

基于 CT 图像三维重建支气管内气体流动特性

党航宇, 胥 义

(上海理工大学 生物系统热科学研究所, 上海 200082)

摘要:目的 探讨低温气体在肺支气管内部的传质机理,为制定低温通气冷却无心跳供体肺方案提供理论依据。**方法** 基于人体肺部 CT 图像三维重建得到真实支气管模型,并采用计算流体动力学方法研究往复式通气过程中不同通气频率(0.5、0.25、0.125 Hz)条件下支气管内不同区域的流动分布特点。**结果** 往复式通气过程中真实支气管内流动呈现出复杂的三维流动特征,且吸气和呼气过程中支气管不同区域的流动结构各不相同;真实支气管不规则的几何结构会对其内部流动产生重要影响;通气频率从 0.5 Hz 逐渐减小到 0.125 Hz 过程中,支气管不同区域边界层厚度逐渐增大,同时高速主流也得到不同程度增强。**结论** 相比理想圆管模型,基于 CT 三维重建得到的支气管模型能够更加准确反映支气管内部流动结构。研究结果对于无心跳供体肺低温通气冷却技术的优化具有重要指导意义。

关键词:支气管; 三维重建; 无心跳供体; 被动呼吸; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.05.001

The Airflow Characteristics in a 3D Airway Model Based on CT Images

DANG Hangyu, XU Yi

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

Abstract: Objective To discuss the mass transfer of low temperature gas in the lung bronchus, so as to provide a theoretical basis for the implementation of hypothermic ventilation cooling non-heart-beating donor (NHBD) lung program. **Methods** 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 during reciprocating ventilation. The effect of ventilation frequency (0.5, 0.25, 0.125 Hz) on bronchial flow was also studied. **Results** The flow in the airway showed complex three-dimensional (3D) flow characteristics during reciprocating ventilation. The flow in different areas of the airway was different during inhaling and exhaling; the irregular bronchial geometry had an important effect on its internal flow; when the ventilation frequency decreased from 0.5 Hz to 0.125 Hz, the thickness of flow boundary layer would increase, and the mainstream velocity in different areas of the airway was enhanced to different degrees. **Conclusions** The real airway model based on CT 3D reconstruction was more accurate than the ideal circularity tube model in showing the bronchial flow. The research findings have an important guiding significance to optimize the hypothermic ventilation cooling NHBD lung technique. **Key words:** airway; three-dimensional reconstruction; non-heart-beating donor (NHBD); passive breathing; numerical simulation

近年来,无心跳供体(non-heart-beating donor, NHBD)肺被认为是临床肺移植供体的重要潜在来源^[1-3]。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(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)寄予厚望^[4-8],这需要对低温气体在肺内部的传热传质机制有充分认识,才能制定出合适的低温通气保护方案。

由于肺支气管气路结构的复杂性,开展肺内气体流动的实验研究难度较大。目前多数研究都借助计算流体力学(computational fluid dynamics, 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制,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吸入对呼吸系统损害等方面^[9-13],而这些研究均是基于人体正常“主动呼吸”过程^[14]。对于NHBD肺而言,由于呼吸肌不再具有收缩和舒张功能,只能通过通过在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。这是一个典型的被动呼吸过程,其理论计算时所采用的初始、边界条件有较大区别。本课题组先前建立了NHBD肺原位通气的非对称结构光滑圆管模型^[15-16],深入探讨支气管内部的三维流动特点。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差别。但是上述研究中的支气管模型多数基于Horsfield理想模型^[17],并未考虑支气管真实几何结构对流动的影响。

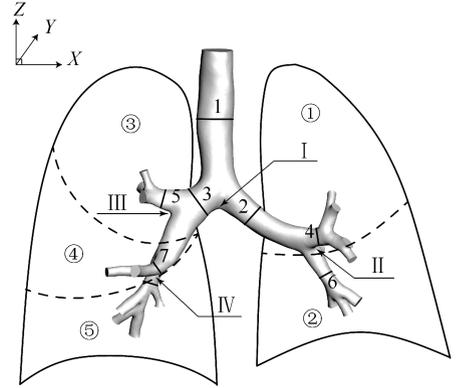
本文根据成年人肺部CT图像三维重建信息得到真实的支气管模型,并借助数值模拟方法研究往复式通气(包含吸气和呼气过程)冷却NHBD肺过程中真实支气管内的流动结构,并考虑通气频率(入口速度)对其内部流动的影响,为探索临床NHBD供肺低温保存工艺提供理论依据。

1 计算方法

1.1 几何模型及控制方程

支气管的原始CT图像数据来源于1名成年男性病人。使用Mimics 20.0软件对支气管CT图像进行三维重建,最终得到支气管几何模型(见图1)。经过三维重建得到的支气管几何结构十分复杂,与

之前理想支气管光滑圆管模型相比,其空间分叉角度和管径均有较大的差异,也更加符合人体支气管的真实情况。因此,建立在此模型基础上的数值模拟结果也将更加真实可靠。



①左肺上叶,②左肺下叶,③右肺上叶,④右肺中叶,⑤右肺下叶
图1 支气管三维重建模型及截面位置示意图

Fig.1 Reconstructed 3D airway model and schematic diagram of section position

假设进入到支气管内的空气不可压缩,且为定常流动,其基本控制方程由N-S方程经滤波处理后得到,张量形式^[18]为:

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial t} + \frac{\partial \bar{u}_i \bar{u}_j}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x_i} + \nu \nabla^2 \bar{u}_i + \frac{\partial (\bar{u}_i \bar{u}_j - \overline{u_i u_j})}{\partial x_j} \quad (2)$$

式中: \bar{u}_i 为流体速度的大尺度分量($i, j=1, 2, 3$); \bar{p} 为流体压力的大尺度分量; ρ 为流体密度; ν 为运动黏度。

1.2 数值计算条件

采用CFD仿真软件FLUENT 18.0进行数值仿真计算。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,故均采用非结构化四面体网格。为了保证计算模型网格划分的独立性,计算网格的数量分别取104 397、314 155、633 961进行试验。结果表明,314 155个网格已经可以满足计算精度要求。使用SIMPLE算法处理压力与速度的耦合,压力插值采用标准(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。

对 NHBD 肺进行往复式通气保护属于被动呼吸过程,其肺活量相比正常呼吸过程要小,故本研究中设置肺活量为 2 L。在这种情况下,支气管入口流速与时间的关系为:

$$v = v_{\max} \sin(2\pi ft) \quad (3)$$

式中: v_{\max} 为入口最大流速; f 为通气频率; t 为通气时间。在肺活量不变的前提下,分别取 $f = 0.5$ 、 0.25 、 0.125 Hz, 计算可以得到支气管入口 $v_{\max} = 15.6$ 、 7.8 、 3.9 m/s。支气管出口采用压力出口边界条件,相对压力为 0。同时假设支气管管壁刚性无滑移,也不考虑支气管呼吸过程中的弹性形变。

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 7 个截面(图 1 中编号 1~7)以及 4 个分叉截面(图 1 中编号 I~IV)分别进行描述和分析。此外,为了便于对支气管截面速度进行分析,分别定义无量纲直径 \bar{D} 与无量纲速度 \bar{V} :

$$\bar{D} = \frac{l}{D} \quad (4)$$

$$\bar{V} = \frac{v}{v_{\max}} \quad (5)$$

式中: l 为当地长度; D 为截面直径; v 为当地速度。

2 结果

2.1 支气管内总体流动结构

图 2(a) 所示为 $f = 0.5$ Hz、 $v_{\max} = 15.6$ m/s 时经过多次纵剖处理得到的支气管内无量纲速度分布。由于吸气和呼气时入口速度的改变,两种条件下支气管不同区域速度分布差异明显,吸气时的高速区与低速区分布与呼气时并不相同。同时,吸气和呼气时最大速度都出现在右肺下叶区域,吸气时的最大无量纲速度为 2.3,而呼气时则为 1.75。这主要是由于右肺下叶支气管的分叉角度很小,主流从气管进入右侧支气管后的流道几乎为直线,支气管分叉造成的流动阻力相比左侧支气管小得多,故主流速度较大。

图 2(b) 所示为支气管内流线分布。吸气时,气流首先从入口进入气管,其流线呈现平行分布;此后主流不断经过分叉口被分为两股进入下一级,受支气管弯管曲率的影响,其流线也发生了弯曲。而在呼气时,由于是下一级的两股主流交叉混合为一

股进入上一级支气管,故其流线在支气管不同区域几乎都存在弯曲,并且在气管区域弯曲程度最明显。

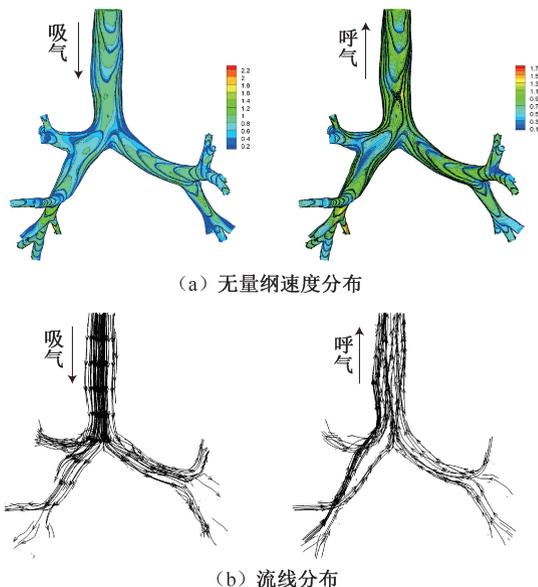


图 2 0.5 Hz 时支气管内无量纲速度与流线分布

Fig.2 Distributions of endobronchial dimensionless velocity and streamline at 0.5 Hz (a) Dimensionless velocity distribution, (b) Streamline distribution

图 3 所示为 0.5 Hz 时支气管不同区域 7 个截面无量纲速度云图和二次速度矢量分布。支气管不同区域截面的速度云图和速度矢量分布各不相同,吸气和呼气时相同截面的分布也具有明显差异。截面 1 位于气管区域,由于吸气时气管内流动主要受到入口流动条件的影响,在均匀进气的条件下,其流速分布较为均匀,同时由于主流向截面后方倾斜,故在右后方形成了一小块高速区。呼气时流速分布极不均匀,位于右侧的高速区被分割为前后两部分。根据速度矢量图可知,呼气时截面 1 存在二次流,截面左侧存在 1 个顺时针旋转的漩涡,同时右侧存在两个逆时针旋转的漩涡,导致位于右侧的高速区被分割为前后两部分,从而使得呼气时流速分布极不均匀。

观察图 3 中左右主支气管区域截面 2、3 的流速与速度矢量分布可以发现,吸气时截面 2、3 的高速区靠近下壁面,而呼气时靠近上壁面。这是由于吸气时来自气管的高速主流经过分叉口 I 的切割仍

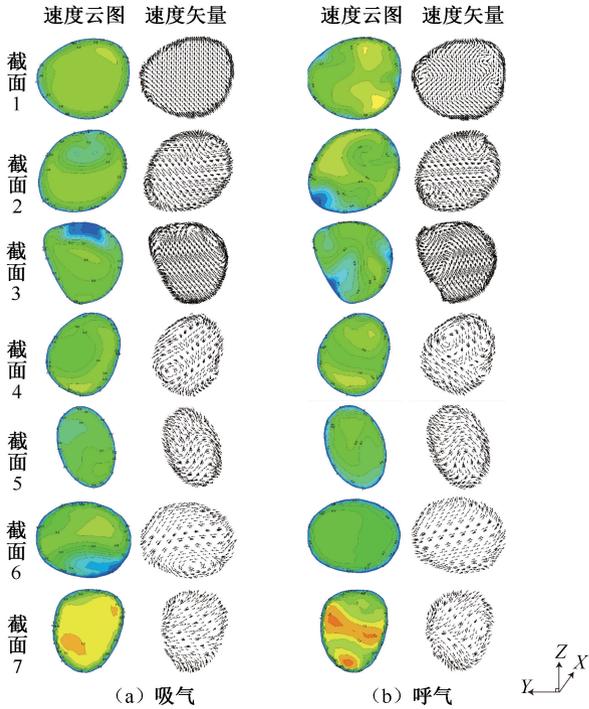


图3 0.5 Hz 时支气管不同区域截面无量纲速度云图和二次速度矢量分布

Fig.3 Distributions of dimensionless velocity and velocity vector across different sections of the airway at 0.5 Hz
(a) Inspiratory process, (b) Expiratory process

旧保持惯性向下壁面偏移,故在下壁面形成高速区,而在上壁面形成低速区。呼气时则是来自下一级的两股气流混合后向上壁面偏移,故在上壁面形成高速区。观察速度矢量图可以发现,吸气和呼气时截面2、3均存在二次流现象。吸气和呼气时,截面2在左下和右上壁面附近都分别存在漩涡,右上壁面附近的漩涡使得吸气和呼气时截面2的高速区发生内陷,而左下壁面附近的漩涡则导致呼气时在左下壁面形成大的低速区。吸气时,截面3在上壁面附近存在1个顺时针旋转的漩涡,使得上壁面附近形成大的低速区。呼气时,截面3则在左下壁面附近存在1个较大的漩涡,导致高速区在左下壁面发生内陷。

由左肺上叶截面4和下叶截面6的流速和速度矢量分布可知,上叶截面4在吸气和呼气时都存在二次流。吸气时,在左下壁面附近的漩涡导致截面4高速区发生内陷;而呼气时,两个旋转方向相同的漩涡则导致截面高速区被分割为上下两部分。截面6在吸气时存在二次流,位于下壁面附近的漩

涡使得截面下壁面附近形成低速区,同时导致了高速区的内陷。而在呼气时,由于没有二次流的影响,可以发现截面6流速分布相比吸气时更加均匀。

观察右肺上叶截面5和下叶截面7的流速和速度矢量分布可知,吸气时截面5和7均不存在二次流,而在呼气时截面5和7虽然都存在漩涡,然而由于漩涡十分小,对流速分布影响较小。此外,由于右肺下叶区域的主流流速相较其他区域更大,故吸气和呼气过程中截面7的高速主流速度相较其他截面更大。

对如图1所示的支气管分叉位置进行纵剖,得到0.5 Hz时I~IV分叉处的速度云图(见图4)。可以发现,分叉截面的流速分布十分复杂。吸气和呼气时,支气管分叉处的流速分布差异明显,不同分叉位置的流速分布也各不相同。同时,吸气和呼气时,分叉口壁面处都会形成1个低速区。前者的形成是由于来自上一级支气管的主流冲击分叉口壁面形成回流,后者则是由于来自下一级的两股主流在分叉口处交叉冲击。由于成因的不同,两者的形状并不相同。

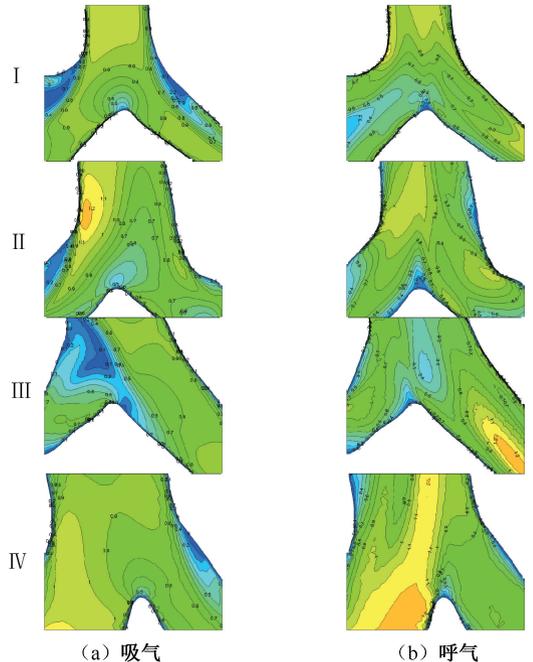


图4 0.5 Hz 时支气管分叉截面无量纲速度云图
Fig.4 Dimensionless velocity distributions of the airway in bifurcation area at 0.5 Hz (a) Inspiratory process, (b) Expiratory process

吸气时,分叉位置 I 分叉口两侧的上壁面有两个较大的低速区,这是由于主流从气管进入左右主支气管时,主要受到支气管弯曲的影响,从而向下壁面倾斜,导致上壁面的流体脱离壁面形成漩涡,在上壁面形成低速区。而在分叉位置 III,分叉角度是主要的影响因素,由于左侧支气管分叉角度大而右侧较小,使得大部分主流进入右侧支气管,故在分叉口左上壁面形成低速区。同时对比呼气过程可以发现,吸气时更容易在分叉口两侧上壁面形成大的低速区。

2.2 支气管真实几何结构对内部流动的影响

此前对支气管内流动的研究大都采用理想光滑圆管模型^[15-16,19],在这种情况下支气管为规则圆管,且每级支气管段的内径都保持一致[见图 5(a)]。对比图 1 可以发现,真实支气管横截面为不规则弧形,且截面积不断变化处处不相同,这必将会对其内部流动结构产生影响。

图 5(b)对比了理想模型^[16]与真实模型两种情况下右主支气管区域截面在吸气时的速度和二次速度矢量分布云图。采用理想光滑圆管模型时,支气管截面速度和二次流分布具有一定的对称性。与理想模型相比,由于真实支气管不规则的几何形状,截面高速区和低速区的形状和位置都发生改变,主流的倾斜方向也发生偏移。此外,两者二次流分布也具有一定差异。采用真实支气管模型时,其漩涡不再具有对称性,数量也发生改变。通过对比表明,真实支气管不规则的几何结构对支气管内部流动结构具有显著影响。

2.3 通气频率对内部流动的影响

为了研究通气频率(入口速度)对支气管内部流动的影响,在 $f=0.5、0.25、0.125$ Hz 条件下分别提取截面 1~7 任意中心线的无量纲速度分布(见图 6)。吸气和呼气过程中各截面的中心线无量纲速度多呈现峰顶平缓的单峰型分布,或者存在两个峰顶中间凹陷的类 M 峰形分布。结合图 3 中各截面的流速与速度矢量分布可知,两种峰形的形成与各截面的二次流分布具有明显关联。当截面存在二次流时,峰形多为类 M 峰形,反之则为单峰型。这是由于当支气管截面区域存在二次流时,会导致支气管壁附近低速流体不断与高速主流混合,使得支气管中心处的主流速度降低,表

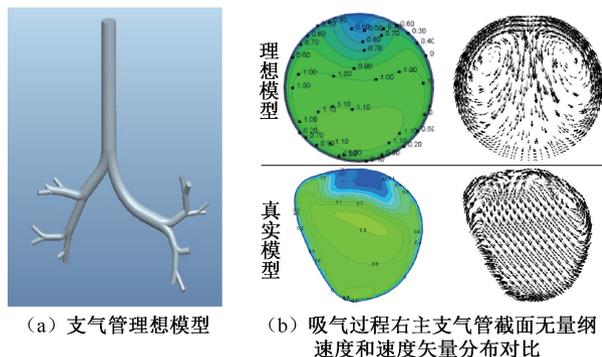


图 5 理想支气管模型与真实支气管模型速度分布对比

Fig.5 Comparison of velocity distribution between the ideal and real airway models

(a) The ideal airway model, (b) Comparison of dimensionless velocity and velocity vector in right main bronchus between the ideal and real airway models in inspiratory process

现为在截面边缘区域形成两个以上的高速区域而在中心区域形成低速区,故形成类 M 峰型;而当支气管截面区域不存在二次流时,截面速度表现为从中心向边缘递减,其中心线无量纲速度便呈单峰型分布。

此外可以发现,当通气频率从 0.5 Hz 向 0.125 Hz 逐渐减小时,无论吸气还是呼气过程,靠近两侧壁面边界层内的无量纲速度梯度几乎都在逐渐减小,表明边界层的厚度逐渐增大。与边界层内无量纲速度变化趋势相反,位于峰顶的高速主流的无量纲速度随着通气频率的逐渐减小,都呈现不同程度的增大。

3 讨论

采用支气管通气方法对 NHBD 肺进行快速降温可以降低供体肺的热缺血损伤,从而提高供体肺的利用率,故研究支气管通气快速降温方法具有重要意义。彭富裕等^[20]采用连续通气方式(仅包含吸气过程)对猪肺进行快速降温实验,但是并没有取得理想的降温效果。为了优化支气管通气冷却 NHBD 肺工艺,本文考虑了改变供气方式以及通气频率(入口速度)两种方法。首先基于人体肺部真实 CT 图像三维重建得到真实的支气管模型,并对往复式通气过程中真实支气管内不同区域的流动结构进行分析,此外还考虑了通气频率(入口速度)对其内部流动的影响。

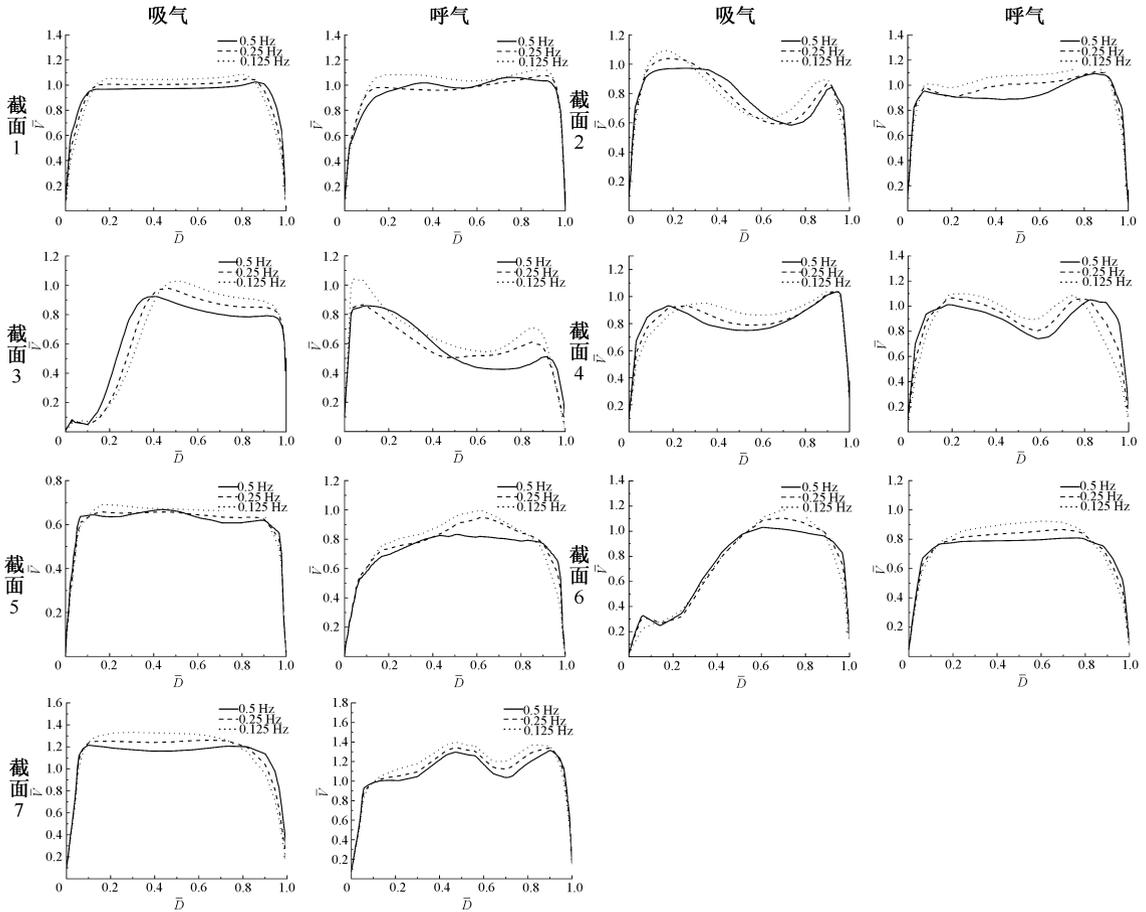


图6 支气管不同区域截面中心线无量纲速度分布

Fig.6 Distributions of the center line dimensionless velocity across different sections of the airway

当采用连续通气方式对 NHBD 肺进行冷却时, 支气管内不同区域的流动结构会保持不变。观察吸气过程的速度分布可以发现, 吸气时支气管不同区域的流动结构差异明显, 这势必会导致传热效率的不均。此外, 受支气管不规则几何结构、不对称分叉和管道曲率的影响, 在支气管局部区域会形成明显的低速区。从支气管通气冷却肺的角度考虑, 这样的低速区会造成低温气体无法有效冷却这些区域以及临近肺部区域, 从而削弱冷却效果。而采用往复式通气方式时, 由于入口流动条件发生改变, 支气管同一位置的流动结构发生明显变化, 使得原本采用连续通气方式无法得到有效冷却的区域得到更好的冷却。因此, 在采用支气管通气冷却 NHBD 肺时, 可以考虑采用往复式的通气方式, 从而避免由于连续通气方式低速区位置固定导致支气

管冷却效果被削弱的问题。

在通气频率从 0.5 Hz 逐渐降低到 0.125 Hz 的过程中, 支气管不同区域的高速主流均得到不同程度的增强。一般来说, 弯管内由于流体碰撞和旋涡产生的局部阻力损失比沿程损失要大得多, 根据管内流动阻力损失 $h_f \propto v^2$, 当通气频率(入口流速)减小时, 支气管内局部阻力损失同样会减小。在总能量一定的前提下, 流动阻力损失减小会导致动能增大, 故支气管各个截面的高速主流几乎均得到强化。与此同时, 边界层的厚度会逐渐增加, 由于支气管内的低温气体主要通过支气管壁冷却 NHBD 肺, 边界层变厚会使低温气体与支气管壁之间的对流换热效果变差。对于支气管通气冷却 NHBD 肺而言, 需要同时考虑两者对冷却效果的影响, 才能得到最合适的通气频率。

4 结论

本文依据人体肺部 CT 图像三维重建得到真实支气管模型,通过数值模拟方法研究往复式通气过程中支气管内的流动分布情况,并探讨通气频率(入口流速)对支气管内流动的影响。

(1) 往复式通气过程中,真实支气管内流动呈现出复杂的三维流动特征,且吸气和呼气时支气管不同区域的主流和二次流分布各不相同。

(2) 通气频率从 0.5 Hz 逐渐减小到 0.125 Hz 的过程中,支气管不同区域边界层厚度逐渐增加,同时高速主流速度均得到不同程度的增强。

(3) 相比理想光滑圆管模型,基于 CT 三维重建得到的真实支气管模型能够更加真实反映支气管内部流动,且真实支气管不规则的几何结构会对其内部流动产生重要影响。本文研究结果对于深入了解支气管内流动结构以及优化支气管通气冷却工艺具有一定的指导意义。

参考文献:

- [1] EGAN TM, KAISER LR, COOPER JD. Lung transplantation [J]. *Curr Opin Organ Transplant*, 2014, 47(1): 28-44.
- [2] MOFFATT SD, DEMERS P, ROBBINS RC, *et al.* Lung transplantation: A decade of experience [J]. *J Heart Lung Transpl*, 2005, 24(2): 145-151.
- [3] SNELL GI, LEVVEY BJ, OTO T, *et al.* Early lung transplantation success utilizing controlled donation after cardiac death donors [J]. *Am J Transplant*, 2008, 8(6): 1282-1289.
- [4] DOUGHERTY JC, SINHA S, KIBBLE F, *et al.* Intolerance of the ischemic lung to hypothermic ventilation [J]. *J Appl Physiol*, 1972, 32(5): 632-634.
- [5] OTO T, CALDERONE A, PEPE S, *et al.* High-flow endo-bronchial cooled humidified air protects non-heart-beating donor rat lungs against warm ischemia [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2006, 132(2): 413-419.
- [6] RAEMDONCK DE, JANNIS NC, REGA FR, *et al.* External cooling of warm ischemic rabbit lungs after death [J]. *Ann Thorac Surg*, 1996, 62(2): 331-337.
- [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): 1601-1604.
- [8] ASANO T, FUKUSHIMA N, KENMOCHI T, *et al.* Marginal donors [M]. Japan: Springer, 2014.
- [9] CHEN X, ZHONG W, ZHOU X, *et al.* CFD-DEM simulation of particle transport and deposition in pulmonary airway [J]. *Powder Technol*, 2012, 228: 309-318.
- [10] HOLBROOK LT, LONGEST PW. Validating CFD predictions of highly localized aerosol deposition in airway models: *In vitro* data and effects of surface properties [J]. *J Aerosol Sci*, 2013, 59: 6-21.
- [11] KIM JW, PHUONG NL, ARAMAKI SI, *et al.* Flow visualization through particle image velocimetry in realistic model of rhesus monkey's upper airway [J]. *Respir Physiol Neurobiol*, 2018, 251: 16-27.
- [12] MIYAWAKI S, HOFFMAN EA, LIN CL. Numerical simulations of aerosol delivery to the human lung with an idealized laryngeal model, image-based airway model, and automatic meshing algorithm [J]. *Comput Fluids*, 2017, 148: 1-9.
- [13] XU XY, NI SJ, FU M, *et al.* Numerical investigation of airflow, heat transfer and particle deposition for oral breathing in a realistic human upper airway model [J]. *J Therm Biol*, 2017, 70 (Pt A): 53-63.
- [14] 朱蕾. 临床呼吸生理学 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2008.
- [15] 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.
- [16] 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): 429-437.
- [17] HORSFIELD K, DART G, OLSON DE, *et al.* Models of the human bronchial tree [J]. *J Appl Physiol*, 1971, 31(2): 207-217.
- [18] 张兆顺, 崔桂香, 许春晓. 湍流大涡数值模拟的理论和应用 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2008.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [20] 彭富裕, 胥义, 赵晓刚, 等. 无心跳供体肺原位降温保护系统的研究 [J]. *制冷学报*, 2012, 33(4): 74-78.