

文章编号:1004-7220(2020)03-0289-07

# 基于3D打印和CT三维重构数值模拟上呼吸道气流状态的研究方法

喜扬扬<sup>1</sup>, 詹杰民<sup>1</sup>, 史剑波<sup>2</sup>, 林凯<sup>1</sup>, 胡文清<sup>1</sup>, 邓洁<sup>2</sup>

(1. 中山大学应用力学与工程系, 广州 510275; 2. 中山大学附属第一医院耳鼻喉科, 广州 510080)

**摘要:**目的 建立物理模型实验和数值模拟相结合的方法,用于研究上呼吸道气流状态。方法 基于网上公开CT医学图像,重建人体上呼吸道三维模型。基于3D打印技术,建立上呼吸道实验模型,进行呼吸的流量过程测量实验;通过对上呼吸道三维模型进行网格划分,采用湍流 Realizable  $k-\varepsilon$  数值模型进行计算。结果 首先进行与实验工况对应的数值模拟对比研究,得到与实验吻合的结果。数值模拟结果表明,呼吸过程中的气流的流动轨迹呈抛物线形状,呼气和吸气阶段的流场、壁面压力和涡结构分布很大区别,呼吸交换过程中上下鼻道有空气残留。另外,通过脉线、压力分布和涡结构分布情况,初步分析气流对上呼吸道生理环境的影响。结论 该方法具有针对性、快速性和准确性的特点,充分发挥了物理实验可靠和数值模拟精细的优点,适用于不同个案上呼吸道不同问题的研究,对临床个性化诊疗具有价值。

**关键词:**上呼吸道; 三维重构; 3D打印; 物理实验; 计算流体力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.03.005

## Research Method for Numerical Simulation on Upper Respiratory Tract Airway State Based on 3D Printing and CT Reconstruction

XI Yangyang<sup>1</sup>, ZHAN Jiemin<sup>1</sup>, SHI Jianbo<sup>2</sup>, LIN Kai<sup>1</sup>, HU Wenqing<sup>1</sup>, DENG Jie<sup>2</sup>

(1. Department of Applied Mechanics and Engineering, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510275, China;

2. Department of Otolaryngology, the First Affiliated Hospital, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510080, China)

**Abstract: Objective** To establish a comprehensive method combining physical model experiment and numerical simulation for studying airflow state of upper respiratory tract. **Methods** Based on CT medical images published online, a three-dimensional (3D) model of human upper respiratory tract was reconstructed. Based on 3D printing technology, an experimental model of the upper respiratory tract was established and the flow process of respiration was measured. A numerical simulation model was created based on the meshing of upper respiratory tract model and the turbulent Realizable  $k-\varepsilon$  model. **Results** Firstly, the result of numerical simulation was compared with the experimental conditions, and good agreement was achieved. The numerical simulation results showed that the airflow in respiratory process was in a parabolic shape; the distribution of flow field, pressure on wall and vortex structure were different between inspiratory and expiratory phases; there were air residues in the upper and lower nasal passages during the respiratory exchange process. In addition, the effects of airflow on

收稿日期:2019-04-16; 修回日期:2019-05-31

基金项目:中央高校基本科研业务费专项基金(17lgjc41)

通信作者:詹杰民,教授,E-mail: stszjm@mail.sysu.edu.cn

physiological environment of the upper respiratory tract were preliminarily analyzed through the steak line, pressure field and vortex structure distribution. **Conclusions** The method proposed in this paper has the characteristics of pertinence, rapidity and accuracy, which gives full play to the advantages of reliable physical experiments and fine numerical simulation, and is applicable for studying different problems of the upper respiratory tract in different cases, with a high value for personalized diagnosis and treatment in clinic.

**Key words:** upper respiratory tract; three-dimensional (3D) reconstruction; three-dimensional (3D) printing; physic experiment; computational fluid dynamics (CFD)

鼻腔是上呼吸道的生理结构中最主要和最复杂的一部分,评估呼吸模式以及气流与解剖结构之间的关系对于研究上呼吸道生理功能具有重要意义。应用计算流体动力学 (computational fluid dynamics, CFD) 技术在适当的边界条件下模拟液体或气体行为,不仅可以预测流体流动的结果,还可以实现流动模式的可视化,获取与流体流动相关的参数。因此,上呼吸道气流 CFD 模型已经成为生理学研究或手术干预结果模拟的常见模型。Zhao 等<sup>[1]</sup>通过模拟 22 名健康成年人鼻腔中的气流情况发现,健康人群的呼吸模式和特性存在显著差异,故本文更倾向于对特定个体模型开展上呼吸道研究。

学者们针对特殊情况下的上呼吸道开展了诸多研究。例如,鼻腔在呼吸情况下吸入微粒的滞留情况<sup>[2-3]</sup>。鼻腔鼻窦手术对上呼吸道气流动力学的改变明显,部分手术或病理模型已有深入探讨<sup>[4]</sup>。Nomura 等<sup>[5]</sup>使用数值模型,模拟鼻中隔穿孔修补手术。Xiong 等<sup>[6]</sup>针对上颌窦开放手术进行模拟。Lindemann 等<sup>[7]</sup>研究鼻甲切除手术前后鼻腔生理环境的变化。文献[8-9]研究了伴鼻腔结构异常的 OSAHS 患者经鼻腔结构矫正手术后,气道结构形态改变对患者整个上呼吸道流场分布以及软腭运动姿态的影响。于申等<sup>[10]</sup>选取 9 例正常人和 2 例鼻中隔偏曲患者(术前、术后)作为研究对象,建立鼻腔三维有限元模型,通过数值模拟获得鼻腔气道中的气流分布、气流温度和湿度情况,并对比正常人与病患以及病患术前与术后的数值模拟结果。综合上述研究,在上呼吸道的数值模拟中使用湍流模型,计算结果更准确、合理,目前针对鼻气流的湍流算法趋于成熟稳定,具有良好的适用性。

随着 3D 打印技术的迅速发展,打印精度不断提高,打印材料也日趋多样化,使得 3D 打印在医学

和生物学领域得到广泛应用。通过制作合适的 3D 上呼吸道实体模型,能够较直观地了解上呼吸道的内部结构,也可利用此模型进行物理实验,测量指定位置的各种物理参数,大幅减少了在人体直接进行介入实验的需求。Mota 等<sup>[11]</sup>使用 3D 打印机制作鼻甲切除手术的术后无窦鼻腔物理模型,使用电力泵作为气源,发出正弦型的呼吸运动,期间实时测量下鼻甲附近的压力和温度测点;与数值模拟结果的对比表明,压力情况吻合,温度情况略有差异。目前 3D 打印制作的实体模型精度可满足试验的要求,不过在细节层面上略有欠缺,并不能制作出具有混合结构(骨骼、肌肉、纤毛等方面)的“真实”模型。随着 3D 打印技术的提高,这一情况将得到进一步完善,而 3D 打印技术未来将会是提升研究成果质量、深度不可或缺的手段。

本文采用将 3D 上呼吸道的模型实验和数值模拟相结合的方式,首先测量呼吸过程中的流量(鼻咽和鼻孔),使用鼻咽处流量作为数值模拟的入口边界条件,结果表明数值模拟结果与实验结果吻合,确保了数值模拟的准确性;再使用数值模拟结果,分析呼吸过程中的各种流动特性,利用获得的呼吸脉线、壁面压力分布、涡结构分布等参数,进一步分析上呼吸道气流形态和生理功能。本文实现了上呼吸道快速建模,在较短时间内获得实验与数值模拟结果,为临床个体的医疗诊疗提供参考。

## 1 三维重构方法

从互联网上获得公开的上呼吸道 CT 扫描图像<sup>[12]</sup>,由 180 个顶部 CT 图像组成,并且每个图像具有 512×512 像素和 1.5 mm 层高[见图 1(a)]。通过 CT 图像处理软件 Mimics 获得基本模型。由于 CT 图像模糊(精度为 0.2 mm),通过适度调高 CT 图像阈值,使图像内空腔稍微扩大 1 个像素的范围

(0.1 mm),有利于3D模型的成型。

最初的原始3D模型由各种“毛刺”和“凸起”形状包裹(来源于CT图的噪音),并包含许多尖锐的细小管状结构[见图1(b)],故该模型不适合用于实验测量和数值计算。本文使用3D模型后处理软件来“平滑化”该模型,去除大部分的毛刺和凸起。为了简化模型,将鼻窦区域摘除,仅留下上呼吸道的主要结构,但保留鼻咽和鼻孔的大部分区域,因为这两个区域对上呼吸道气流的影响非常大,保留这两个区域使上呼吸道的气流发展更贴近实际。最终得到的简化模型如图1(c)所示。

在鼻咽和鼻孔(长1 cm,直径8 mm)附近添加了延伸柱形结构,鼻孔处的两个延伸柱呈现约30°夹角,这与CT图像得到的鼻孔开口夹角相似。添加该结构是为了方便对接安装测量仪器。为了使实验模型与数值模型一致,在数值模型时对延伸柱又加长4 cm,使得延伸柱端头正好是测量仪器的探头所在[见图1(d)]。

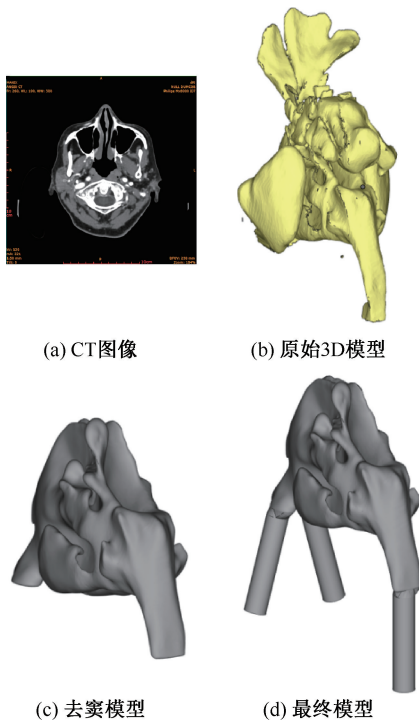


图1 三维重构过程示意图

Fig.1 Three-dimensional reconstruction process

(a) CT image, (b) Original 3D model, (c) Sinus removal model, (d) Final model

本文的三维重构方法操作简单,用时较短。从

CT图像集到生成实验与数值模型,目前需要2~4 h,稍对技术人员进行训练,可在1 h内完成建模,故该方法有望介入临床诊断和治疗。

## 2 实验方法和数值模拟

### 2.1 物理模型的前处理与实验过程

使用光敏树脂打印机制作了上呼吸道的1:1实体模型,精度为0.05 mm。为方便打印模型制作,向外加厚了壁面(2 mm)。根据打印机性能和模型特性,本次建模将整个模型切割成3块[见图2(a)],切割截面通过凹凸结构进行连接[见图2(b)],并使用白乳胶进行粘合。这种连接结构和黏合方式便于需要进行模型零件替换,同时也利于清理模型内部的杂质。由于采用了分块打印和榫接密封的物理建模模式,模型可在数小时内通过多台打印机完成建成。

如图2(c)所示,通过8 mm直径的胶管连接模型的3个开口(鼻咽和两个鼻孔),连接上流量计。通过呼吸面罩连接鼻咽位置的流量计,使用自然呼吸作为气源,这样的试验方式贴合呼吸的实际情况。鼻孔处的流量计的型号为MF4008-30-R-CV-A,鼻咽处的流量计型号为MF4008-40-R-

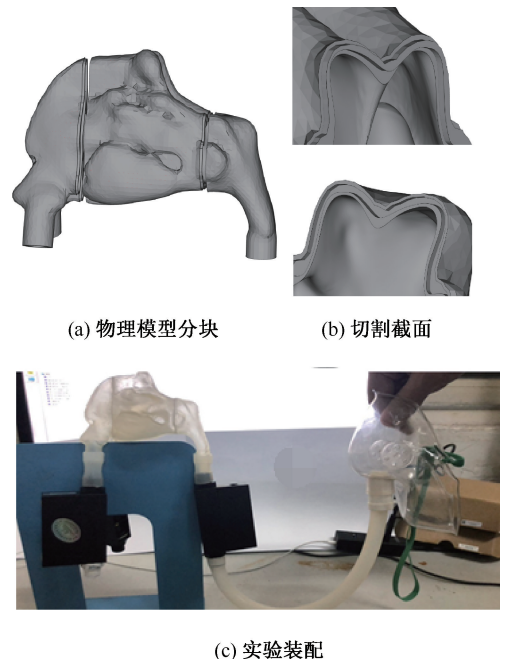


图2 打印模型与实验细节图

Fig.2 Details of printing model and experiment

(a) Blocking of physical model, (b) Section surface, (c) Assembly of experimental model.

CV-A, 接口直径为 8 mm, 使用流量计的配套测量软件配合数据采集。流量计、呼吸面罩和实验模型之间通过软管连接。实验测量的采样时间间隔为 0.25 s, 同时确保 3 个流量计在测量时间点上的同步性。

每组测量的呼吸周期为 8 个, 反复进行多组实验。由于是真实的呼吸实验, 在测量的过程中会受到较多的干扰(例如面罩漏气和呼吸状态异常等), 导致测量结果偶尔出现波动, 本文通过进行大量重复性试验, 最终的实验结果扣除了异常波动。

## 2.2 基本方程

基本的控制方程为 N-S 方程:

$$\left. \begin{aligned} \frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho u_i) &= 0 \\ \frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_i u_j) &= -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \rho g_i + \\ &\frac{\partial}{\partial x_j} \left( (\mu + \mu_t) \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right) + S_i \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

式中:  $\rho$  为流体密度;  $x_i$  ( $i=1, 2, 3$ ) 为 3 个方向上的空间坐标,  $u_i$  为 3 个方向的速度分量;  $p$  为压强;  $g$  为重力加速度;  $\mu$  为动力黏性系数;  $\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon}$  为湍动黏性系数, 反映湍流的影响;  $S_i$  为源项。

湍动能  $k$  和湍动耗散率  $\varepsilon$  是为了使 N-S 方程封闭而添加的两个方程的变量, 在标准  $k-\varepsilon$  模型里, 方程的形式如下:

$$\left. \begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) &= \frac{\partial}{\partial x_i} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_i} \right] + \\ &G_k - \rho \varepsilon \\ \frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \varepsilon u_i) &= \frac{\partial}{\partial x_i} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} \right] + \\ &C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} G_k - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

式中:  $G_k$  和  $C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} G_k$  代表的是  $k$  和  $\varepsilon$  的产生项;  $\rho \varepsilon$  和  $C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k}$  代表的是  $k$  和  $\varepsilon$  的消失项。

本文使用 Realizable  $k-\varepsilon$  模型。“Realizable”是指雷诺应力符合湍流的物理特征, 并受限于相应的数学关系。Shih 等<sup>[13]</sup>对该模型有详细论述。

## 2.3 数值模型建立

本文使用的上呼吸道数值模型与物理模型一

致。由于模型结构的复杂性, 采用分块的方式并使用混合网格进行网格划分。模型边界采用棱柱形网格, 划分 2~3 层的边界网格层, 内部是六面体网格为核心, 利用四面体网格连接边界网格层。整体网格数量约为  $2.6 \times 10^5$  个。采用网格数量小的模型是为了达到快速模拟、能够进行临床个案指导的目的。本文采用商业软件 Fluent 17 进行研究。为了确保模拟结果的准确性, 采用网格自适应加密模式, 在  $2.6 \times 10^5$  个网格模型的基础上, 加密建立一套  $1.25 \times 10^6$  个网格进行网格独立性研究。入口条件设置在鼻咽处, 采用用户自定义函数 (user defined function, UDF), 以实验结果作为流量入口边界条件。

## 3 结果

### 3.1 实验与数值模拟的结果对比

实验与数值模拟结果表明, 两者的流量结果相当一致, 流量比结果整体吻合,  $2.6 \times 10^5$  个网格和  $1.25 \times 10^6$  个网格的模拟结果基本一致, 网格独立性得到了验证。实验测量到的呼吸周期约为 4 s, 呼吸的流量曲线体现了良好的重复性。吸气阶段的流量曲线类似抛物线, 上升和下降的趋势几乎相同, 而呼气阶段的曲线则类似前高后低的梯形。左右鼻孔的流量存在细微的差别, 本文使用左右鼻孔流量比值作为初步的对比。在呼吸试验过程中, 呼吸左右流量比值处于 0.90~0.95, 右边鼻孔的流量稍大。可以观察到呼气与吸气阶段流量比值随时间的变化有明显区别, 但由于实验的采样频率较低, 无法细致地反映出来。在呼吸的平稳区间里, 物理实验与数值模拟的比值基本吻合, 故数值模拟结果可认为贴近实验与真实呼吸(见图 3)。本文认为, 这是判定数值模拟合理性的重要依据。值得一提的是, 在呼气与吸气刚刚开始的一小段时间里, 可以观察到比值的变化过程中有突变, 这在实验测量结果中也可以观察到, 但并不清晰。

### 3.2 数值模拟结果

采用脉线图的形式显示进出上呼吸道空气的运动轨迹(见图 4)。颜色代表瞬时速度, A、B、C、D 表示呼吸循环中的 4 个阶段, 箭头表示呼吸循环的顺序; A-B-C-D (A、B、C、D 分别为吸气转呼气、呼气平稳、呼气转吸气、吸气平稳阶段)。其



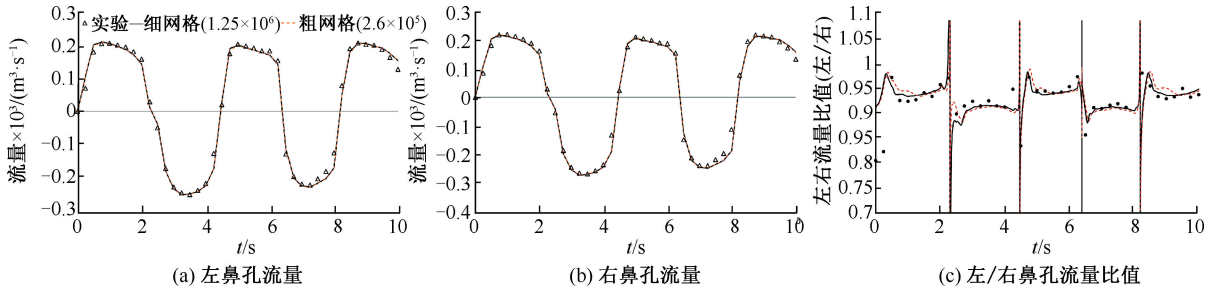


图3 实验与数值模拟对比

Fig.3 Comparisons between experiments and numerical simulation (a) Left nostril flux, (b) Right nostril flux, (c) Left/right nostril flux ratio

中,  $A$  和  $C$  的标号 0、1 分别表示空气来自鼻咽、鼻孔。  $E$  表示处于吸气平稳阶段  $D$  时, 从鼻咽呼出的空气的脉线;  $F$  表示处于呼气平稳阶段  $B$  时, 从鼻孔吸入的空气的脉线。可以观察到, 吸气和呼气平稳阶段, 气流的主要通道类似, 都流经中鼻道和上鼻道后端。进出口附近存在差别: 在吸气平稳阶段, 鼻瓣区域气流比较集中, 从鼻孔直冲中鼻道, 鼻咽区域气流主要流经中鼻咽区; 而呼气平稳阶段, 气流主要流经上鼻咽区, 在鼻瓣区域比较分散。由于该模型存在轻微鼻中隔偏曲症状, 导致上鼻道后端的气流通道变宽, 与正常的呼吸气流分布有区别。这两个阶段的空气流动轨迹都呈现出一个类似抛物线型的形态。另外, 从脉线图的细节上可以观察到一些较大范围的涡结构, 例如鼻瓣区域和鼻咽区域。呼吸转换过后, 上一阶段的空气并未完全排出, 有小部分脉线出现在上鼻瓣、最上鼻道和下鼻道的边缘区域, 两者的情况基本相同。

图5所示为壁面压力分布情况。呼气峰值阶段, 压力的峰值与谷值出现在上鼻咽与鼻瓣前端区域, 其中上鼻咽区域出现高压梯度变化; 吸气峰值阶段, 压力的峰值与谷值出现在鼻瓣前端区域、上颌窦窦口附近和中鼻咽前端。另外, 鼻瓣区域出现高压分布压力。

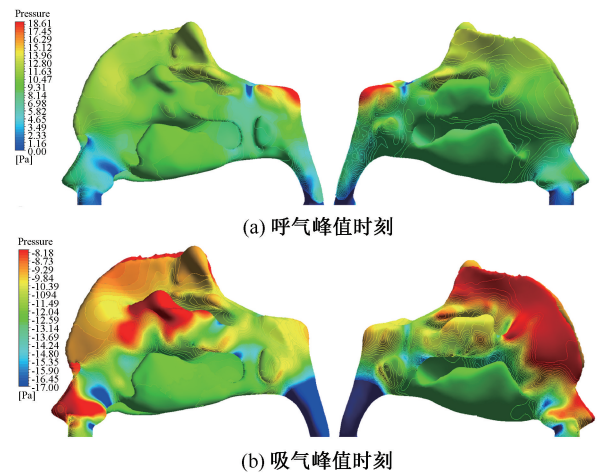


图5 上呼吸道壁面压力分布

Fig.5 Pressure distribution on the wall of upper respiratory tract

(a) Peak expiratory time, (b) Peak inspiratory time

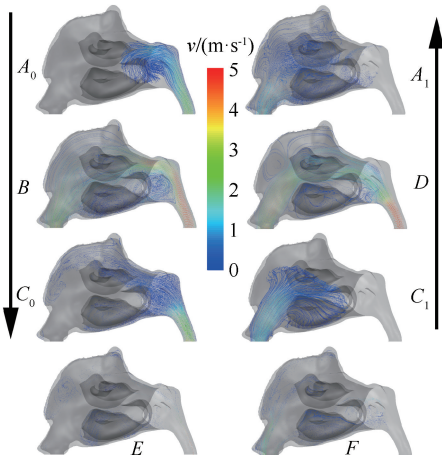


图4 呼吸过程脉线图

Fig.4 Pulse map during respiration

图6所示为上呼吸道左半部分涡分布, 涡识别方法采用  $Q$ -准则,  $Q$  值为 0.91。在呼吸的峰值时刻, 入口、中鼻道以及鼻咽区域都分布着大量的片状涡结构, 说明该区域的空气有强烈的剪切运动。另外, 中鼻道前端观察到有管状闭合涡结构, 在吸气峰值时刻, 鼻咽处观察到马蹄涡。而呼吸交换时刻, 涡结构主要分布于上鼻道和下鼻道。

## 4 讨论

根据脉线图的结果可知, 呼吸气流对上呼吸道

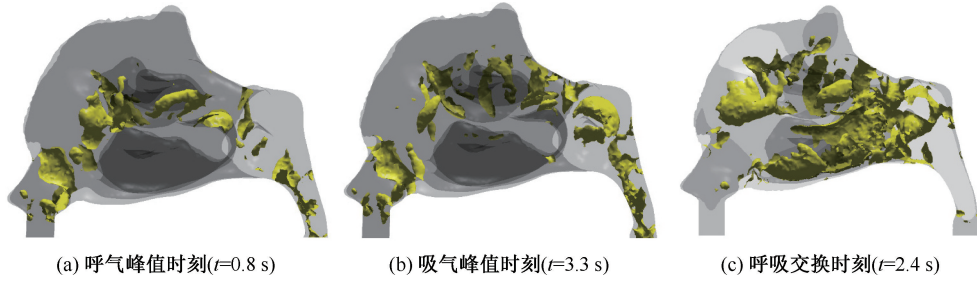


图6 上呼吸道左半部分涡分布

Fig.6 Distribution of vortex in the left upper respiratory tract (a) Peak expiratory moment ( $t=0.8\text{ s}$ ), (b) Peak inspiratory moment ( $t=3.3\text{ s}$ ), (c) Breathing exchange moment ( $t=2.4\text{ s}$ )

的影响方式存在区别。吸气过程气流峰值流量较大,且空气进入鼻腔的形态比较集中,可以看成是一种气流的脉冲,气流直冲至中鼻道前端并分散,有利于使吸入的空气迅速分散到达鼻腔内的功能区域,方便鼻腔对气流进行加温加湿和净化;而呼气过程气流峰值流量较小,经过鼻咽区域的转向和分散,使得肺部呼出的空气流经上呼吸道的大部分空间,有利于上呼吸道内部生理环境的恢复。

从脉线图的演化过程可以发现,呼吸转换的过程中,上呼吸道内的空气被反向推出,这个过程促使上呼吸道内的气流出现大范围的紊乱状态,涡分布也说明了这一点。此外,呼吸交换之后并非所有的空气都会被排出,大致分布于上鼻瓣、最上鼻道和下鼻道等区域。这说明呼吸交换的过程中,紊乱的气流状态使得小部分空气被新阶段的气流排挤到边缘区域,这些区域恰恰是新阶段的气流微弱甚至是不经过的区域。

Wen 等<sup>[14]</sup>研究发现,鼻孔附近的压力变化来源于肺部分扩张和收缩作用,使得鼻孔内外存在高压梯度,然而鼻瓣的解剖结构提供了非常大的气流阻力,使得高压气流被限制在鼻瓣之外,为鼻腔内部提供了一个压力缓冲,减小了中鼻道的压力梯度变化,也使空气更平缓地吸入和呼出。本文模型由于鼻中隔偏曲,右侧的鼻瓣功能部分缺失,导致右侧壁面压力有明显的偏大情况出现。本文图5的压力分布很好的体现了这一特征。

上呼吸道内气流的主要通道区域,可以观察到有比较密集的等压线,同样在这些区域也能观察到比较丰富的涡结构。涡结构的生成说明这些区域的空气发生剪切或旋转运动,导致空气与鼻腔壁面

黏膜的接触比较频繁。结合 Zubair 等<sup>[15]</sup>的研究,这些涡结构的生成是因为鼻腔在呼吸过程中局部压力分布不均匀导致,特别是鼻咽区域,在呼气阶段能观察到明显的马蹄涡结构,这个涡结构的生成是由上鼻咽、中鼻咽的低压力梯度以及鼻咽区域因为空气主通道横截面突变引起的反向压力梯度引起<sup>[7,14]</sup>;密集压力梯度也会使得空气对鼻腔壁面的刺激比较明显,在呼吸过程中这些区域更容易被人感知到<sup>[2]</sup>。在呼吸的转换阶段,涡结构分布在几乎整个上呼吸道区域,其中下鼻道和上鼻道的分布情况较为明显,而结合脉线图可以观察到,这些区域附近的空气残留并未完全排出。

## 5 结论

本文使用物理实验与数值模型相结合的研究方式,同时验证了网格的独立性,证明数值模拟方法的可信和高效,适用于上呼吸道不同个案的研究,可以迅速为临床个案提供参考。结果表明,吸气过程的气流类似脉冲,而呼气过程的气流较为平缓,有利于上呼吸道生理功能的实现。在呼气或吸气阶段,空气的流动轨迹呈现出抛物线型的形态。呼吸交换过后的空气都会有一小部分滞留在边缘区域;气流主要通道中能观察到较大的涡结构,表示气流与壁面的接触频繁。

## 参考文献:

- [1] ZHAO K, JIANG J. What is normal nasal airflow? A computational study of 22 healthy adults [J]. *Int Forum Allergy Rhinol*, 2014, 4(6): 435-446.
- [2] GABORY L, REVILLE N, BAUX Y, *et al.* Numerical simulation of two consecutive nasal respiratory cycles: Toward

- a better understanding of nasal physiology [J]. *Int Forum Allergy Rhinol*, 2018, 8: 676-685.
- [ 3 ] 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.
- [ 4 ] COURTISS EH, GOLDWYN RM. The effects of nasal surgery on airflow [J]. *Plast Reconstr Surg*, 1983, 72(1): 9-19.
- [ 5 ] NOMURA T, USHIO M, KONDO K, et al. Effects of nasal septum perforation repair on nasal airflow: An analysis using computational fluid dynamics on preoperative and postoperative three-dimensional models [J]. *Auris Nasus Larynx*, 2018, 45(5): 1020-1026.
- [ 6 ] XIONG G, ZHAN J, ZUO K, et al. Numerical flow simulation in the post-endoscopic sinus surgery nasal cavity [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2008, 46(11): 1161-1167.
- [ 7 ] LINDEMANN J, KECK T, WIESMILLER KM, et al. Numerical simulation of intranasal air flow and temperature after resection of the turbinates [J]. *Rhinology*, 2005, 43(1): 24-28.
- [ 8 ] 王莹, 王杰, 于申, 等. 鼻腔结构矫正手术对 OSAHS 患者上气道流场影响的数值分析[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(4): 270-276.  
WANG Y, WANG J, YU S, et al. Numerical analysis of the nasal cavity structure reconstruction effects on the airflow patterns within the upper airway in patient with OSAHS [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 270-276.
- [ 9 ] 陈柳洁, 张湘民, 肖潭. OSAHS 患者自然睡眠期呼吸模式对上气道流场的影响 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(6): 540-547.  
CHEN LJ, ZHANG XM, XIAO T. Effects of breathing patterns on flow field in upper airway of an OSAHS patient during natural sleep [J]. *J Med Biomech*, 31(6): 540-547.
- [ 10 ] 于申, 刘迎曦, 孙秀珍, 等. 鼻腔气道结构对鼻腔加温加湿功能影响的数值模拟 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(6): 444-448.  
YU S, LIU YX, SUN XZ, et al. Numerical simulation for the influence of nasal cavity structure on nasal function of warming and humidifying the inhaled airflow [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(6): 444-448.
- [ 11 ] Pixmeo SARL, Inc. OsiriX DICOM viewer [EB/OL]. <http://www.osirix-viewer.com/datasets/>.
- [ 12 ] PÉREZ-MOTA J, SOLORIO-ORDAZ F, GORTARI CD. Flow and air conditioning simulations of computer turbinec-tomized nose models [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2018, 56(10): 1899-1910.
- [ 13 ] SHIH TH, LIOU WW, SHABBIR A, et al. A new  $k-\epsilon$  eddy viscosity model for high Reynolds number turbulent flows [J]. *Comput Fluids*, 1995, 24(3): 227-238.
- [ 14 ] WEN J, INTHAVONG K, TIAN ZF, et al. Airflow patterns in both sides of a realistic human nasal cavity for laminar and turbulent conditions [C]// *Proceedings of the 16<sup>th</sup> Australasian Fluid Mechanics Conference*. Gold Coast: AFMC, 2007.
- [ 15 ] ZUBAIR M, ABDULLAH MZ, ISMAIL R, et al. Review: A critical overview of limitations of CFD modeling in nasal airflow [J]. *J Med Biol Eng*, 2012, 32(2): 77-84.