

DOI: 10.7511/jslx20221222002

基于气固两相流数值模拟的下鼻甲切除 虚拟手术效果评价研究

高文秀¹, 陈晓乐^{*1}, 杨慧珍¹, 陶锋², 孙宝宾², 卢瞳³

(1. 南京师范大学 能源与机械工程学院, 南京 210046; 2. 东南大学附属中大医院耳鼻喉科, 南京 210009;
3. 东南大学附属中大医院医学影像科, 南京 210009)

摘要:运用数值模拟的方法探讨不同的下鼻甲切除虚拟手术方案的效果。为一位患慢性肥厚性鼻炎的患者重建了真实鼻腔模型A,采用虚拟手术的方法修改模型A的几何结构,分别根据双侧下鼻甲下缘水平切除术、下鼻甲后端切除术以及下鼻甲下缘及后端切除术得到了鼻腔模型B、模型C和模型D。并在上述四个模型内分别展开数值模拟,对比分析其流场分布和颗粒物的沉积比与沉积形式。模型A中左侧鼻腔的气流速度较快,左右鼻腔的气流分布差异也较大,模型B和模型D的最大风速和左右鼻腔的流速差异均有减小。在不同流量条件下,模型B和模型D的鼻腔进出口压降与模型A相比均降低。较大粒径的颗粒在鼻腔模型内的沉积比显著降低,8 μm 时模型B和模型D的沉积比分别比模型A降低了14.5%和14.8%,10 μm 时分别降低了14%和14.5%。模型C的流场分布和颗粒物的沉积特性与模型A相差不大。模型B和模型D可以更好地降低鼻阻力,减轻左右鼻腔流场差异引起的不适感,降低颗粒物在鼻腔内的沉积比,尤其减少了鼻中隔、鼻咽和咽喉区域的颗粒物沉积。

关键词:数值模拟;鼻甲肥大;虚拟手术;流场;颗粒物

中图分类号: O242.2; O359

文献标志码: A

文章编号: 1007-4708(2024)04-749-06

1 引言

鼻甲肥大是常见的鼻腔疾病之一,通常是因为鼻腔黏膜长时间受到炎症的刺激从而引发鼻腔黏膜水肿肥厚,患者的主要症状为鼻塞^[1]。大多数下鼻甲肥大的患者首先会采用保守的药物治疗方法,常用的药物有糖皮质激素、硬化剂和抗组胺药等^[2]。在药物治疗效果不明显时会采用手术的方法缩小肥大的下鼻甲^[3]。

下鼻甲部分切除术是治疗下鼻甲肥大的常用手术方法之一^[4]。由于个体特征和既往疾病史等因素的影响,难以保证所有病人的手术效果都满意^[5]。所以,CFD技术与个性化医疗的结合成为了研究热点。鼻腔结构复杂,传统的鼻腔测量工具不能充分量化鼻腔内的流动特性,而CFD技术能够直观反映呼吸道内气流分布^[6]。CFD技术与个性化医疗结合后能够分析不同病理状态下的鼻腔

内的流场分布特性,量化的模拟结果能够进一步为医生提供手术效果参考^[7]。

人体鼻腔内颗粒动力学的研究能够评估药物气溶胶和大气污染物在鼻腔内的沉积。如Liu等^[8]分别使用了RANS,RANS/EIM和LES方法模拟了颗粒物在鼻腔模型内的沉积。Tong等^[9]利用数值模拟方法研究了不同鼻腔给药装置和喷雾方向对药物颗粒沉积的影响。研究颗粒物在病变鼻腔内的运输和沉积有利于鼻腔疾病的治疗和手术方案的优化。

为了评价下鼻甲切除手术的效果,重建了一例慢性肥厚性鼻炎患者的鼻腔模型,并根据三种手术方案开展虚拟手术,分别修改鼻腔几何结构,获得不同虚拟手术后的鼻腔模型。通过对比分析上述四个模型内的流场分布和颗粒物沉积比与沉积形式,评估不同虚拟手术方案的效果。

收稿日期:2022-12-22; 修改稿收到日期:2023-02-11.

基金项目:国家自然科学基金(51976091);江苏高校青蓝工程;江苏省普通高校研究生实践创新计划(SJCX22_0595)资助项目.

作者简介:陈晓乐*(1986-),男,博士,副教授(E-mail:xlcn@njnu.edu.cn).

引用本文:高文秀,陈晓乐,杨慧珍,等.基于气固两相流数值模拟的下鼻甲切除虚拟手术效果评价研究[J].计算力学学报,2024,41(4):749-754.

GAO Wen-xiu, CHEN Xiao-le, YANG Hui-zhen, et al. A study on the evaluation of the virtual surgical effect of inferior turbinectomy based on gas-solid two phase flow numerical simulation[J]. Chinese Journal of Computational Mechanics, 2024, 41(4): 749-754.

2 研究方法

2.1 鼻腔模型

本文为一位慢性肥厚性鼻炎患者重建了鼻腔模型 A(图 1),通过三种手术方案对模型 A 开展虚拟手术,分别获得不同鼻腔模型 B、模型 C 和模型 D,切除部位如图 1 中红圈区域所示。术后差异如图 2 所示。其中,模型 B 为双侧下鼻甲下缘 1/3 水平切除术,模型 C 为双侧下鼻甲后端切除术,模型 D 为双侧下鼻甲下缘 1/3 水平和后端切除术。上述四个模型均包含鼻前的球形空气入口区域、鼻孔到咽喉以及上颌窦(图 1),鼻孔外部区域考虑了鼻腔附近面部结构对吸气气流的影响。

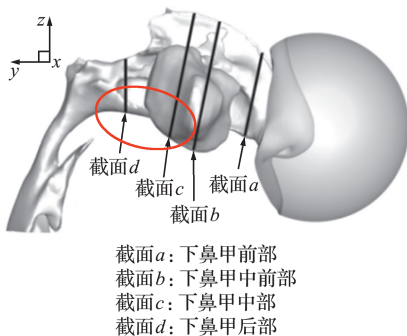


图 1 模型 A 的几何结构
 Fig. 1 Geometry of model A

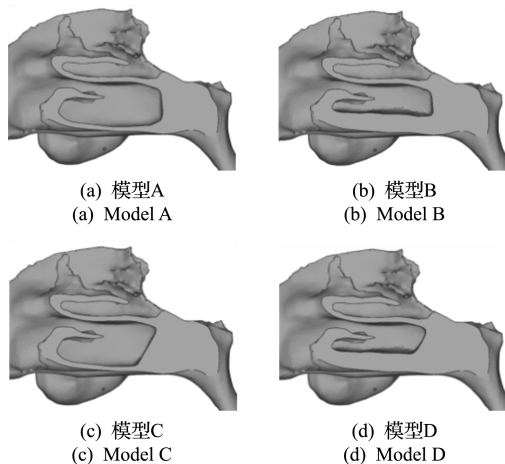


图 2 虚拟手术前后各鼻腔模型矢状图
 Fig. 2 Sagittal view of each model before and after virtual surgery

2.2 连续相

15 L/min 条件下,鼻孔入口处的雷诺数为 1564,咽部较窄区域的雷诺数为 2502,在咽部区域气流速度快速增加,存在层流向湍流转变的过程。同时由于咽部截面积的渐缩,在该区域可能产生边界层分离^[10]。因此采用 Transition SST 模型以反映这种转捩和分离现象^[11]。受篇幅限制,具体的

控制方程可参考文献[12]。

2.3 离散相

由于颗粒相为稀相,可忽略颗粒物之间的碰撞,主要考虑重力和曳力对微米级球形可吸入颗粒物的影响。受篇幅限制,具体的控制方程可参见文献[12]。

2.4 模拟设置

为上述四个几何结构分别划分了网格,并在吸气流量为 15 L/min(静息状态)的条件下对网格进行了独立性校验,以原始鼻腔模型为例,构建了四个不同数量的网格,网格数量分别为 501774, 2119039, 4131000 和 13783042。对比不同网格数量的模型在鼻孔内一直线段(图 3 中红色线)上的无量纲速度分布,结果表明,网格数量为 4131000 和 13783042 的鼻腔模型的无量纲速度差异小于 5%(图 4),因此采用网格数为 4131000 的网格进行后续模拟。相似地,模型 B、模型 C 和模型 D 分别采用网格数量为 3367270, 4281218 和 4468644 的网格进行计算模拟。图 5 为鼻腔 A 的冠状位截面 a 的网格结构及其局部放大图。在鼻气道的气固两相流中,颗粒物的体积分数一般小于 10%,因此在欧拉-拉格朗日框架下采用单向耦合方法追踪颗粒。连续相收敛之后,在不规则的球形入口空间内随机释放 15000 个颗粒物,比较分析在静息状态下不同粒径的颗粒物(2 μm, 4 μm, 6 μm, 8 μm 和 10 μm)在各个鼻腔模型内的沉积比与沉积形式。

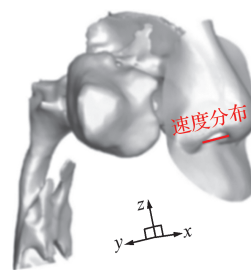


图 3 速度监测线的位置
 Fig. 3 Location of the velocity monitoring line

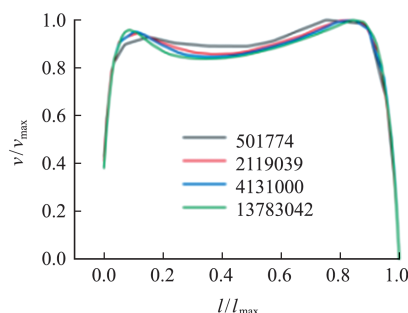


图 4 模型 A 的网格独立性校验
 Fig. 4 Mesh independence test for the model A

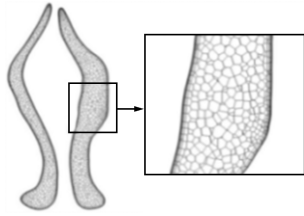


图5 模型A在截面a上的网格结构以及局部放大图
Fig.5 Mesh structure of model A on section a and a local enlarged image

3 结果与讨论

3.1 压力对比

鼻阻力是在呼吸过程中气流流经复杂的鼻气道产生的压力,由鼻腔的几何结构决定^[13]。鼻阻力主要来源于鼻前庭、鼻瓣及鼻甲区,通常用鼻孔到鼻咽处的压力来评价鼻塞^[14]。四个鼻腔模型从鼻孔到鼻咽的压降与流量的关系列入表1。其中模型A与模型C的压降分布相近,模型B与模型D的压降相近,并且模型B与模型D的压降在每一相同流量条件下均小于模型A的压降。以静息状态(15 L/min)为例,模型A的压降为17.5 Pa,模型B的压降为15.2 Pa,比模型A减少了13.1%。模型D比模型A减少了16.6%。对于大多数患者,其症状主要表现在静息状态下^[15],由此可见模型D的鼻腔通气改善情况最好,其次是模型B,模型C基本无变化。其他吸气条件下模型B和模型D的压降均有降低。说明双侧下鼻甲后端切除对该病人的鼻阻塞改善并不明显。

表1 各鼻腔模型在不同流量下的压降变化
Tab.1 Pressure drops of nasal airway models under different flow rates

模型	压降/Pa			
	15 L/min	30 L/min	45 L/min	60 L/min
模型A	17.5	50.5	101.3	164.3
模型B	15.2	46.1	94	156.1
模型C	17.4	49.7	99.3	163
模型D	14.6	45.9	93.6	158.9

3.2 速度分布

在健康的鼻腔中,鼻腔两侧的气流分布相似^[16]。鼻腔结构的变化可能会影响鼻腔两侧的气流分布,使鼻腔两侧的气流分布显著不同。因此,可以通过鼻腔两侧气流分布的差异大小来判断鼻腔的生理功能。如果两侧气流有显著差异,患者的鼻功能将异常,就会导致人体的不适甚至引起病变。

图6展示了吸气流量为15 L/min的条件下各模型在截面a、截面b、截面c和截面d(图1)上的速度分布。各鼻腔模型的速度分布相似,在截面a

上,左侧鼻气道比右侧狭窄,且气流速度较高,随着气流深入鼻腔,双侧气道变窄,因此在截面b和截面c中,右侧鼻腔的最大气速反而大于左侧,但是左右鼻腔的气流速度差异有减小。与模型A相比,模型B和模型D的高速区域所占面积和最大吸气速度均有减少,另外模型B和模型D由于切除了下鼻甲的后缘,因此截面d的流道面积相应增大。在截面a上,术前鼻腔模型的气流速度最大值为4.62 m/s,模型C的最大速度也高达4.61 m/s,而模型B和模型D的最大速度分别为4.45 m/s和4.43 m/s。总体来看,模型B和模型D双侧鼻腔的气流分布差异更小。

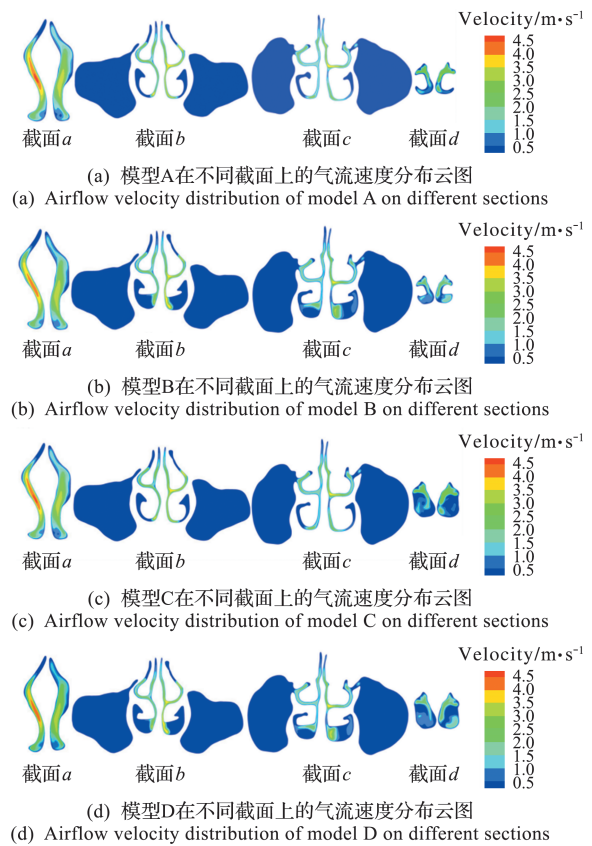


图6 各模型在不同截面上的气流速度分布云图
Fig.6 Airflow velocity distribution of each model on different sections

3.3 沉积比

鼻气道内颗粒物沉积研究多使用沉积比进行评价^[17],沉积比定义为沉积在鼻气道内的颗粒数与进入鼻气道颗粒数的比值。各鼻腔模型在不同粒径下的沉积比列入表2。相对于模型A,模型B和模型D在任一直径下的沉积比均降低。颗粒物直径小于等于6 μm时模型B和模型D的沉积比只有微小的改善。颗粒物直径为8 μm和10 μm时模型B和模型D的沉积比显著降低,模型B分别降低了14.5%和14%,模型D分别降低了14.8%

和 14.5%。模型 C 仅在 8 μm 颗粒物条件下稍有改善。因此,下鼻甲下缘及后端切除术能有效降低颗粒物在鼻腔内的沉积比。

为进一步分析颗粒物在鼻腔呼吸道内的沉积特性,将整个鼻腔模型分为鼻前庭、鼻瓣、主气道+上颌窦和鼻咽+咽喉四个区域。局部沉积比定义为,沉积在鼻腔不同区域的颗粒数与进入鼻气道内颗粒数的比值。各模型在上述五个区域内的沉积比如图 7 所示。与模型 A 相比,模型 B 和模型 D 在鼻瓣、主气道+上颌窦和鼻咽+咽喉区的沉积比均显著降低。主气道内颗粒物沉积比的降低可以减小鼻炎和鼻窦炎等鼻腔疾病发生的概率。

图 8 显示了微米级颗粒物在本文的四个鼻腔模型以及文献[18,19]的健康受试者鼻腔模型内的沉积比差异。主要的沉积差异体现在 8 μm 粒径下,然而术后鼻腔模型几何结构的差异对颗粒物的沉积存在一定的影响^[20]。从总体上看,各模型的沉积结果基本上处于健康受试者的结果之间。

表 2 不同粒径的颗粒物在各鼻腔模型内的沉积比
Tab.2 Deposition fraction of particles with different diameters in nasal airway models

模型	沉积比/%				
	2 μm	4 μm	6 μm	8 μm	10 μm
模型 A	3.8	10.4	13.8	35.3	83.9
模型 B	3.1	8.5	12.4	20.8	69.9
模型 C	4.7	12.1	13.5	27.5	82.1
模型 D	2.7	7.8	12.5	20.5	69.3

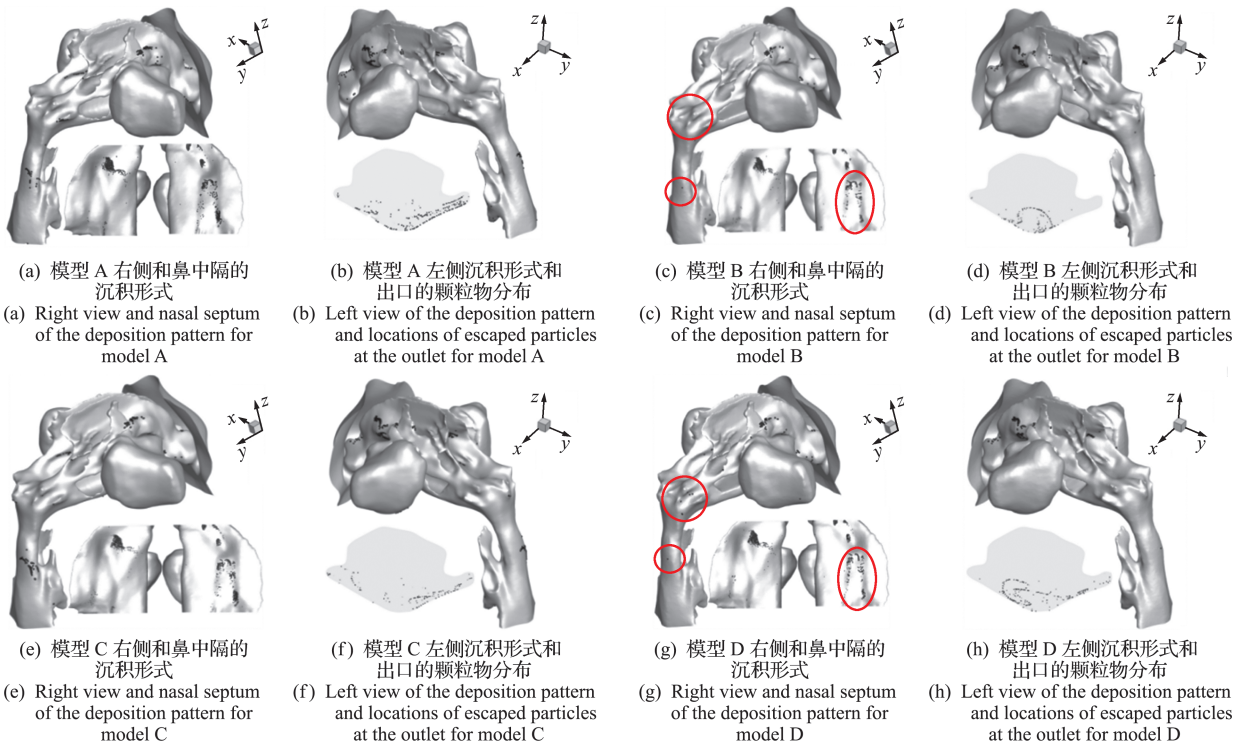


图 9 15 L/min 吸气流量下 10 μm 颗粒物在各模型内的最终分布
Fig.9 Final locations for the deposited and escaped 10 μm particles for the above four models at the flow rate of 15 L/min

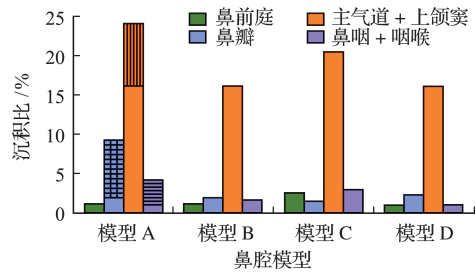


图 7 8 μm 颗粒物在各模型内的局部沉积比
Fig.7 Deposition fraction of 8 μm particles in each model

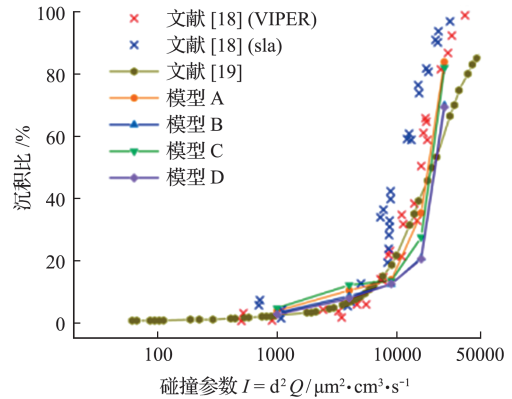


图 8 颗粒物的沉积比对比
Fig.8 Comparison of the deposition fractions of particles

3.4 沉积形式

为分析不同手术方案对可吸入颗粒物沉积的影响,需进一步比较 15 L/min 流量下各个鼻腔模型内颗粒物的沉积形式。受篇幅限制,仅分析讨论 10 μm 颗粒物的最终分布,包括颗粒物的沉积位置和喉部出口逃逸的位置分布(图 9)。

总体来看,颗粒物大量沉积在了鼻腔模型的上游,尤其是鼻瓣区和鼻中隔区域。只有少量颗粒物沉积在鼻前庭和鼻咽处。 $10\ \mu\text{m}$ 颗粒物的惯性较大,不易由气流携带,容易撞击在曲率较大的区域,因此从出口逃逸的颗粒物数量极少。整体上来看,模型 A 与模型 C 的沉积形式相似,而模型 B 的沉积形式结果更接近于模型 D。与模型 A 相比,在模型 B 和模型 D 中只有极少数的颗粒物沉积在鼻咽区和口咽区,并且右侧鼻中隔上沉积的颗粒物也明显减少(图 9(c,g)中的红圈区域)。

4 结 论

为了评价不同下鼻甲切除虚拟手术的效果,本文为一例慢性肥厚性鼻炎患者设计了三种不同的虚拟手术方案。其中,方案一为双侧下鼻甲下缘水平切除术,方案二为双侧下鼻甲后端切除术,方案三为双侧下鼻甲下缘及后端切除术。并对比分析了原始鼻腔模型和三种不同虚拟手术后的鼻腔模型内的流场分布、颗粒物沉积比与沉积形式,主要得出了以下结论。

(1) 方案三降低了鼻腔进出口的压降和鼻腔内的最大流速,使左右两侧鼻腔流场分布更加均匀。

(2) 在方案一和方案三中, $2\ \mu\text{m}$ 、 $4\ \mu\text{m}$ 和 $6\ \mu\text{m}$ 颗粒物在鼻腔模型内的沉积比略有降低,而 $8\ \mu\text{m}$ 和 $10\ \mu\text{m}$ 颗粒物在鼻腔模型内的沉积比和 $8\ \mu\text{m}$ 颗粒物在主气道内的沉积比均显著降低,可以降低鼻炎和鼻窦炎等鼻腔疾病发生的概率。

(3) 方案一和方案三显著减少了 $10\ \mu\text{m}$ 颗粒物在鼻中隔和鼻咽区的沉积。

整体上来看,方案一和方案三的数值模拟均能明显改善鼻阻塞情况,减少可吸入颗粒物在鼻腔局部位置的集中沉积,定量结果几乎一致,但方案一比方案三少切除了下鼻甲的后端,对病人的创伤更小。因此,双侧下鼻甲下缘水平切除术更为适合该慢性肥厚性鼻炎患者。

参考文献(References):

- [1] 赵 励,王春燕,王建军.低温等离子射频消融术联合骨折外移术治疗下鼻甲肥大效果分析[J].中国实用医药,2020,15:42-44.(ZHAO Li,WANG Chun-yan,WANG Jian-jun. Analysis of the effect of low temperature plasma radiofrequency ablation combined with Fracture relocation on inferior turbinate hypertrophy [J]. *China Practical Medicine*, 2020, 15(21): 42-44. (in Chinese))
- [2] Berenholz L, Kessler A, Sarfati S, et al. Chronic sinusitis: A sequela of inferior turbinectomy [J]. *American Journal of Rhinology*, 1998, 12(4): 257-261.
- [3] Shah A N, Brewster D, Mitzen K, et al. Radiofrequency coblation versus intramural bipolar cautery for the treatment of inferior turbinate hypertrophy [J]. *The Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology*, 2015, 124(9): 691-697.
- [4] Sathish K K N, Akash A S. Total inferior turbinectomy versus inferior turbinoplasty—A comparative study [J]. *Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences*, 2018, 7(35): 3830-3834.
- [5] 楼芝兰.个性化医疗中多种治疗方案下的最优分配准则估计[D].华东师范大学,2018.(LOU Zhi-lan. Estimation of Optimal Allocation Criteria under Various Treatment Schemes in Personalized Medicine [D]. East China Normal University, 2018. (in Chinese))
- [6] 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.(XU Xin-xi,ZHAO Xiu-guo,TAN Shu-lin, et al. Numerical simulation for airflow movement in the human upper respiratory tract [J]. *Chinese Journal of Computational Mechanics*, 2010, 27(5): 881-886. (in Chinese))
- [7] 刘小涵,雷齐鸣,张小兵.计算流体力学在鼻腔疾病临床应用中的进展[J].中华耳鼻咽喉头颈外科杂志,2021,56(5):528-531.(LIU Xiao-han, LEI Qi-ming, ZHANG Xiao-bing. Progress of computational fluid dynamics in clinical application of nasal diseases [J]. *Chinese Journal of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery*, 2021, 56(5): 528-531. (in Chinese))
- [8] Liu Y, Matida E A, Gu J J, et al. Numerical simulation of aerosol deposition in a 3D human nasal cavity using RANS, RANS/EIM, and LES [J]. *Journal of Aerosol Science*, 2007, 38(7): 683-700.
- [9] Tong X W, Dong J L, Shang Y D, et al. Effects of nasal drug delivery device and its orientation on sprayed particle deposition in a realistic human nasal cavity [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2016, 77: 40-48.
- [10] Heenan A F, Matida E, Pollard A, et al. Experimental measurements and computational modeling of the flow field in an idealized human oropharynx [J]. *Experiments in Fluids*, 2003, 35(1): 70-84.
- [11] Menter F R, Langtry R B, Likki S R, et al. A correlation-based transition model using local variables. Part I: Model formulation [J]. *Journal of Turbomachinery*, 2006, 128(3): 413.
- [12] 陈晓乐.人体呼吸道内可吸入颗粒物的气固两相流数值模拟与仿生实验[D].东南大学,2015.(CHEN Xiao-le. Numerical Simulation and Bionic Experiment

- of Gas-Solid Two Phase Flow of Inhalable Particles in Human Respiratory Tract[D]. Southeast University, 2015. (in Chinese))
- [13] 马瑞萍, 郑国玺, 鄂殿玉, 等. 基于3D打印透明鼻腔模型的鼻阻力变化规律研究[J]. 临床耳鼻咽喉头颈外科杂志, 2021, **35**(12): 1101-1106. (MA Rui-ping, ZHENG Guo-xi, E Dian-yu, et al. Study on changes of nasal resistance based on 3D printing transparent nasal cavity models [J]. *Journal of Clinical Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery*, 2021, **35**(12): 1101-1106. (in Chinese))
- [14] 吴 婧. 鼻阻力和鼻声反射鼻腔测量在变应性鼻炎中的临床应用研究[D]. 北京中医药大学, 2016. (WU Jing. Clinical Application of Nasal Resistance and Nasal Acoustic Reflex in Allergic Rhinitis [D]. Beijing University of Chinese Medicine, 2016. (in Chinese))
- [15] 耿朋朋. 下鼻甲部分切除术的计算机流体力学模拟研究[D]. 东南大学, 2021. (GENG Peng-peng. Computer Hydrodynamics Simulation of Partial Inferior Turbinectomy [D]. Southeast University, 2021. (in Chinese))
- [16] Tan J, Han D M, Wang J, et al. Numerical simulation of normal nasal cavity airflow in Chinese adult: A computational flow dynamics model [J]. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 2012, **269**(3): 881-889.
- [17] Kleinstreuer C, Zhang Z. Airflow and particle transport in the human respiratory system [J]. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 2010, **42**: 301-334.
- [18] Kelly J T, Asgharian B, Kimbell J S, et al. Particle deposition in human nasal airway replicas manufactured by different methods. Part I: Inertial regime particles [J]. *Aerosol Science and Technology*, 2004, **38**(11): 1063-1071.
- [19] Shang Y D, Inthavong K, Tu J Y. Detailed micro-particle deposition patterns in the human nasal cavity influenced by the breathing zone [J]. *Computers & Fluids*, 2015, **114**: 141-150.
- [20] Calmet H, Kleinstreuer C, Houzeaux G, et al. Subject-variability effects on micron particle deposition in human nasal cavities [J]. *Journal of Aerosol Science*, 2018, **115**: 12-28.

A study on the evaluation of the virtual surgical effect of inferior turbinectomy based on gas-solid two phase flow numerical simulation

GAO Wen-xiu¹, CHEN Xiao-le^{*1}, YANG Hui-zhen¹, TAO Feng², SUN Bao-bin², LU Tong³

(1. School of Energy and Mechanical Engineering, Nanjing Normal University, Nanjing 210046, China;

2. Department of Otorhinolaryngology, Zhongda Hospital Southeast University, Nanjing 210009, China;

3. Department of Medical Imaging, Zhongda Hospital Southeast University, Nanjing 210009, China)

Abstract: To evaluate the possibility of analyzing surgical outcomes by comparing different virtual surgery plans for inferior turbinate resection via numerical simulation, the real nasal model (model A) of a patient with chronic hypertrophic rhinitis was reconstructed, and the geometric structure of model A was modified by virtual surgery. model B to model D were obtained according to the resection of the lower margin, the posterior end, and both the lower margin and posterior end of the inferior turbinate, respectively. In the four airway models, simulations were performed to compare the flow distributions and particle deposition characteristics. Compared with model A, the maximum airflow velocity in the left nasal cavity and the difference of airflow velocity distributions in bilateral nasal cavity of model B and model D are both reduced. Under different flow rate conditions, the pressure drops between the inlet and outlet of model B and model D are lower than those of model A. The deposition fractions of large particles in the nasal model was significantly reduced. The deposition fractions in model B and model D are 14.5% and 14.8% lower than that in model A for 8 μm particles, respectively. For 10 μm particles, the reductions in deposition fractions in model B and model D were 14% and 14.5%, respectively. The flow distributions and particle deposition characteristics of model C are similar to those of model A. Model B and model D can better reduce the nasal airway resistance, alleviate the discomfort caused by the difference of flow distributions in bilateral nasal cavity, and reduce the deposition fractions of particle in the nasal cavity. Especially in the nasal septum, nasopharynx and throat, the particle deposition decreases obviously.

Key words: numerical simulation; turbinate hypertrophy; virtual surgery; flow field; particle