果对于深入理解 ARDS 发生发展的生理和病理基础意义重大。

## 1 模型建立

为提高模型的真实性和准确性, 利用三维重建技术对某健康成人的 CT 图像进行分割提取, 基于三维直角坐标建立真实下呼吸道三维模型, 并假定如下: ① 流动为稳态流动, 下呼吸道入口处空气速度均匀分布; ② 下呼吸道材质均匀, 其各部分的物理性质相同; ③ 忽略下呼吸道内软骨环和黏液对气体流动的影响; ④ 壁面为刚性壁面, 忽略下呼吸道壁面的弹性变形对气体流动的影响; ⑤ 空气为不可压缩气体, 物性参数为常数。

由于呼吸道结构的复杂性, 有可能在更低雷诺数的情况下形成湍流, 且从生理学角度考虑, 湍流的存在可增强气流与黏膜边界层的接触, 提高气道对空气的加温、加湿以及净化等功效<sup>[1]</sup>。因此, 本

文设置下呼吸道内空气流动为湍流, 采用应用广泛且稳定、精度合理的标准  $k-\varepsilon$  湍流模型求解。计算基于空气流动的质量守恒方程、动量守恒方程及标准  $k-\varepsilon$  湍流模型建立控制方程。由于标准  $k-\varepsilon$  湍流模型针对充分发展的湍流才有效, 故采用壁面函数法解决这一问题。

采用速度入口和压力出口边界条件, 出口相对压力设置为 0; 下呼吸道壁面采用无滑移壁面边界条件。下呼吸道内部采用四面体网格进行离散, 综合考虑计算精度及计算时间等影响因素, 最终划分网格单元数为 2 091 748 个。

采用 CFD 仿真软件 Fluent 进行计算。该软件具有广泛的物理模型, 由于采用了多种求解方法和多重网格加速收敛技术, 故能够达到最佳的收敛速度和求解精度。计算采用基于压力耦合式求解器进行 CFD 求解。该算法以耦合方式求解动量方程和基于压力的连续性方程, 其内存使用量约为分离式求解器的 1.5~2 倍; 由于以耦合方式求解, 故其收敛速度能够提高 5~10 倍。控制方程的离散格式为二阶迎风格式。

## 2 计算分析

### 2.1 对比方案

由于 ARDS 患者早期出现呼吸深快、费力等症状, 以 1 名健康成人下呼吸道为基础模型, 假设健康、中度呼吸窘迫和重度呼吸窘迫 3 种状态下的潮气量分别为 0.5、1.0 和 1.2 L, 呼吸频率分别为 15、30 和 50 次/min, 分别针对 3 种状态下的吸气情况进行模拟对比分析。研究的 3 种状态针对同一模型进行, 模型基础一致, 具有可比性。研究过程忽略个体差异可能带来的影响。

为简化计算, 假设吸气阶段为匀速进气。根据潮气量、呼吸频率、下呼吸道入口截面面积即可求出入口速度, 作为边界条件求解。3 种状态下入口速度分别为 1.069、4.278 和 8.556 m/s。

### 2.2 气道阻力分析

按照肺的结构, 左肺分为上、下叶两个区, 右肺分为上、中和下叶 3 个区。为研究气道内不同位置压力变化情况, 在气道不同位置处做横截面, 分区及截面位置如图 1 所示。

根据不同位置的截面, 可以将整个下呼吸道分

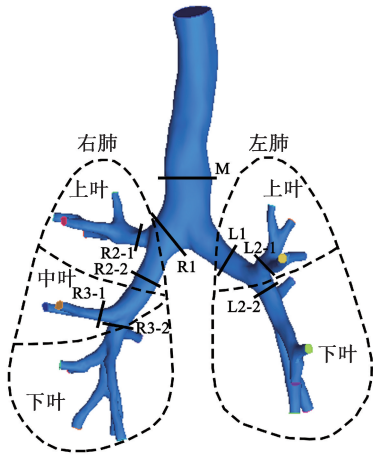


图1 下呼吸道结构及各截面位置示意图  
Fig.1 Schematic diagram of lower respiratory tract structure and cross sections

为若干段,以每段呼吸道的入口与其出口压力(多个出口则取其平均压力)之差作为该段呼吸道的空气流动阻力。通过对比3种状态下空气流动阻力的变化,找出阻力变化明显部位。

设置下呼吸道总入口处至M截面段呼吸道的空气流动阻力为 $\Delta p_{M1}$ ,M截面至R1和L1截面段呼吸道的空气流动阻力为 $\Delta p_{M2}$ 。左肺L1截面至L2-1和L2-2截面段呼吸道的空气流动阻力为 $\Delta p_{L1}$ ,L2-1和L2-2截面之后呼吸道的空气流动阻力分别为 $\Delta p_{L2-1}$ 和 $\Delta p_{L2-2}$ 。右肺R1截面至R2-1和R2-2截面段呼吸道的空气流动阻力为 $\Delta p_{R1}$ ,R2-1截面之后呼吸道的空气流动阻力为 $\Delta p_{R2-1}$ ,R2-2截面至R3-1和R3-2截面段呼吸道的空气流动阻力为 $\Delta p_{R2-2}$ ,R3-1和R3-2截面之后呼吸道的空气流动阻力分别为 $\Delta p_{R3-1}$ 和 $\Delta p_{R3-2}$ 。

对比3种状态下各段呼吸道空气流动阻力曲线可知,阻力变化最为明显的为 $\Delta p_{R1}$ ,此段呼吸道在3种状态下的空气流动阻力均为最高,且变化最为显著,故需要重点关注。 $\Delta p_{R2-1}$ 在3种状态下变化的显著程度次之。另外, $\Delta p_{R2-2}$ 为负值,表明其入口R2-2截面处的压力要小于R3-1和R3-2截面处压力。经分析,R2-2截面所在分支有一段收缩变窄处,导致空气流过此处时速度增大,从而压力下降,这也解释了紧邻该段呼吸道的上一级呼吸道,即右肺R1截面至R2-1和R2-2截面段呼吸道空气流动阻力最高的原因。随着其下游呼吸道变宽,空气流

速变缓,导致R3-1和R3-2截面处空气压力上升,故此段入口与出口压力之差为负值(见图2)。

综上所述,在下呼吸道各支气管中,右肺上叶支气管空气流动阻力相对较大。此外,下呼吸道内径的变化对气道阻力影响较为明显。随着下呼吸道的收缩,气道阻力增大;反之,气道阻力减小。

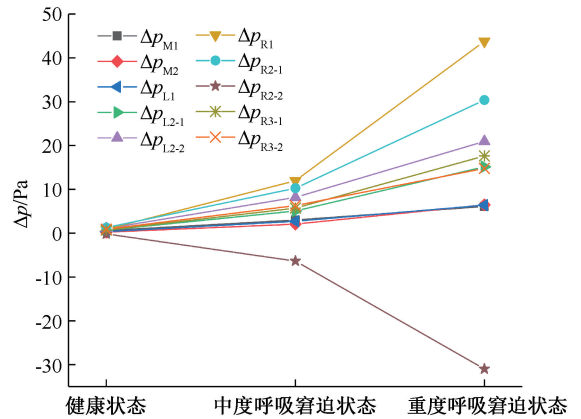


图2 各段支气管空气流动阻力对比曲线  
Fig.2 Comparison of airflow pressure drop in segmental bronchus

### 2.3 下呼吸道空气流动阻力预测

将下呼吸道入口压力与各出口平均压力之差作为下呼吸道空气流动阻力。

呼吸强度是反映ARDS病情程度的指标之一。为研究下呼吸道空气流动阻力随呼吸强度的变化趋势,人为设定多组不同的呼吸强度,针对不同呼吸强度时下呼吸道内的空气流动分别进行数值模拟。通过拟合分析,下呼吸道空气流动阻力与呼吸强度的关系式为:

$$\Delta p = a \cdot Q^b \quad (1)$$

式中: $a = 1.13 \times 10^{-3} \pm 2.8999 \times 10^{-5}$ ;  $b = 1.39227 \pm 3.48 \times 10^{-3}$ 。拟合曲线如图3(a)所示。采用平均压降系数来定量分析下呼吸道空气流动阻力,压降系数 $C_p$ 定义如下<sup>[14-15]</sup>:

$$C_p = \frac{p_{T,1} - p_{T,0}}{p_{D,1}} \quad (2)$$

式中: $p_{T,1}$ 、 $p_{T,0}$ 和 $p_{D,1}$ 分别为入口总压、出口总压和入口动压。

由于下呼吸道模型共有1个入口、23个出口,则对应有23个压降系数,平均压降系数为:

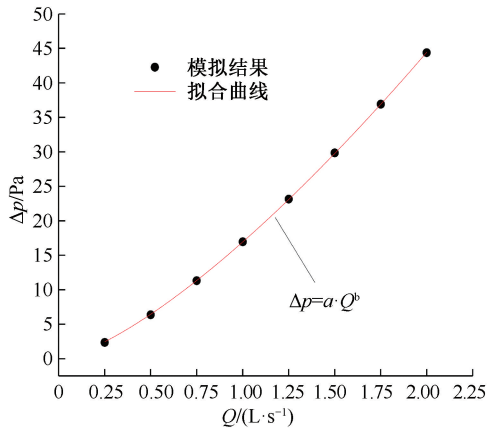
$$\bar{C}_p = \frac{1}{23} \sum_{i=1}^{23} C_{p,i} \quad (3)$$

根据上述不同呼吸强度求解出对应的雷诺数,由计算结果整理得出平均压降系数随雷诺数的变化关系。通过拟合分析,平均压降系数与雷诺数的关系

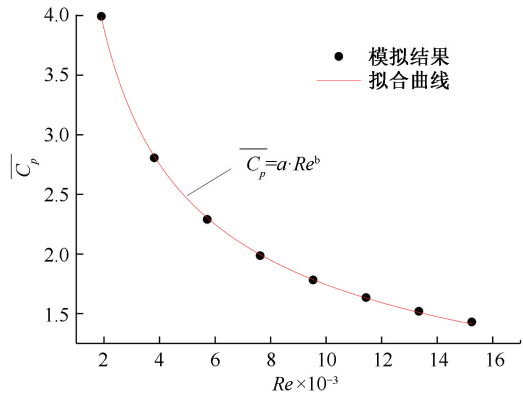
式为:

$$\bar{C}_p = a \cdot Re^b \quad (4)$$

式中:  $a = 171.862\ 54 \pm 3.829\ 6$ ;  $b = -0.498\ 46 \pm 2.65 \times 10^{-3}$ 。拟合数据与刘晶等<sup>[14]</sup>的模拟结果非常接近,拟合曲线如图 3(b)所示。



(a) 空气流动阻力与呼吸强度拟合曲线



(b) 平均压降系数与雷诺数拟合曲线

图 3 拟合曲线

Fig.3 Fitting curve (a) Fitting curve of airflow pressure drop with respiratory intensity, (b) Fitting curve of mean pressure drop coefficient with Reynolds number

## 2.4 下呼吸道压力分析

由 3 种状态下吸气时下呼吸道表面压力分布可知,随着呼吸强度的增大,气道内压力整体呈上升趋势。在压力分布上,以气道结构分叉处压力较

为集中,尤其是左、右支气管分叉处。此外,气道收缩处内部空气压力下降,气道扩张处内部空气压力上升(见图 4)。

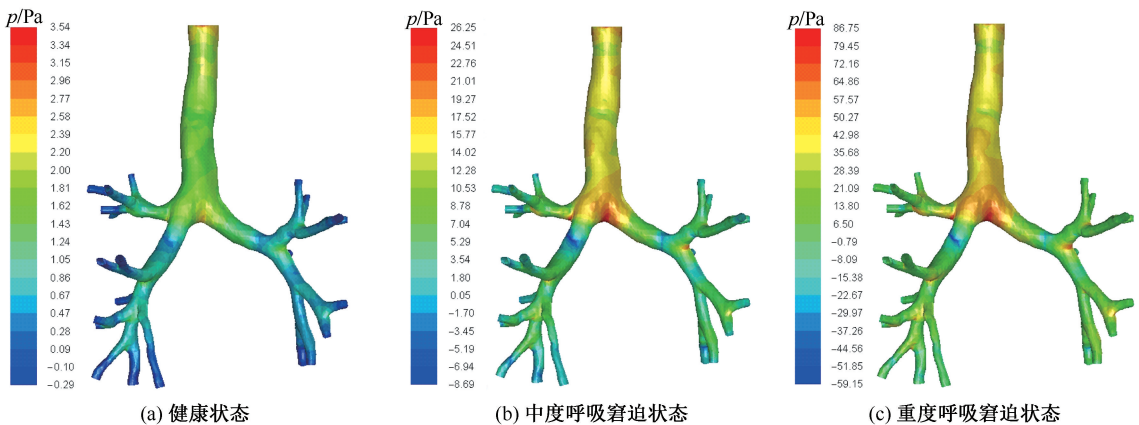


图 4 3 种状态下吸气时下呼吸道表面压力分布

Fig.4 Distribution of surface pressure during inspiration phase on lower respiratory tract in three conditions

(a) In healthy condition, (b) In moderate ARDS condition, (c) In severe ARDS condition

## 2.5 气道内空气速度分析

在整个下呼吸道内,分别在主气道、左右支气管共选取 9 处位置分别做横截面[见图 5(a)],由

3 种状态下截面位置处的速度分布可知:随着呼吸强度的增大,气道内的空气速度整体呈上升趋势。但是 3 种状态下气道内的速度分布趋势基本一致,

均呈现出空气速度在气道中心区域高、贴近壁面四周区域低的特点[见图5(b)~(d)]。同时,气道分叉会对于气流速度分布情况产生影响,本级气道横截面速度高的区域会偏向弯度较小、距离较近的下一级气道一方,例如:主气道截面中速度高区域偏

向距离其较近且弯度小的右支气管一方,即偏向右;且随着分叉的继续,影响也逐渐加剧,例如:左支气管处3个截面,随着气道的分叉,其速度较高的区域偏向其弯度小的下一级气道一侧的趋势越来越明显。

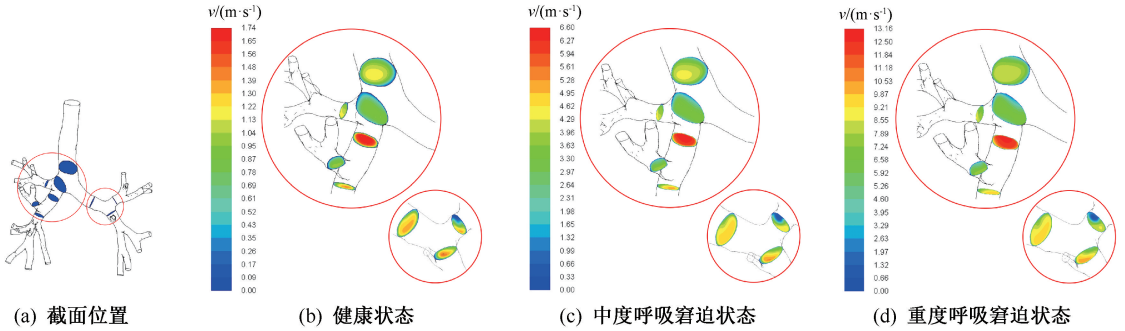


图5 截面位置示意图及3种状态吸气时截面速度分布图

Fig.5 Schematic diagram of cross section location and cross section velocity contours during inspiration phase in three conditions

(a) Cross section location, (b) In healthy condition, (c) In moderate ARDS condition, (d) In severe ARDS condition

由3种状态吸气时下呼吸道内空气流动迹线图可知,贴近下呼吸道壁面处的空气速度明显小于中心区域的空气速度(见图6)。同时,由于受气道直径变化、壁面凹凸情况以及气道分叉的影响,气流在气道内会发生旋转,形成不同方向的涡流,如各放大图中A区域左上气道和B区域上方气道内形成的气流沿径向旋转向前流动,随着呼吸强度增大,旋转趋势增大;A区域气道分叉处靠近下部的壁

面处,形成了沿轴向回转流动旋涡,随着呼吸强度增大,流动速度增大,使得旋涡逐渐削弱直至消失。

### 2.6 各气道空气流量分配

由健康、中度呼吸窘迫和重度呼吸窘迫3种状态下左、右肺及其各叶支气管空气流量分别占总流量的比例情况可知,由于两个肺的上叶支气管以及右肺中叶支气管弯度均较大,故气流更多流向于两肺的下叶支气管,尤其是右肺的下叶支气管。3种

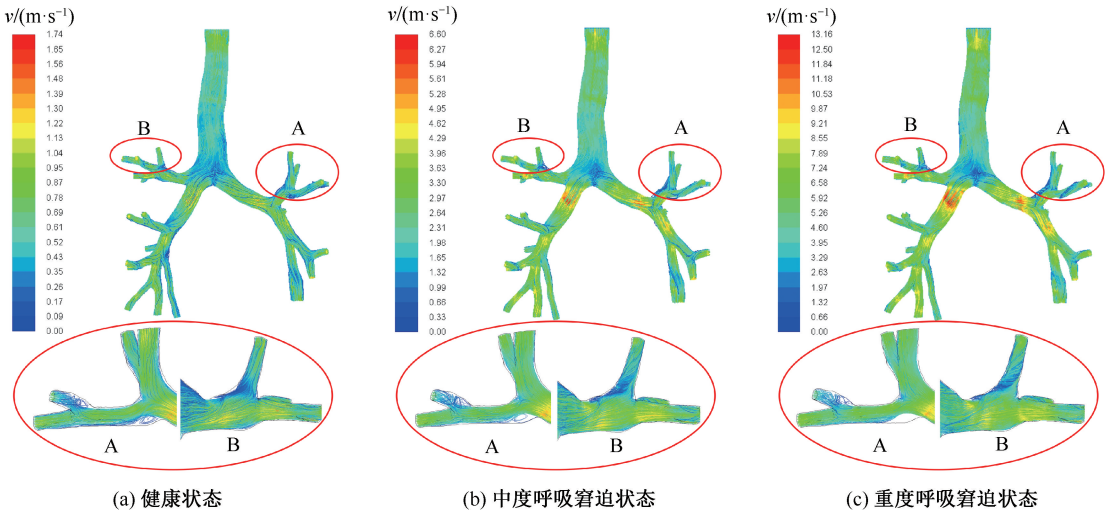


图6 3种状态吸气时下呼吸道内空气流动迹线图

Fig.6 Velocity streamlines during inspiration phase on lower respiratory tract in three conditions

(a) In health condition, (b) In moderate ARDS condition, (c) In severe ARDS condition

状态对于空气流量在各肺及其各叶支气管中的分配情况影响不大。具体到各叶来看,两个肺的上叶流量占比均随着总流量的增加而略有下降,其他叶支气管均略呈上升趋势(见表1)。

表1 左、右肺及各叶支气管空气流量分配情况

Tab.1 Airflow rate distribution in left/right lung and all lobe bronchi

名称	健康状态	中度呼吸窘迫状态	重度呼吸窘迫状态	%
左肺	41.50	41.07	41.18	
左肺上叶	14.82	13.80	13.52	
左肺下叶	26.68	27.27	27.67	
右肺	58.50	58.93	58.82	
右肺上叶	19.35	18.60	18.05	
右肺中叶	8.15	8.28	8.49	
右肺下叶	31.01	32.05	32.27	

为了比较呼吸强度对各肺及各叶支气管空气流量的影响情况,分别针对不同呼吸强度进行分析计算。由不同呼吸强度下左、右肺及其各叶支气管空气流量占下呼吸道总空气流量比例的变化情况可知,呼吸强度对空气流量在各肺及各叶支气管的分配略有影响。随着呼吸强度增大,左肺空气流量占比略有下降,到一定程度之后趋于平缓并略有回升;同样,右肺空气流量占比则反之,随着呼吸强度增大,其占比先是略有升高,到一定程度之后趋于平缓并略有下降。对于各肺叶支气管而言,无论左肺还是右肺,其上叶支气管流量占比均随着呼吸强度的增加而略有下降,而其他叶支气管则均略呈上

升趋势(见图7)。计算结果以及图7中相关数据的变化趋势与Luo等<sup>[16]</sup>的模拟结果十分接近。

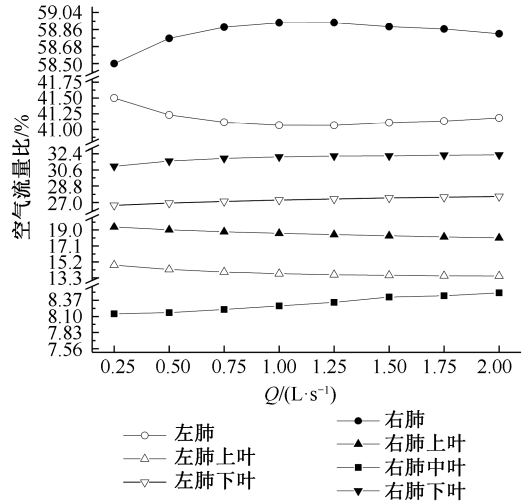
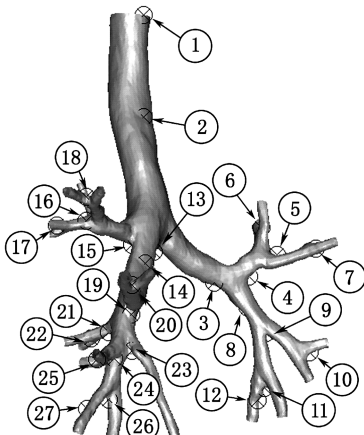


图7 左、右肺及各叶支气管空气流量比例变化

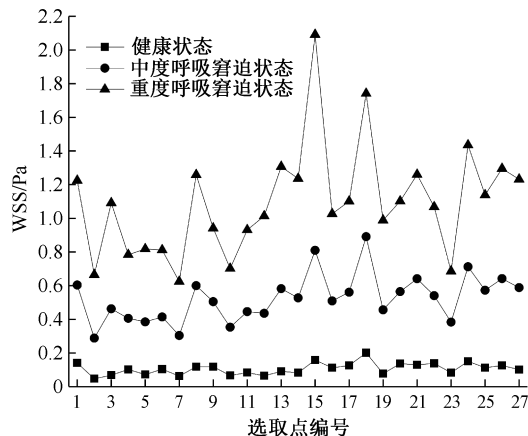
Fig.7 Variation of the airflow rate ratio in left/right lung and all lobe bronchi

## 2.7 气道壁面剪切应力分析

根据计算结果,3种状态下壁面剪切应力大小分布情况大致相似,应力高的区域均主要集中在分叉、大弯度以及表面凹凸不平位置。为了对比气道壁面剪切应力在3种状态下的变化情况,在下呼吸道壁面上应力相对较高的区域选取27个对比点作为代表[见图8(a)]。由3种状态下各选取点的壁面剪切应力分布可知,随着呼吸强度的增大,壁



(a) 对比点位置及编号



(b) 对比点壁面剪切应力

图8 对比点位置、编号示意图及壁面剪切应力

Fig.8 Schematic diagram of contrast point, its number, and wall shear stress (WSS) at different points

(a) Contrast point and its number, (b) Comparison of WSS at different points

面剪切应力均随之增大,且3条曲线变化趋势大致相当,其中位于右肺第1分叉处的点15增长最为显著,其次是点18、24,点13、26、8、14、21、27也均增长较大[见图8(b)]。由此可以看出,增长突出的点大部分集中于右肺,尤其是同时具有弯度较大、壁面不平、分叉等3个特点的位置,其壁面剪切应力受力最为明显。此外,健康状态下,下呼吸道壁面剪切应力分布相对均匀,曲线起伏较小,而随着呼吸强度的增大,中度呼吸窘迫状态时对应的曲线起伏变化逐渐明显,重度呼吸窘迫状态时对应的曲线起伏最为显著。因此,随着呼吸强度的增强,呼吸道壁面承受壁面剪切应力的不均匀性也随之加剧。

综上所述,下呼吸道的弯度、壁面光滑度以及分叉等因素是其壁面剪切应力的主要影响因素,当同时具有弯度较大、壁面不平、分叉等3个特点时,壁面剪切应力受力最为明显。此外,随着呼吸强度的增强,下呼吸道壁面承受壁面剪切应力的不均匀性也随之加剧,其中尤其以右肺变化最为明显。

### 3 结论

本文应用CFD技术对ARDS患者下呼吸道的气流组织形式进行模拟仿真,研究结果具有重要的临床指导意义。

(1) 呼吸力学改变是ARDS最基本的病理生理改变之一,ARDS患者机械通气治疗后可以获得整个气道的力学参数,但却不能得到气道某一段,甚至某一点的力学参数变化。通过CFD模拟分析,可以获得更为详细的数据,为临床治疗提供理论依据。

(2) 下呼吸道内径大小的变化对气道阻力的影响较为明显,随着气道内径的变小,其阻力变大,这一结论与临床相符。因此,在为ARDS患者进行机械通气时,为减小气道阻力,应尽可能选用管径较粗的气管插管。

(3) 气道阻力和呼吸强度的拟合关系可以使医生在ARDS机械通气之前,通过呼吸强度预测气道阻力大小,评估病情严重程度。

(4) 随着呼吸强度的增大,气道内压力和空气流速均呈明显上升趋势。这一结果表明,ARDS患者自主呼吸过强会导致气道内压力和流速明显上

升。尤其是在机械通气时,为防止呼吸机相关性肺损伤的发生,需维持平台压小于3 kPa、潮气量小于12 mL/kg,故给予适当的镇静和肌松治疗十分必要。

(5) 下呼吸道壁面剪切力的不均匀性随呼吸强度的增强而加剧,且右肺变化显著,说明患者自主呼吸越强,肺损伤的可能性越大。尤其在机械通气时,右肺发生气胸的可能性也越大,故保护性肺通气策略十分重要。

### 参考文献:

- [1] 刘丽娟, 索文超, 郑建红. 计算流体动力学技术在人体呼吸系统疾病研究中的应用[J]. 中国医学影像技术, 2015, 31(12): 1919-1922.
- [2] CHOI S, MIYAWAKI S, LIN CL. A feasible computational fluid dynamics study for relationships of structural and functional alterations with particle depositions in severe asthmatic lungs [J]. Comput Math Method M, 2018(1): 1-12.
- [3] VINCHURKAR S, BACKER LD, VOS W, *et al.* A case series on lung deposition analysis of inhaled medication using functional imaging based computational fluid dynamics in asthmatic patients: Effect of upper airway morphology and comparison with *in vivo* data [J]. Inhal Toxicol, 2012, 24(2): 81-88.
- [4] 赵友宏. 基于计算流体力学的一种新方法模拟真实人体内哮喘发作机理[D]. 重庆: 重庆大学, 2013.
- [5] 王畅. 基于CFD的COPD患者肺部气道内空气流动特性研究[D]. 沈阳: 东北大学, 2015.
- [6] PAZ C, SUÁREZ E, VENCE J. CFD transient simulation of the cough clearance process using an Eulerian wall film model [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016, 20(2): 142-152.
- [7] BACKER LA, VOS W, DE BJ, *et al.* The acute effect of budesonide/formoterol in COPD: A multi-slice computed tomography and lung function study [J]. Eur Respir J, 2012, 40(2): 298-305.
- [8] BACKER J, VOS W, VINCHURKAR S, *et al.* The effects of extrafine beclometasone/formoterol (BDP/F) on lung function, dyspnea, hyperinflation, and airway geometry in COPD patients: Novel insight using functional respiratory imaging [J]. J Aerosol Med Pulm Drug Deliv, 2015, 28(2): 88-99.
- [9] LALAS A, NOUSIAS S, KIKIDIS D, *et al.* Substance deposition assessment in obstructed pulmonary system through numerical characterization of airflow and inhaled particles attributes [J]. BMC Med Inform Decis Mak, 2017, 17(Suppl 3): 25-44.
- [10] CICILIANI AM, LANGGUTH P, WACHTEL H. *In vitro* dose

- comparison of Respimat<sup>®</sup> inhaler with dry powder inhalers for COPD maintenance therapy [J]. *Int J Chronic Obstr*, 2017, 12(S1): 1565-1577.
- [11] 于申, 王吉喆, 孙秀珍, 等. 呼吸道内颗粒物沉积的数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(3): 193-198.
- YU S, WANG JZ, SUN XZ, et al. Numerical analysis on deposition of particulate matters in respiratory tract [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(3): 193-198.
- [12] ALZHRANY M, BANERJEE A, SALZMAN G. The role of coupled resistance-compliance in upper tracheobronchial airways under high frequency oscillatory ventilation [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(12): 1593-1604.
- [13] 白苗苗, 袁越锦, 徐英英, 等. 高频通气模式下人体呼吸过程的 CFD 模型及模拟[J]. *陕西科技大学学报*, 2015, 33(4): 131-135.
- [14] 刘晶, 胥义, 刘道平, 等. 无心跳供体肺支气管内气体三维流动的数值模拟研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2014, 33(3): 320-328.
- [15] SLUTSKY AS, BERDINE GG, DRAZEN JM. Steady flow in a model of human central airways [J]. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 1980, 49(3): 417-423.
- [16] LUO HY, LIU Y. Modeling the bifurcating flow in a CT-scanned human lung airway [J]. *J Biomech*, 2008, 41(12): 2681-2688.

## · 致读者 ·

### 论文写作中的注意事项

论文的写作前言主要概述研究的背景、目的、研究思路、理论依据等。有些研究还应说明该研究开始的具体时间。前言必须开门见山、简要、清楚,切忌套话、空话、牵涉面过宽、详述历史过程或复习文献过多等。不要涉及本研究中的数据或结论。不要与摘要雷同。未经检索,前言中不可写“国内外未曾报道”等字样,也不可自我评价达到“xx 水平”或“填补 xx 空白”等。前言通常不需要标题。论著文稿的前言一般不超过 250 字;比较短的论文可以只用小段文字起前言作用。

方法主要介绍研究对象(人或实验动物,包括对照组)的选择及其基本情况,以及研究所采用的方法及观察指标。常用标题有“材料与方法”、“对象与方法”、“资料与方法”等。

临床研究需交代病例和对照者的来源、选择标准及研究对象的年龄、性别和其他重要特征等,并注明参与研究者是否知情同意。临床随机对照组研究应交代干预方法(随机方法)和所采用的盲法。实验研究需注明动物的名称、种系、等级、数量、来源、性别、年龄、体重、饲养条件和健康状况等。

个人创造的方法应详细说明“方法”的细节,以备他人重复。改进的方法应详述改进之外,并以引用文献的方式给出原方法的出处。原封不动地使用他人方法,应以引用文献的方式给出方法的出处,无须展开描述。

药品、试剂应使用化学名,并注明剂量、单位、纯度、批号、生产单位和生产时间。仪器、设备应注明名称、型号、规格、生产单位、精密度或误差范围。无须描述其工作原理。

统计学处理项应说明统计分析方法及其选择依据。

结果的叙述应客观真实、简洁明了、重点突出、层次分明、合乎逻辑,不应与讨论内容混淆。若文稿设有图表,则正文不需重述其全数据,只需摘述其主要发现或数据。若使用文字描述,内容冗长、繁琐、不易读懂,则应改用图或表来表达数据,以收到一目了然的效果。应认真核对正文和图表的数据,达到准确、统一。统计学分析应交代统计方法、统计值,仅有  $P$  值不能体现重要的定量信息。

讨论应着重讨论研究中的新发现及从中得出的结论、包括发现的意义及其限度,以及对进一步研究的启示。若不能导出结论,可以进行必要的讨论,提出建议、设想、改进的意见或待解决的问题。应将研究结果与其他有关的研究相联系,并将本研究的结论与目的相关联。不必重述已在前言和结果部分详述过的数据或资料。不要过多罗列文献。避免作不成熟的主观推断。讨论中一般不应设置图或表。