

CT 图像三维重构支气管内气体流动特性研究

党航宇¹, 胥义²

(上海理工大学生物系统热科学研究所, 上海 200082)
(Tel: 13917434302, Email: xuyi@usst.edu.cn)

摘要: 本文基于人体肺部 CT 图像三维重构支气管模型, 采用计算流体动力学 (CFD) 方法, 研究了被动呼吸过程中不同呼吸频率 (0.5Hz、0.25Hz 和 0.125Hz) 条件下支气管内不同区域的流动分布特点。研究表明: (1) 支气管不同区域截面中心线无量纲速度分布呈单峰型或类 M 峰型, 且随着呼吸频率的减小, 其最大无量纲速度逐渐增大; (2) 在被动呼吸过程中, 最小无量纲速度都出现在右肺中叶, 而最大无量纲速度出现在右肺下叶; (3) 支气管内的二次速度矢量分布十分复杂, 这不仅与支气管的不对称结构和分叉角度有关, 还与真实支气管不规则的几何形状有关; 这些研究结果对于无心跳供体肺原位低温通气保护时冷却工艺的优化具有重要指导意义。

关键词: 支气管; 三维重构; 无心跳供体; 被动呼吸; 数值模拟

Numerical Study of the airflow characteristics in a airway model reconstructed with CT image

Dang Hangyu Xu Yi

(Institute of Biothermal Science and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200082, China)

Abstract A real airway model was reconstructed based on human lung CT images. And the computational fluid dynamics (CFD) method was used to investigate the airflow characteristics inside the airway. Three respiratory frequencies (0.5Hz, 0.25Hz and 0.125Hz) were considered in a passive breathing process. The results show that: (1) The center line dimensionless velocity curves of the bronchial section are unimodal or bimodal, and the maximum dimensionless velocity rises with the decrease of respiratory frequency. (2) In the passive breathing process, the smallest dimensionless velocity appears in the middle lobe of the right lung, while the maximum appears in the lower lobe of the right lung. (3) The distribution of the secondary velocity vector in the airway is very complicated, which is related to not only the asymmetry structure and bifurcation angle of the airway, but also the irregular geometry of the airway. These results are beneficial to optimize the gas supply mode of hypothermic ventilation cooling NHBD lungs technique.

Keywords Airway; Three-dimensional reconstruction; Non-heart beating donor(NHBD); Passive breathing; Numerical simulation

0 前言

近年来, 无心跳供体(NHBD)肺被认为是临床肺移植供体的重要潜在来源^[1-3]。特别地, 诸多研究团队对热缺血期间的 NHBD 肺进行在体气管低温通气保护报以厚望 (即, 保持肺器官在体内的原来位置状态下进行机械通气降温保护)^[4-7]。这就需要低温气体在肺内部的传热传质机理有充分的认识, 才可以制定出合适的低温保护方案。

由于肺支气管气路结构的复杂性, 有关肺内气体流动的实验研究难度较大, 目前大多都是借助计算流体 (CFD) 技术, 探讨不同呼吸条件下固体颗粒物在人体呼吸系统内的传输和沉积机理, 主要用于评估呼吸系统药物喷雾治疗, 以及污染物和有毒气体的吸入对呼吸系统损害等方面^[8-11], 这些研究均是基于人体

*基金项目: 国家自然科学基金 (51576132)

作者简介: 党航宇, (1994-), 男, 研究生

正常“主动呼吸”过程^[12]。而对于 NHBD 肺而言，由于呼吸肌不再具有收缩和舒张功能，只能通过气管出口处形成正压（充气）和负压（抽气）来完成肺内气体交换，是一个典型的被动呼吸过程。其理论计算时所采用的初始条件和边界条件有着较大的区别，目前这方面的文献报道还不多。最近，本课题组^[13, 14]建立了 NHBD 肺原位通气的非对称结构光滑圆管模型，深入探讨了支气管内部三维流动特点，结果表明支气管的非对称结构必然导致支气管内存在复杂的二次流动结构，且在被动呼气和吸气过程中支气管内的流速分布和二次流分布均有较大的差别。但是，这些研究中的支气管模型大都基于 Horsfield 理想模型^[15]，并没有考虑支气管真实几何结构对流动的影响。临床的 CT 图像信息表明，人体真实气管树的分布以及形状并非理想的非对称光滑圆管结构，这必然会引起内部气体流动发生较大的变化。

鉴于此，本文拟根据成年人肺部 CT 图像三维重构信息得到真实的支气管模型，并借助数值模拟的方法研究 NHBD 肺“被动呼吸”过程中支气管内的流动分布情况，有望为探索临床 NHBD 供肺低温保存工艺提供理论依据。

1 计算方法

1.1 几何模型

支气管的原始 CT 数据图像来源于一名成年男性病人。使用 MIMICS 软件对 DICOM 格式的 CT 图片进行三维重构，最终得到支气管的几何模型如图 1 所示。将 STL 格式的支气管三维模型导入 ICEM CFD 18.0 软件，并进行网格划分。由于支气管模型较复杂，很难采用结构化网格对其进行网格划分，所以均采用非结构化四面体网格，网格数为 314155，节点数为 57295。为了便于对支气管不同区域的流动情况进行研究，根据肺叶的分布特点，选取 8 个截面（图中标号 1~8）分别进行描述和分析。

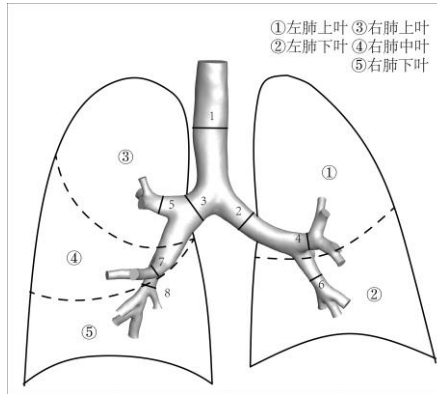


图 1 支气管三维重构模型及截面位置示意图。

1.2 控制方程

连续性方程：

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

式中， x 为轴向坐标； u 为轴向速度。

惯性坐标系下， i 方向的动量守恒方程：

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

式中， p 为静压； F_i 为体积力项； τ_{ij} 为应力张量，定义为

$$\tau_{ij} = \left[\mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right] - \frac{2}{3} \mu \frac{\partial u_l}{\partial x_l} \delta_{ij} \quad (3)$$

能量方程：

*基金项目： 国家自然科学基金（51576132）

作者简介：党航宇，（1994- ），男，研究生

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho E) + \frac{\partial}{\partial x_i} [u_i(\rho E + p)] = \frac{\partial}{\partial x_i} \left(k_{eff} \frac{\partial T}{\partial x_i} \right) - \sum_j h_j J_j + u_j(\tau_{ij})_{eff} + S_h \quad (4)$$

式中 k_{eff} 为有效导热系数； J_j 为组分 i, j 的扩散通量； $\sum_j h_j J_j$ 为组分扩散项； $u_j(\tau_{ij})_{eff}$ 为黏性耗散项； S_h 为其它体积热源项。

本文选用采用 $k-\varepsilon$ 模型求解湍流动能及其耗散方程，此模型对空气通道内的稳态或非稳态的充分发展湍流都很适用。

其中，湍流动能方程（ k 方程）形式如下：

$$\rho \frac{Dk}{Dt} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\mu_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_i} \right] + G_K + G_b - \rho \varepsilon - Y_M \quad (5)$$

耗散方程（ ε 方程）形式如下：

$$\rho \frac{D\varepsilon}{Dt} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\mu_k} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (6)$$

式中， G_k 表示由于平均速度梯度引起的湍动能产生； G_b 是由于浮力影响引起的湍动能产生； Y_M 为可压缩湍流脉动膨胀对总的耗散率的影响； μ_t 为黏性系数。

1.3 数值计算条件

采用计算流体动力学仿真软件 FLUENT 18 进行数值仿真计算。使用 SIMPLE 算法处理压力与速度的耦合，压力插值采用 Standard 形式，对能量方程、湍动能方程和湍动能耗散率方程均采用一阶迎风格式。

支气管入口流速 v 随时间的变化关系为

$$v = v_{max} \sin(2\pi ft) \quad (7)$$

其中， f 为通气频率，分别取 0.5 Hz、0.25 Hz、0.125 Hz； v_{max} 为入口最大流速，分别为 15.6 m/s、7.8 m/s、3.9 m/s； t 为通气时间（s）。

进口设为速度入口（吸气为正，呼气为负），出口为自由出口条件。同时假设支气管管壁刚性无滑移，也不考虑支气管再呼吸过程中的弹性形变。为了便于分析讨论，分别定义无量纲直径 \bar{D} 与无量纲速度 \bar{v} 如下：

$$\bar{D} = \frac{l}{D} \quad (8)$$

$$\bar{v} = \frac{v}{v_{max}} \quad (9)$$

其中 l 为当地长度， D 为截面直径， v 为当地速度， v_{max} 为入口最大流速。

2 结果

2.1 支气管树内总体流动情况

图 4 为截面 1 的中心线无量纲速度分布。吸气过程中的无量纲速度分布呈峰顶平缓的单峰型；随着呼吸频率从 0.5Hz 逐渐减小到 0.125Hz，其最大无量纲速度从 0.95 逐增大到 1.04；同时其靠近中心较为平缓的区域也在变小，表明吸气过程中截面 1 的高速区域会随着呼吸频率的逐渐减小而减小。呼气过程中的无量纲速度分布较为复杂，呈现类 M 峰型，左右侧各有一个峰顶；当呼吸频率减小到 0.125Hz 时，其最大无量纲速度增大为 1.05。

图 5 给出了截面 1 的二次速度矢量分布。很明显，在吸气过程中的二次速度矢量没有发生旋转，但是有向上方流动的趋势；当呼吸频率从 0.5Hz 逐渐减小到 0.125Hz 的过程中，其二次速度矢量几乎没有发生变化。而在呼气过程中，当呼吸频率为 0.5Hz 时，可以发现在中间靠右侧区域存在一个逆时针旋转的漩涡，

*基金项目： 国家自然科学基金（51576132）

作者简介：党航宇，（1994- ），男，研究生

表明这里存在明显的二次流现象；当呼吸频率逐渐减小的过程中，漩涡也在逐渐变小，并且其位置也在逐渐从中心向右侧边缘移动。因此在图 4 呼气过程中可以发现类 M 峰型的低谷区随着呼吸频率减小在右移。

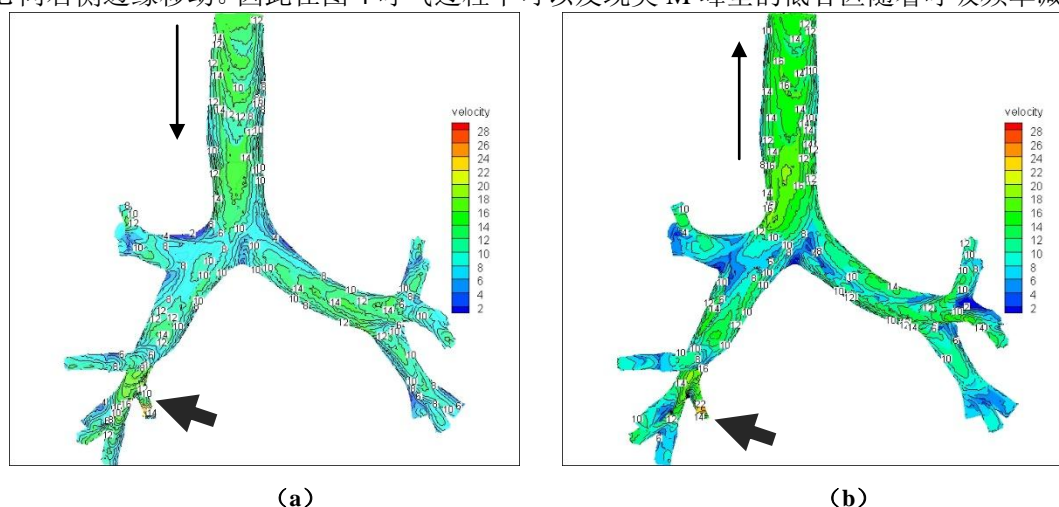


图 2 0.5Hz 时支气管整体速度分布云图。(a) 吸气过程；(b) 呼气过程。

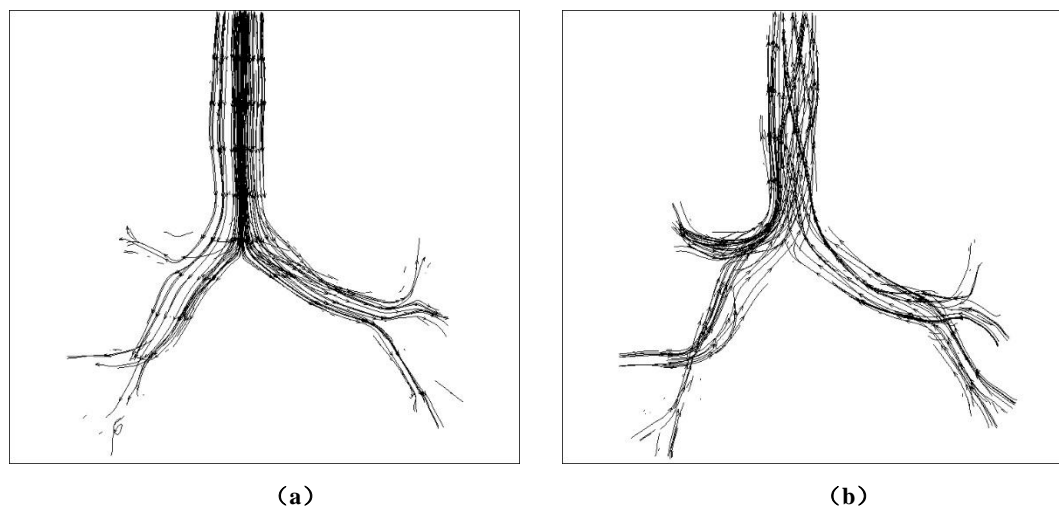


图 3 支气管内部流线分布图。(a) 吸气过程；(b) 呼气过程。

2.2 各级支气管流动情况

2.2.1 气管区域流动结构

图 4 为截面 1 的中心线无量纲速度分布。吸气过程中的无量纲速度分布呈峰顶平缓的单峰型；随着呼吸频率从 0.5Hz 逐渐减小到 0.125Hz，其最大无量纲速度从 0.95 逐增大到 1.04；同时其靠近中心较为平缓的区域也在变小，表明吸气过程中截面 1 的高速区域会随着呼吸频率的逐渐减小而减小。呼气过程中的无量纲速度分布较为复杂，呈现类 M 峰型，左右侧各有一个峰顶；当呼吸频率减小到 0.125Hz 时，其最大无量纲速度增大为 1.05。

图 5 给出了截面 1 的二次速度矢量分布。很明显，在吸气过程中的二次速度矢量没有发生旋转，但是有向上方流动的趋势；当呼吸频率从 0.5Hz 逐渐减小到 0.125Hz 的过程中，其二次速度矢量几乎没有发生变化。而在呼气过程中，当呼吸频率为 0.5Hz 时，可以发现在中间靠右侧区域存在一个逆时针旋转的漩涡，表明这里存在明显的二次流现象；当呼吸频率逐渐减小的过程中，漩涡也在逐渐变小，并且其位置也在逐渐从中心向右侧边缘移动。因此在图 4 呼气过程中可以发现类 M 峰型的低谷区随着呼吸频率减小在右移。

*基金项目： 国家自然科学基金 (51576132)

作者简介：党航宇，(1994-)，男，研究生

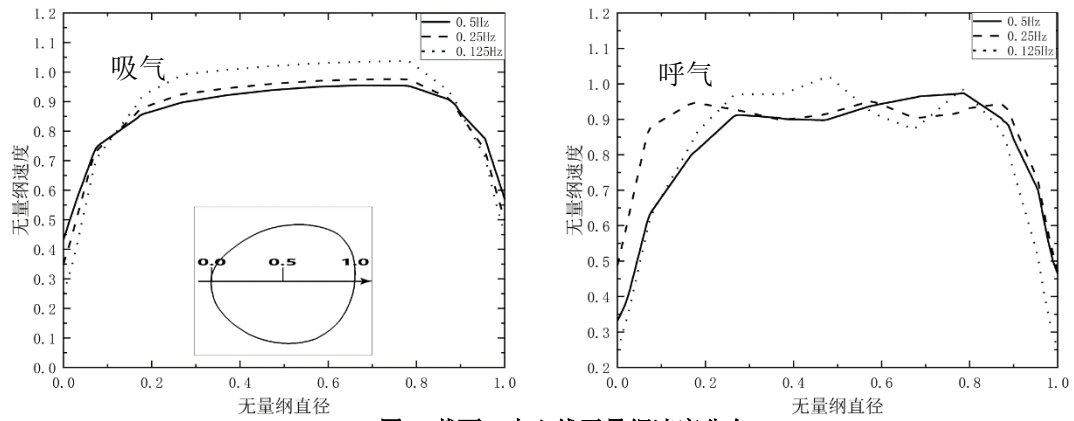


图4 截面1中心线无量纲速度分布

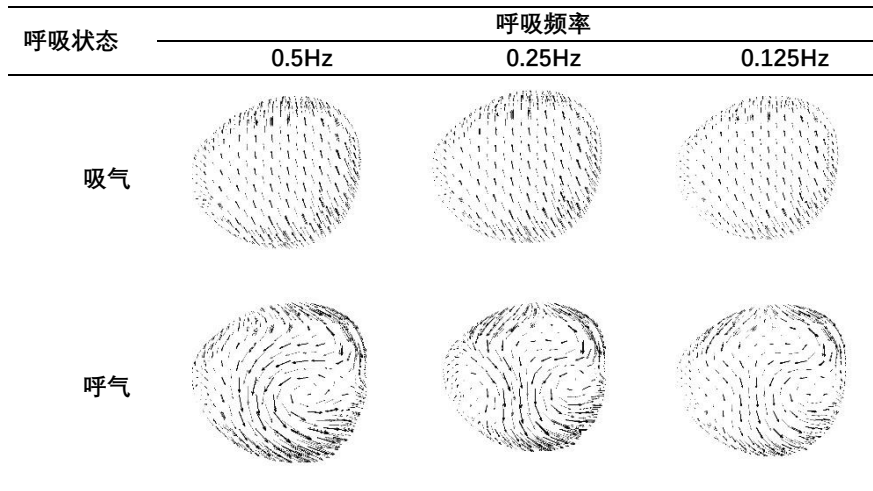


图5 截面1二次速度矢量分布

2.2.2 主支气管区域流动结构

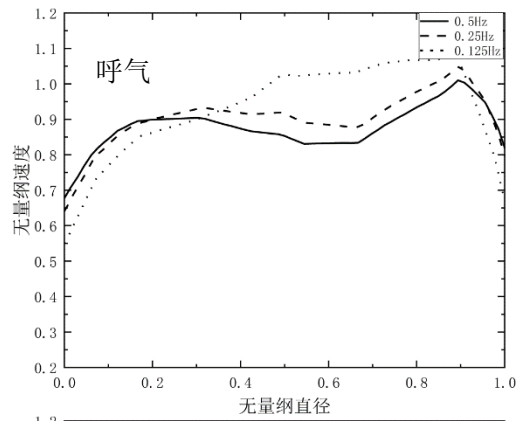
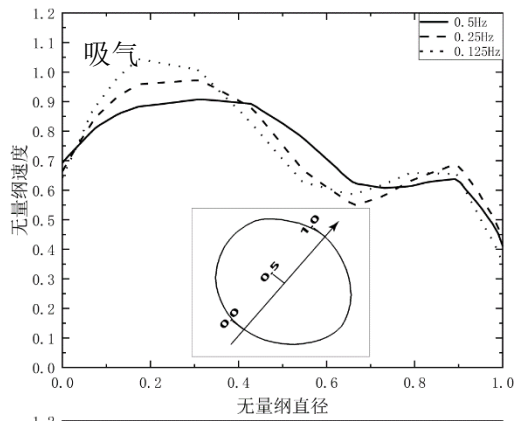
图6为左右主支气管区域截面2和3的中心线无量纲速度分布。很显然，除了截面3呼气过程中中心线无量纲速度分布呈单峰型外，其它的都为类M峰型。且呼气过程中截面2和3的峰型较吸气过程明显更加陡峭。整体上看，随着呼吸频率逐渐减小，最大无量纲速度会逐渐增大。呼吸频率为0.125Hz时，截面2吸气和呼气时的最大无量纲速度分别达到1.04和1.08，而截面3则均增大到0.97左右。

从图7中的二次速度矢量分布可以发现：位于左主支气管区域的截面2在吸气和呼气过程中二次速度矢量分布类似，都是在位于截面左上角区域存在一个漩涡。区别在于吸气时漩涡为顺时针而呼气时为逆时针。随着呼吸频率不断减小，漩涡也在逐渐减小。当呼吸频率为0.125Hz时可以发现呼气时的漩涡已经消失。截面3的二次速度矢量分布相比截面2明显更加复杂。吸气时截面3右上角存在一个逆时针的漩涡，且其大小在呼吸频率变化的过程中几乎没有变化。而在呼气过程中，在截面3的右下方存在一个不完整的逆时针旋转的漩涡。随着呼吸频率逐渐变小，漩涡变得越来越明显且向右上方进行移动。

*基金项目： 国家自然科学基金（51576132）

作者简介：党航宇，（1994- ），男，研究生

截面 2



截面 3

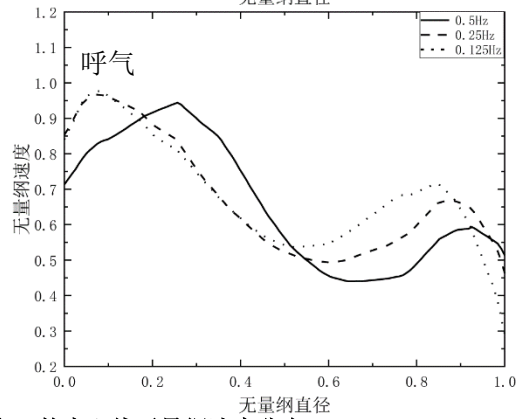
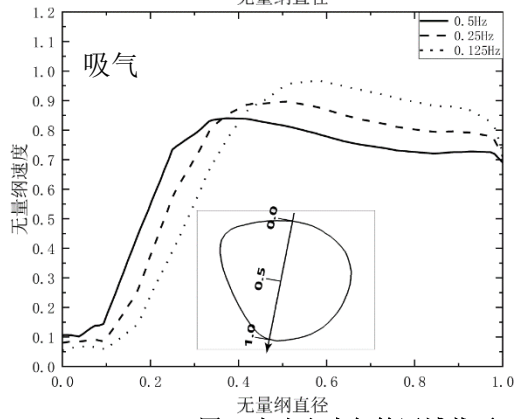


图 6 左右主支气管区域截面 2 和 3 的中心线无量纲速度分布

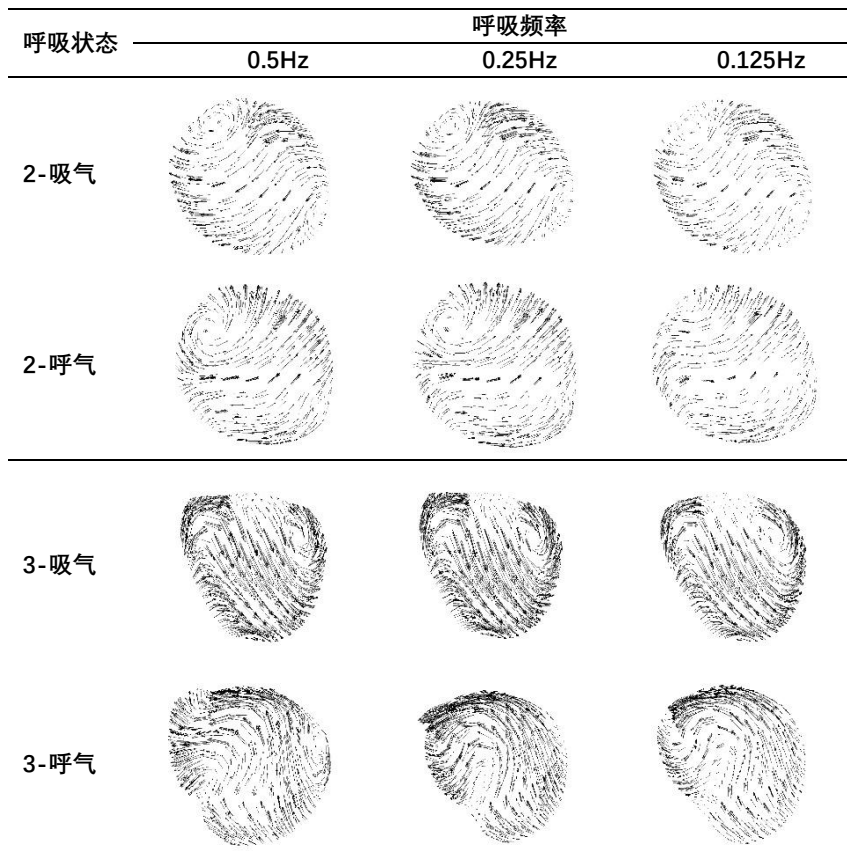


图 7 左右主支气管区域截面 2 和 3 二次速度矢量分布

*基金项目： 国家自然科学基金（51576132）

作者简介：党航宇，（1994- ），男，研究生

2.2.3 左肺上下叶支气管流动结构

图 8 所示为左肺上叶（截面 4）、下叶（截面 6）中心线无量纲速度分布。吸气和呼气过程，截面 4 和 6 的无量纲速度分布都是类似的。截面 4 为类 M 峰型，而截面 6 为单峰型，但是吸气过程相较呼气过程，截面 6 的峰型更加陡峭。同时，随着呼吸频率逐渐减小，两个截面的最大无量纲速度都在增大。在呼吸频率为 0.125Hz 时，吸气和呼气过程中截面 4 最大无量纲速度均增大到 0.95 左右，而在截面 6 则分别增大到 0.98 和 0.88。

从图 9 中的二次速度矢量分布可以发现：吸气过程中，左肺上叶截面 4 在右下方存在一个很小的逆时针旋转的漩涡，随着呼吸频率逐渐减小到 0.125Hz，漩涡几乎消失不见。而位于左肺下叶的截面 6，则在下方存在一个漩涡且随着呼吸频率减小而逐渐增大。在呼气过程中，截面 4 在右上方存在一个逆时针旋转的漩涡，而截面 6 则不存在漩涡，只有从右下方向左上方流动的趋势。

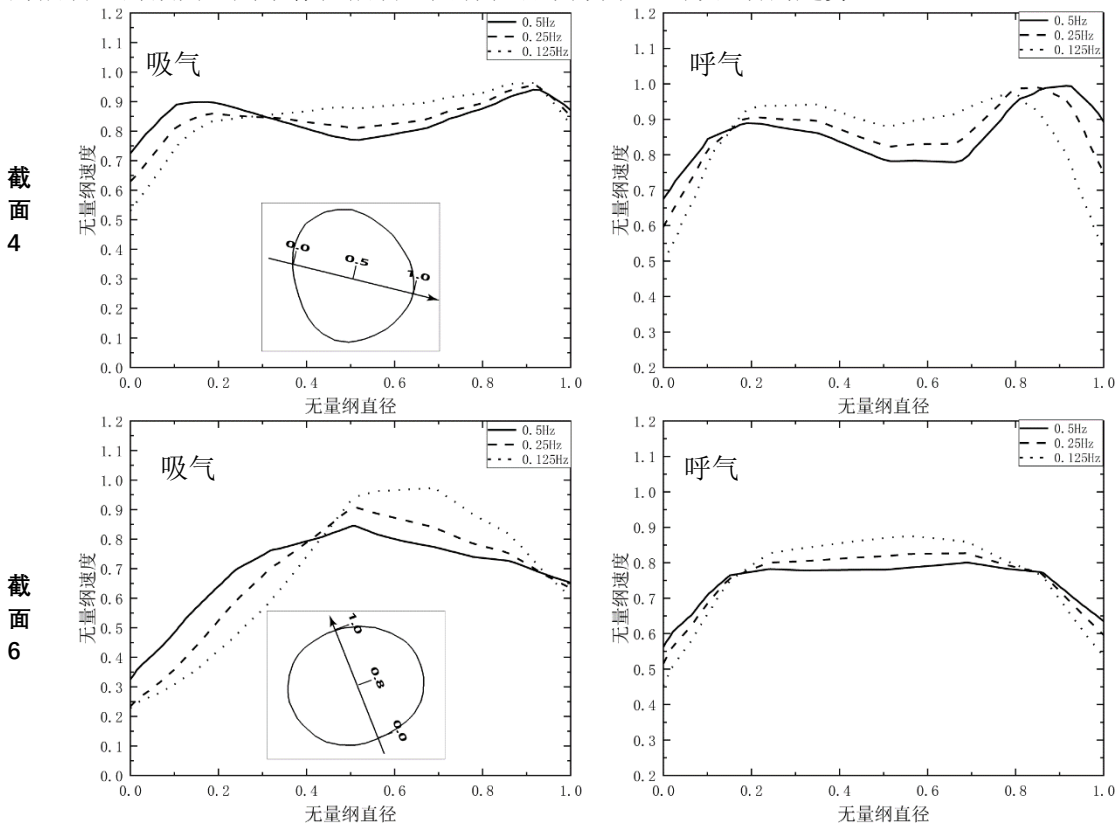
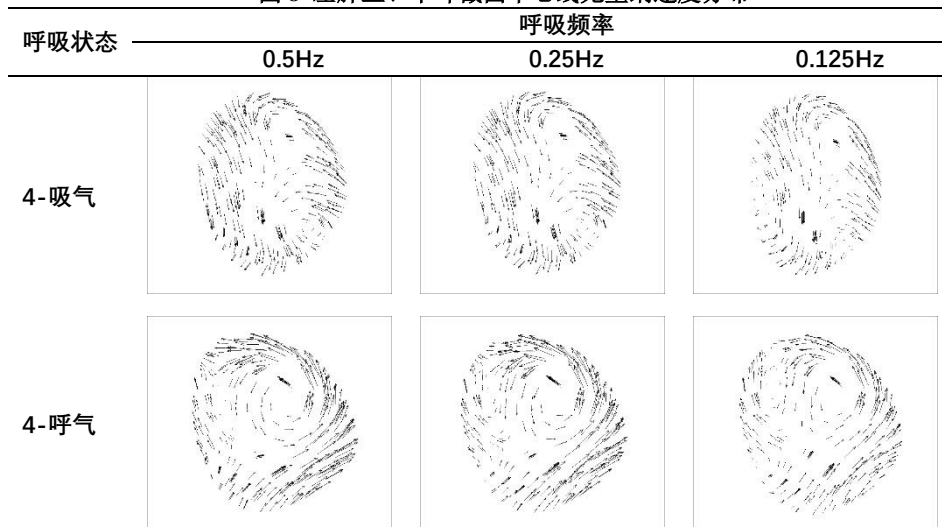


图 8 左肺上、下叶截面中心线无量纲速度分布



*基金项目： 国家自然科学基金（51576132）

作者简介：党航宇，（1994- ），男，研究生

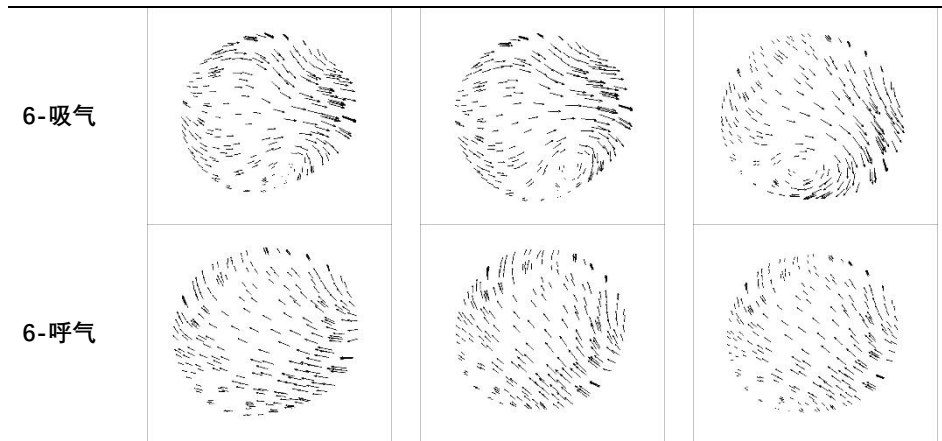
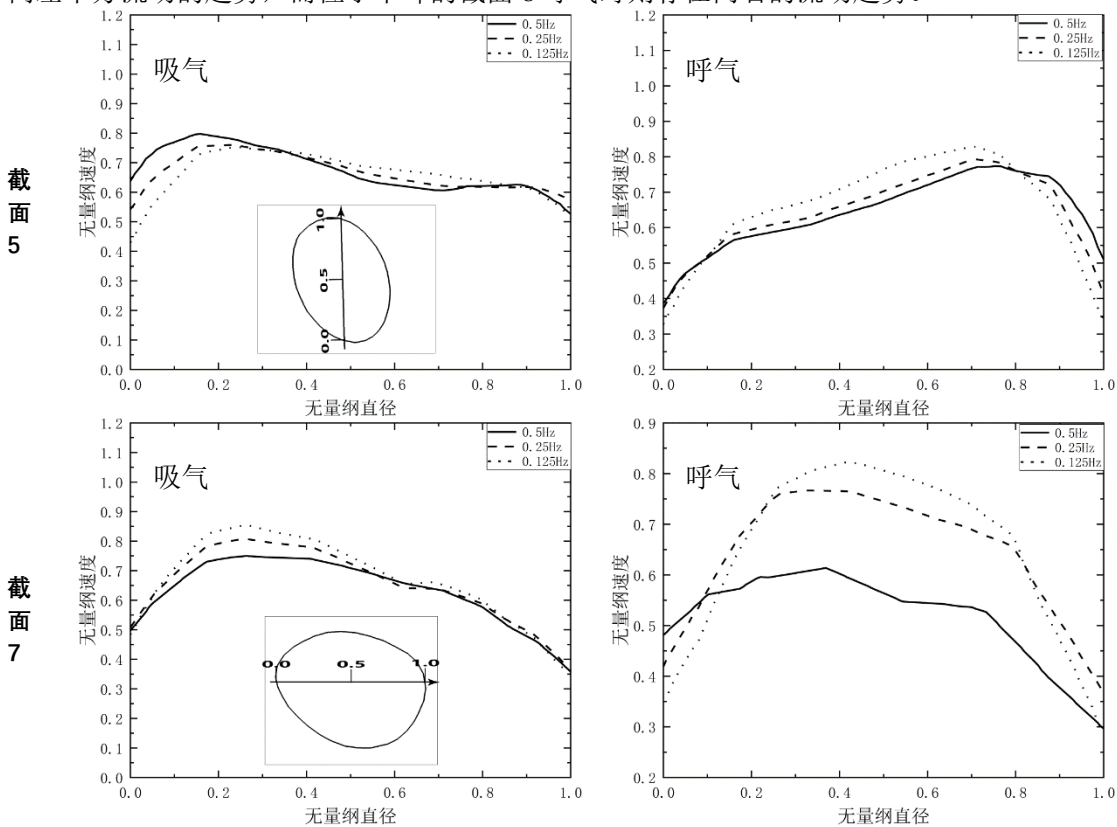


图9 左肺上、下叶截面二次速度矢量分布

2.2.4 右肺上、中、下叶支气管流动结构

图 10 表明，右肺上叶（截面 5）、中叶（截面 7）和下叶（截面 8）的中心线无量纲速度分布几乎都呈单峰型。截面 5 在吸气和呼气过程中的峰顶分别靠近左侧和右侧壁面，最大无量纲速度在 0.125Hz 时分别达到 0.76 和 0.82。截面 7 在吸气时最大无量纲速度为 0.86，而在呼气时可以发现不同频率下无量纲速度变化十分明显。呼吸频率为 0.5Hz 时，最大无量纲速度仅为 0.62，当呼吸频率减小到 0.25Hz 和 0.125Hz 时，最大无量纲速度分别增大到 0.77 和 0.83。在下叶截面 8，吸气时的最大无量纲速度为 1.1（0.125Hz）。相比吸气过程，呼气过程中的峰型更加陡峭，且在 0.125Hz 时最大无量纲速度达到 1.25。

从图 11 中的二次速度矢量分布可以发现：位于中叶的截面 7 呼气时在截面左侧存在一个顺时针旋转的漩涡，位于下叶的截面 8 吸气时在截面上侧存在一个逆时针旋转的漩涡，除此之外其他截面都不存在漩涡。位于上叶的截面 5 在吸气和呼气时分别存在向右和向左的流动趋势，位于中叶的截面 7 在吸气时存在向左下方流动的趋势，而位于下叶的截面 8 呼气时则存在向右的流动趋势。



*基金项目： 国家自然科学基金（51576132）

作者简介：党航宇，（1994- ），男，研究生

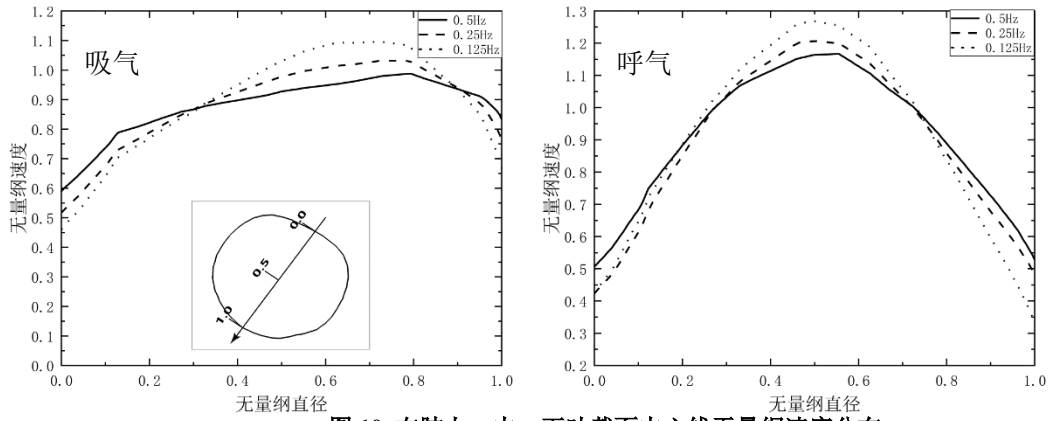


图 10 右肺上、中、下叶截面中心线无量纲速度分布

呼吸状态	呼吸频率		
	0.5Hz	0.25Hz	0.125Hz
5-吸气			
7-吸气			
8-吸气			

*基金项目： 国家自然科学基金（51576132）

作者简介：党航宇，（1994- ），男，研究生

8-呼气

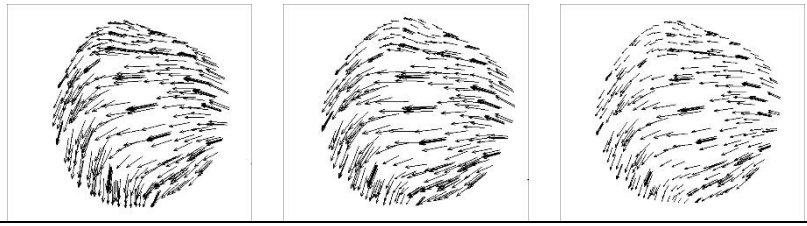


图 11 右肺上、中、下叶截面二次速度矢量分布

3 讨论

从截面 1-8 中心线无量纲速度分布可以发现,其分布曲线呈现单峰型和类 M 峰型两种类型。单峰型的形成是由于该截面上的速度等值线呈环形分布,其中心为高速区而边缘是低速区,所以单峰型代表该截面不存在明显的二次流现象。而类 M 峰型的形成是由于支气管内二次流的形成推动支气管壁附近的低速流体不断与主流混合,使得支气管中心处的主流速度降低,造成截面边缘区域形成 2 个以上的高速区域而在中心区域形成低速区,因此形成类 M 峰型,同时在二次速度矢量分布中形成漩涡,所以类 M 峰型总是与二次流现象密切相关。这种现象虽然会增大支气管壁的剪切力,但是可以有效抑制流动分层现象,对于支气管通气冷却肺有利的。

对比截面 1-8 的二次速度矢量分布可以发现:在吸气和呼气过程中,每个截面上的二次矢量分布都十分复杂且各不相同。同时分叉截面 I-IV 的流速分布也存在明显的速度分层现象,我们课题组以前的研究^[13]已经证实这与支气管的不对称结构和分叉角度有一定关系,但因采用光管理想模型(支气管管径一定且为圆管),所以其支气管截面的流线分布呈光滑圆环状,且与二次速度矢量都呈对称结构。而在本文中,由于真实支气管的截面形状极其不规则,其二次速度矢量分布和流线分布变得更加复杂,速度等值线不再光滑,分布也不再具有对称性。这表明,真实支气管不规则的几何结构也会对支气管内的流动造成影响。

4 结论

本文依据人体真实的肺部 CT 图像三维重构出支气管模型,并通过数值模拟的方法研究了不同呼吸频率下支气管内的流动分布情况,得出以下结论:

- (1) 支气管不同区域截面中心线无量纲速度分布呈单峰型或类 M 峰型,且随着呼吸频率的减小,其最大无量纲速度逐渐增大
- (2) 呼吸频率从 0.5Hz 逐渐减小到 0.125Hz 的过程中,无论吸气还是呼气过程,同一截面中心线最大无量纲速度几乎都在逐渐增大。
- (3) 支气管内的流动分布十分复杂,这不仅与支气管的不对称结构和分叉角度有关,而且与真实支气管不规则的几何形状有关。研究结果对于无心跳供体肺原位低温通气保护时冷却工艺的优化具有重要指导意义。

5 参考文献

- [1] MOFFATT S D, DEMERS P, ROBBINS R C, et al. Lung transplantation: A decade of experience [J]. J Heart Lung Transpl, 2005, 24(2): 145-51.
- [2] SNELL G I, LEVVEY B J, OTO T, et al. Early lung transplantation success utilizing controlled donation after cardiac death donors [J]. American Journal of Transplantation Official Journal of the American Society of Transplantation & the American Society of Transplant Surgeons, 2008, 8(6): 1282-9.
- [3] EGAN T M. Non-heart-beating donors in thoracic transplantation [J]. The Journal of Heart and Lung Transplantation, 2004, 23(1): 3-10.
- [4] DOUGHERTY J C, SINHA S, KIBBLE F, et al. Intolerance of the ischemic lung to hypothermic ventilation [J]. Journal of Applied Physiology, 1972, 32(5): 632-4.
- [5] OTO T, CALDERONE A, PEPE S, et al. High-flow endobronchial cooled humidified air protects non-heart-beating donor rat lungs against warm ischemia [J]. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 2006, 132(2): 413-9.
- [6] VAN RAEMDONCK D E, JANNIS N C, REGA F R, et al. External cooling of warm ischemic rabbit lungs after death [J]. Annals of Thoracic Surgery, 1996, 62(2): 331.
- [7] 闫宇博, 崔键, 张凯等. 部分液体通气对无心跳供体肺的保护作用 [J]. 中华实验外科杂志, 2013, 30(8): 1601-4.
- [8] HOLBROOK L T, LONGEST P W. Validating CFD predictions of highly localized aerosol deposition in airway models: In

*基金项目: 国家自然科学基金(51576132)

作者简介: 党航宇, (1994-), 男, 研究生

- vitro data and effects of surface properties [J]. *Journal of Aerosol Science*, 2013, 59(6-21).
- [9] MIYAWAKI S, HOFFMAN E A, LIN C L. Numerical simulations of aerosol delivery to the human lung with an idealized laryngeal model, image-based airway model, and automatic meshing algorithm [J]. *Computers & fluids*, 2017, 148(1-9).
- [10] CHEN X, ZHONG W, SUN B, et al. Study on gas/solid flow in an obstructed pulmonary airway with transient flow based on CFD-DPM approach [J]. *Powder Technology*, 2012, 217(252-60).
- [11] SUL B, WALLQVIST A, MORRIS M J, et al. A computational study of the respiratory airflow characteristics in normal and obstructed human airways [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2014, 52(130-43).
- [12] 朱蕾. 临床呼吸生理学 [M]. 人民卫生出版社, 2008.
- [13] 胥义, 邓如意, 刘晶等. 无心跳供体肺支气管内气体二次流动特性分析 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2015, 34(4): 429-37.
- [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): 320-8.
- [15] HORSFIELD K, DART G, OLSON D E, et al. Models of the human bronchial tree [J]. *Journal of Applied Physiology*, 1971, 31(2): 207

*基金项目： 国家自然科学基金（51576132）

作者简介：党航宇，（1994- ），男，研究生