

计算机流体力学在模拟下鼻甲手术中的应用

郭宇峰¹ 单雅敏² 蔡惠坤³ 陈学明² 高兴强¹

[摘要] 目的:建立模拟两种下鼻甲切除术式的计算机流体力学即 CFD 模型,分析其对鼻腔流体力学的影响。方法:建立单侧下鼻甲肥大鼻腔的 CFD 模型 A,在此基础上模拟下鼻甲切除术分别建立 B、C 两种术后模型,运用流体分析软件 Fluent6.3.26 计算三种模型的鼻腔全流场数据。结果:B 模型患侧鼻腔面积较原始模型平均面积增大 0.36 cm²,C 模型增大 0.89 cm²;B 模型患侧鼻腔的压降差(约 8Pa)与原始模型相比无太大改变,C 模型压降差明显降低(约 3Pa)。B 模型患侧鼻腔流量无明显增加,C 模型总鼻道下方及下鼻道流量为 80 ml/s,约为原始模型的 8 倍。B 模型在吸气相及呼气相气流流速及流动方式与原始模型无明显改变,C 模型在鼻瓣区流速明显增加,达到 1.04 m/s,并且涡流的产生与正常鼻腔趋于一致。结论:模型 C 在恢复鼻腔的正常解剖形态及正常通气生理方面都明显优于模型 B。在下鼻甲手术中,恢复鼻腔的正常解剖结构对于鼻腔疾病的治疗具有决定性的意义。

[关键词] 计算机流体力学;下鼻甲;三维重建

doi:10.13201/j.issn.1001-1781.2017.04.004

[中图分类号] R765.2 [文献标志码] A

Simulation of inferior turbinate reduction using computational fluid dynamics methods

GUO Yufeng¹ SHAN Yamin² CAI Huikun³ CHEN Xueming² GAO Xingqiang¹

(¹Department of Otolaryngology, Xiamen Children's Hospital, Xiamen, 361000, China;²Department of Otolaryngology, Ruijin Hospital, Shanghai Jiaotong University, School of Medicine;³School of Physics and Mechanical & Electrical Engineering, Xiamen University)

Corresponding author: GAO Xingqiang, E-mail: 13799250859@163.com

Abstract Objective: Two computational fluid dynamic(CFD) models of unilateral inferior turbinate reductions(ITR) were constructed and investigate the influences of aerodynamic consequences. **Method:** A unilateral hypertrophic inferior turbinate CFD model was established. Two kinds of methods in removing of tissue bulk along the length of the hypertrophic inferior turbinate were used, and we got the model B and the model C. Nasal airflow distribution were computed before and after simulated unilateral inferior turbinate reduction in use of Fluent 6.3.26. **Result:** Simulated two kinds of ITR resulted in enlargement in the cross-section area of inferior nasal meatus, 0.36 cm² of the model B and 0.89 cm² of the model C in average. Model C produced a less reduction in intranasal pressures(approximately 3 Pa) than the model B and the original model which are the same as approximately 8 Pa. More air was predicted to flow in the affected nasal passage in the model C(approximately 80 ml/s) than the model B and the original model. Airspeed in the anterior valve region was improved significantly and more vortices happened in the model C. **Conclusion:** The model C is significantly better than the model B in restoring normal anatomy and ventilation physiological of the nasal cavity. So, in ITR recovering normal anatomy structure of the nasal has decisive significance.

Key words computational fluid dynamics; inferior turbinate; three-dimensional reconstruction

慢性肥厚性鼻炎是耳鼻咽喉科的常见疾病之一。当血管收缩剂不能有效缓解鼻塞时需通过下鼻甲手术解决鼻通气问题。下鼻甲切除术方式众多,但至今仍无一种方法得到广泛认同,引起争议的原因多集中在术后对鼻腔生理功能的影响和并发症方面。术后并发症与鼻腔气流动力学的明显改变和黏膜组织的大面积损伤直接相关。要认

识下鼻甲切除术后鼻腔的生理改变及可能出现的并发症,判断术后疗效,必须有客观的判断鼻腔气流与鼻阻力的方法。目前公认的鼻腔气流生理的检查方法为鼻声反射及鼻阻力计法,前者通过声波测量鼻腔面积,后者通过气流测定鼻腔阻力,但是这两种方法均不能具体显示术后鼻腔内形态及气流流场的改变,缺乏对术后鼻腔气场的直观认识。郭宇峰等^[1]已对慢性肥厚性鼻炎鼻腔模型进行了详细的阐述,在此基础上我们运用计算机流体力学(computational fluid dynamic, CFD)技术进行模拟手术,目的是建立模拟两种不同的下鼻甲切除术式

¹厦门市儿童医院耳鼻咽喉科(福建厦门,361000)

²上海交通大学医学院附属瑞金医院耳鼻咽喉科

³厦门大学机电工程系

通信作者:高兴强, E-mail: 13799250859@163.com

的鼻腔 CFD 模型;当鼻腔总流量一定时,分析不同的术式对鼻腔流体力学的影响,以指导临床手术方式的选择。

1 模型与方法

1.1 原始模型的建立

本实验原始鼻腔模型沿用文献^[1]中的慢性肥厚性鼻炎鼻腔 CFD 模型。

1.2 模拟下鼻甲切除术后模型的建立

如图 1 所示,在原始鼻腔水平位 CT 图像上自下而上选取右侧下鼻甲从出现至消失的各个层面。

模型一:计算右侧下鼻甲左右连线的最大距离,取其中点,并通过此点做矢状面切除,切除切线右侧(外侧)的下鼻甲骨质及其黏膜,保留切线左侧(内侧)下鼻甲组织,保存数据,重建三维模型。得到总鼻道不变,仅下鼻道扩大的模拟术后模型一。此模型模拟的是切除肥大的下鼻甲外侧,单纯拓宽下鼻道,总鼻道并未扩大的临床病例。其对应的临床手术是下鼻甲下 1/3 部分切除术。传统的下鼻甲部分切除术一般采用这种方式,切除术的程度难以把握,切除黏膜过多容易引起鼻腔干燥,患者自觉通气改善不理想,即出现“空鼻症”。

模型二:环形切除右侧下鼻甲周围宽度 3 mm 的黏膜,保留切线以内的下鼻甲组织,得到恢复正常解剖形态的下鼻甲组织,保存数据,重建三维模型。得到恢复正常解剖形态的总鼻道及下鼻道的术后模型。此模型模拟的是在拓宽下鼻道的同时恢复鼻腔的正常解剖结构,对应的临床手术方式是下鼻甲黏膜下部分切除或者下鼻甲黏膜肥厚射频消融术;下鼻甲骨折外移术。此模型形象的表述就是下鼻甲“瘦身”术。



实体部分为鼻道,空腔部分为鼻甲。

图 1 鼻腔原始模型及模拟手术后模型示意图

1.3 三模型 CFD 数值模拟方法

采用 Fluent6.3.26 进行计算,SIMPLEC 算法进行压力场和速度场的求解,动量方程等的离散采用二阶精度。递质取空气,密度 $\rho=1.225 \text{ kg/m}^3$,动力粘性系数 $\mu=1.7894 \times 10^{-5} \text{ kg/(m} \cdot \text{s)}$ 。整个上呼吸道均视为刚性体,流体为不可压缩流体,流动定常。模拟过程中,忽略温度场的变化,考虑重力的影响。计算域包括鼻前庭至鼻咽部。在平静

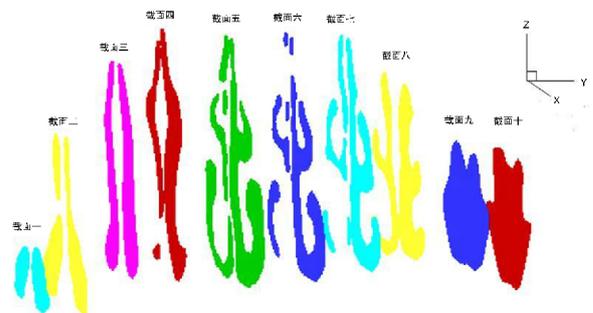
呼吸状态下,设前鼻孔处压力为一个标准大气压,为了简化说明鼻腔内的压降变化,以此为参照点,将其数值设为 0 Pa。鼻腔壁处设为无滑移边界 ($V=0$)。设定三个模型双侧鼻腔气流总流量均为 200 ml/s 时对三个鼻腔模型流体力学进行比较。故取双侧前鼻孔气流总平均流量值 $V=200 \text{ ml/s}$ (12 L/min),以此作为初次边界条件计算得到吸气时 CFD 模型进出口的压力,将此压力差值作为平静呼吸状态下的鼻腔进出口的二次边界条件计算得到双侧鼻腔全流场数据。

1.4 重建后 CFD 模型的标识

为了方便表示,本实验中称原始模型为 A 模型,模拟下鼻甲切除术模型一为 B 模型、模型二为 C 模型。CFD 模型三维重建坐标系中,X 轴方向表示自鼻底部指向鼻顶部,Y 轴方向表示自前鼻孔平行于鼻底部指向后鼻孔,Z 轴方向自鼻中隔指向鼻外侧壁,以下均基于此坐标系进行数据分析。本研究称患侧为本实验鼻腔模型的下鼻甲肥大侧及术后侧即右侧鼻腔,称左侧鼻腔为健侧。

分别截取三个模型双侧鼻腔九个截面。截面零为鼻腔入口,截面一至八为沿 Y 轴方向取原始鼻腔即模型 A 的冠状位截面,分别代表距离鼻尖 1.5 cm、2.0 cm、3.0 cm、3.8 cm、5.0 cm、6.0 cm、7.0 cm、7.8 cm 的冠状位截面(图 2、3)。截面二在鼻前庭的外壁相当于大翼软骨外侧角,其上缘有一弧形嵴棱,为前庭与鼻腔的交界处,名为鼻阈。截面三为下鼻甲前端出现处。截面一至三间通常称为鼻瓣区(nasal valve)。截面五处中鼻甲前端出现。截面八为中、下鼻甲后端。

截面零在 CFD 鼻腔模型三维坐标系的 X-Y 平面内,图中未显示。截面一至八在三维坐标系的 X-Z 平面内。云图代表轴向流速,线图代表各个截面内的水平流线。



截面一至八为鼻道截面图在鼻腔中的位置排列,截面九、十为鼻咽部截面。

图 2 截面图

2 结果

2.1 手术前后患侧鼻腔形态与面积对比

截面三至八为下鼻甲区域,A 模型见患侧下鼻

甲肥大,下鼻道及对应总鼻道段流道狭窄。B 模型仅切除下鼻甲外侧,下鼻道扩大,但是总鼻道仍然狭窄。B 模型下鼻甲区域较原始模型平均面积增大 0.36 cm^2 。C 模型环形切除下鼻甲,使得下鼻道及总鼻道均扩大,形态学上与健康鼻腔无差异。C 模型下鼻甲区域较原始模型平均面积增大 0.89 cm^2 。

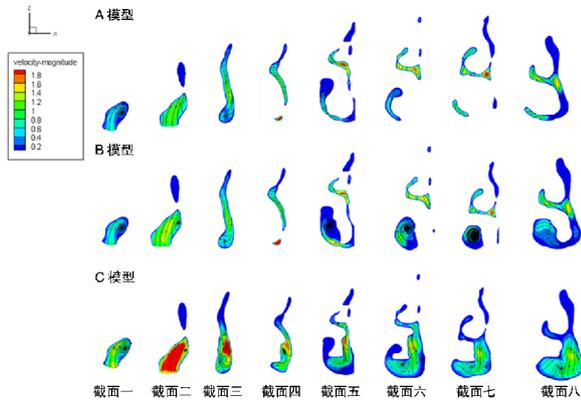
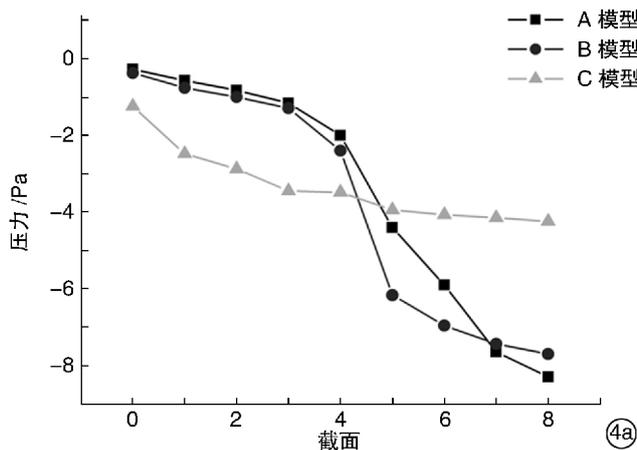


图 3 三模型患侧鼻道截面图及吸气相各个截面速度流线图

2.2 手术前后患侧鼻腔压降变化

如图 4 所示,当双侧鼻腔总流量一定时,患侧鼻腔在吸气及呼气相 A 模型及 B 模型的总压降几乎一致,约为 8 Pa ,C 模型吸气相总压降为 3 Pa ,呼气相为 3.7 Pa ,小于 A 及 B。吸气相可见 A 与 B 模型压降曲线趋势几乎一致,在下鼻甲区域(截面三至八)产生的压降占总压降的 90% ,C 模型在鼻瓣区(截面一至三)产生的压降为 0.97 Pa ,下鼻甲区域产生的压降仅为 0.75 Pa 。在呼气相,A 与 B 模型在下鼻甲区域产生的压降远大于鼻前段,C 模型在下鼻甲区域产生的压降为 0.94 Pa ,仅占总呼气压降的 25% 。C 模型上气道压降小于 A 和 B 模型(图 5)。



2.3 手术前后患侧鼻腔气流流量的变化

双侧鼻腔总流量为 200 ml/s 时,患侧鼻腔的吸气相及呼气相流量在 A 模型约为 50 ml/s ,B 模型约为 60 ml/s ,C 模型约为 110 ml/s 。如图 6 所示,将截面五患侧鼻腔分为 a~e 区,其中 a 区代表嗅区,b 与 c 区代表总鼻道中下部,d 与 e 区代表中、下鼻道。表 1 显示了三个模型截面五患侧鼻腔各个分区的面积、吸气及呼气相的流量及其百分比。从表中可见,模拟术后的 B 模型主要增大了下鼻道的面积,C 模型增大了下鼻道及总鼻道中下部的面积。吸气时 A 与 B 模型总流量无明显差异,C 模型总流量约为 A 模型的 2 倍。C 模型主要增加了总鼻道中下部的流量,特别是总鼻道下部的流量达到 40.32 ml/s ,约为 A 模型的 20 倍,下鼻道流量也较 A 模型增大,约为其 2 倍。呼气时 B 模型下鼻道流量较 A 模型增大 9 ml/s ,余无明显改变。C 模型总鼻道下方及下鼻道流量为 80 ml/s ,约为 A 模型的 8 倍。

2.4 手术前后患侧鼻腔气流流速及流动方式的变化

如图 7 所示,无论在吸气还是呼气相,模型 A 与 B 流速大小与趋势几乎一致,整条曲线比较平坦,流速无明显波动。模型 C 在下鼻甲区域(截面四至截面八)流速与 A、B 一致,但是在鼻瓣区(截面一至三)处,流速总体有明显提升,如吸气相 C 模型鼻瓣区平均流速为 1.04 m/s ,而下鼻甲区域流速为 0.50 m/s 。

在平静呼吸时,从前鼻孔至后鼻孔的矢状位的流线称为轴向流线,其流速称为轴向流速,方向垂直于鼻腔冠状位截面。与其相对应的是水平于鼻腔冠状位截面的流线,当一个流道中上方的流速大于下方时,就会产生由上至下的流动,即水平于冠状位的流动;若上下方的流速相差较大,则形成“涡流”^[2]。如图 3 为吸气相三模型截面一至八的速度

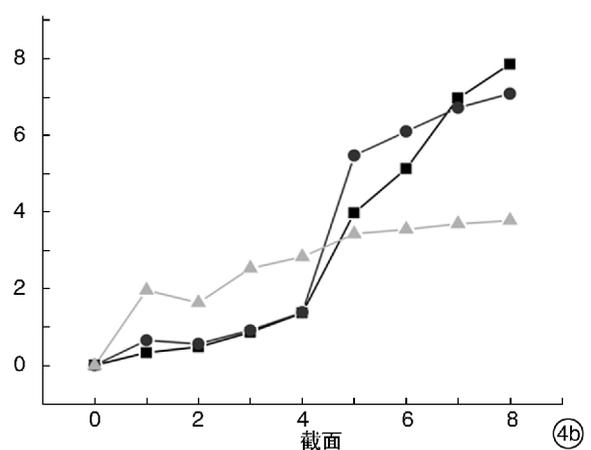


图 4 三模型吸气相(4a)及呼气相(4b)鼻腔冠状位截面压降比较示意图

表 1 三模型截面五患侧鼻腔吸气相气流流量表

分区	面积/cm ²			吸气流量/(ml·s ⁻¹)			吸气流量百分比		
	A 模型	B 模型	C 模型	A 模型	B 模型	C 模型	A 模型	B 模型	C 模型
a	0.27	0.27	1.44	1.44	1.46	0.41	2.90	2.47	0.39
b	0.21	0.21	24.41	24.41	21.96	37.30	44.99	37.17	35.76
c	0.22	0.28	1.68	1.68	5.57	40.32	3.77	9.43	38.65
d	0.19	0.17	12.99	12.99	13.50	5.60	33.01	22.85	5.37
e	0.66	1.19	9.02	9.02	16.58	20.68	18.38	28.06	19.82
总计	1.53	2.13	50.26	50.26	59.08	104.32	100.00	100.00	100.00

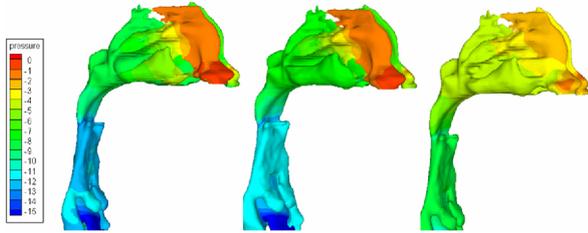
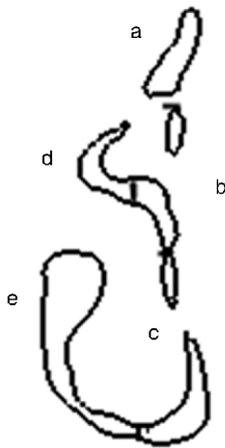


图 5 上气道吸气相压降模拟图



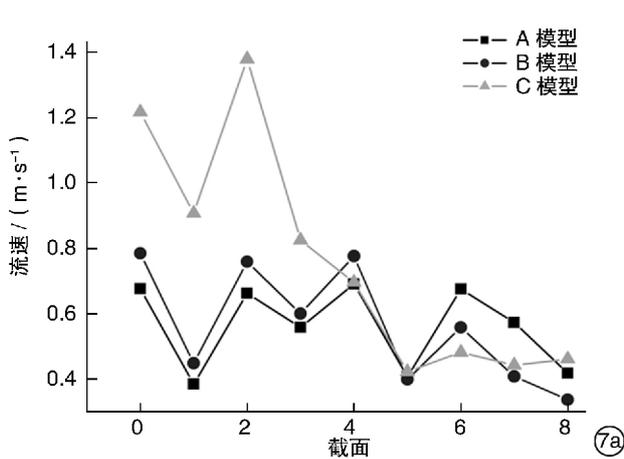
a 代表嗅区, b 与 c 代表总鼻道中下部, d 与 e 代表中、下鼻道。

图 6 截面五分区示意图

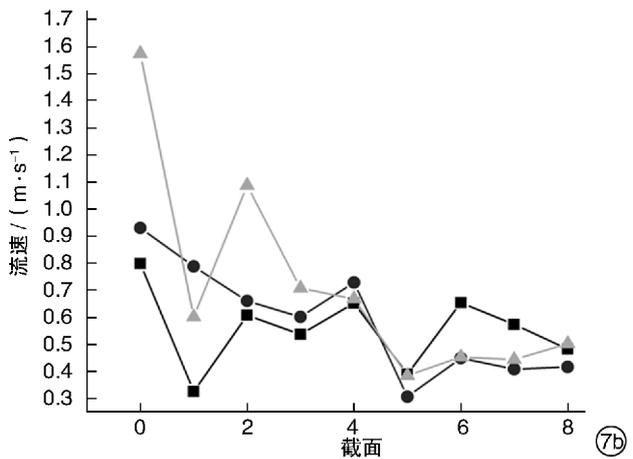
流线图,其中云图代表轴向流速,线图代表各个截面内的水平流线。A 与 B 模型中,截面五至八显示轴向流速在总鼻道中部及中鼻道较大,模型 C 的最大流速下移总鼻道下部及下鼻道。A 模型在截面一见涡流形成;B 模型在鼻瓣区及模拟术后的下鼻道区域均见涡流形成,如截面一、二、五至七所示;C 模型则在鼻瓣区、总鼻道下方及下鼻道见大量小涡流形成,如截面一、二、四至八所示。而呼气相三模型各个截面气流形态分布与吸气相几乎一致,A 模型气流形式单一;B 模型在下鼻道可见涡流形成;C 模型在总鼻道的下部及下鼻道可见数个小涡流形成。

3 讨论

下鼻甲手术被视作鼻腔外侧壁的一个重要手术。多数学者提出下鼻甲切除术的手术原则是在保留鼻腔生理功能的同时解除鼻阻塞;也有学者提出鼻腔手术原则是重塑鼻腔各部分体积,通过再塑的骨质框架和鼻腔各壁尽可能地恢复生理性鼻腔阻力^[3]。近年来,随着 CFD 技术的发展,鼻腔流体力学模拟被广泛应用于鼻腔气流生理的研究中,模拟结果的有效性得到大型实验模型及临床测量数据的验证^[4]。既往相关文献大多是针对正常解剖结构的鼻腔模型进行通气、嗅觉、空气调节、吸入气



7a



7b

图 7 三模型吸气相(7a)及呼气相(7b)气流流速比较示意图

体颗粒沉积等方面的研究,而对病态鼻腔气流研究的报道较少。本实验前期,已经对此病态鼻腔进行了详细的气流模拟,且就此模拟方法的真实性进行了临床鼻声反射、鼻阻力计及横向文献数据的验证,证明结果可靠。目前大部分文献报道的 CFD 模拟是在单侧鼻腔通气的假设下进行的^[5-6]。本试验模拟双侧鼻腔通气,设定呼吸驱动为正常生理状态下的胸腔负压驱动,气流流量在双侧鼻腔内自动分配,避免了人为设定流量因素的干扰,使整个实验过程更加符合生理状态。

在本试验中,模拟两种术式均保留了鼻瓣区的原有生理形态,仅对病态下鼻甲进行修整。术式一单纯拓宽了原有狭窄的下鼻道,术式二环形切除肥大的鼻甲,恢复了正常的侧壁解剖轮廓。Ishii 等^[7]认为正常鼻腔鼻阻力的 2/3 都局限在靠近下鼻甲前端的狭窄区域内即鼻瓣区,在鼻道最初 2 cm 深的范围内鼻阻力呈进行性增高,超出此界限后鼻阻力只略微增加。鼻阻力值定义为在一定的时间内,把一定体积的空气推动到一定距离所需的压力。通常用公式 $R = \Delta P / Q$ 表示,其中 R 表示鼻阻力, ΔP 表示压降, Q 表示流量,当视流量为恒定状态下,压降与鼻阻力呈正比。本实验发现当双鼻总流量一定时,C 模型右鼻腔总压降均明显小于 A 与 B 模型。模拟双侧鼻腔总流量为 200 ml/s 时,计算出 A 模型右侧鼻腔阻力 $R_{a右} = 0.158 \text{ Pa/cm}^3$,C 模型右侧鼻腔阻力 $R_{c右} = 0.028 \text{ Pa/cm}^3$,仅为 A 模型的 18%。左侧正常鼻腔阻力为 0.030 Pa/cm^3 ,根据公式 $1/R_{总} = 1/R_{左} + 1/R_{右}$,计算得到 $R_{a总} = 0.025 \text{ Pa/cm}^3$, $R_{c} = 0.014 \text{ Pa/cm}^3$,C 模型总鼻阻力仅为 A 模型的 57%。同理计算得到 B 模型的总鼻阻力 $R_{b总} = 0.024 \text{ Pa/cm}^3$,与 A 模型无明显差异。如图 4 所示,C 模型产生压降的主要位置位于鼻瓣区,而 A 与 B 模型位于下鼻甲区域。可见 C 模型将病态的鼻腔恢复至正常生理形态,一方面显著降低了鼻腔阻力,另一方面恢复了鼻瓣区的正常生理功能。本实验发现单纯拓宽下鼻气道对正常鼻阻力的恢复无明显意义。

本实验设定为在相同鼻腔气流流量下模拟比较三个模型的鼻腔流体力学,但实际呼吸时,个体吸气的动力是由呼吸肌产生的经鼻压差即 ΔP 来实现的,同一个体平静呼吸时 ΔP 一定。根据公式 $R = \Delta P / Q$,鼻阻力与流量呈反比。因此,在实际呼吸时,C 模型在一定的驱动压力下,应该表现为鼻腔气流流量较 A 与 B 模型的增加,而不是实验中反映鼻腔阻力的减小。可见,恢复鼻腔正常形态对鼻腔通气功能有积极的意义。

温度调节为鼻腔的重要生理功能,Lindemann 等^[8-10]对此进行了大量临床及 CFD 模拟研究。他

们发现吸气时鼻腔气流进行加温的主要部位在鼻瓣区,其次为下鼻甲前端。对吸入空气进行加温一方面需要延长鼻气流与黏膜的接触时间,另一方面需要增加两者的接触面积,达到以上两点不仅是通过鼻腔内复杂黏膜结构完成,而且还通过鼻腔内复杂的气流形式,即涡流来实现。鼻瓣区明显降低的气流流速及涡流的形成使之成为空气加温的主要部位。既往对下鼻甲术后鼻腔气流形式的变化缺乏详尽的认识,CFD 技术使之成为可能。本实验发现,A 模型健侧鼻腔气流流量为 160 ml/s,鼻瓣区气流平均流速为 2.35 m/s,鼻瓣区及中、下鼻甲的前端有涡流形成,与 Keck 等^[9]的研究结果相符。患侧鼻腔气流流量仅为健侧的 1/3,鼻瓣区及中、下鼻道前端气流均为层流。肥大的下鼻甲破坏了鼻腔正常结构,通过影响此侧鼻腔的气流流量及形式,影响了鼻瓣区的空气加温功能。模型 B 中,患侧下鼻甲外半侧的切除形成了异常宽大的下鼻道,使鼻瓣区及下鼻道内形成数量多且杂乱的小涡流,且整侧鼻腔空气流速持续缓慢,气流流量也仅为健侧的 1/3,而主要空气流通仍然是以层流形式经过中鼻道及总鼻道的中部,虽然术后增加了鼻瓣区及下鼻道内的涡流,但是对恢复鼻瓣区的空气调节作用无明显意义。模型 C 中,模拟下鼻甲环切术重塑了患侧鼻腔外侧壁的生理结构,术后可见患侧鼻腔气流流量增加至 104 ml/s,与健侧一致;鼻瓣区起着明显的限速作用,与健侧鼻腔一致;且鼻瓣区可见涡流形成。模型 C 中,双侧鼻腔气流流量、流速、流动方式基本一致,术后患侧鼻腔已基本恢复正常生理功能。

本实验利用 CFD 技术进行计算机模拟手术,建立了模拟两种不同术式的术后鼻腔模型 B 与模型 C,并模拟鼻腔通气,比较分析术后鼻腔流场。其中模型 B 仅仅单纯扩大狭窄的鼻道,忽略其生理结构的重建。模型 C 在扩大狭窄部位的同时恢复了鼻腔的正常解剖结构。从模拟结果来看,模型 C 无论在恢复鼻腔的正常解剖形态方面,还是在恢复鼻腔的正常通气生理方面如鼻腔压降、鼻气流流量、流速及流动方式上都明显优于模型 B。但是本实验研究为计算机模型的仿真,具体到人都有主观感受,在临床中还应结合实际情况分析。综上所述,在下鼻甲手术中,恢复鼻腔的正常解剖结构对于鼻腔疾病的治疗具有决定性的意义。

参考文献

- [1] 郭宇峰,张宇宁,陈广. 单侧下鼻甲肥大鼻腔气流流体力学分析[J]. 临床耳鼻咽喉头颈外科杂志,2009,23(17):773-777.
- [2] ISHIKAWA S, NAKAYAMA T, WATANABE M,

(下转第 266 页)

P1-N1-P2 各波幅值增大、潜伏期减小,且刺激强度与幅值之间呈线性关系。但同时 Picton 等^[6]亦发现强度超过 70 dB SPL 时,N1 波幅值下降,P2 波幅值增长速度趋于平缓,不再随着刺激强度增大而增大。由此推测本研究与 Van Dun 等的研究均未发现刺激声强度对各波潜伏期、幅值的影响,可能与两组研究均选取阈上强度测试相关。

3.3 性别对 CAEP 的 P1-N1-P2 各波潜伏期和幅值的影响

本研究显示性别对 55 dB SPL 的 /t/ 刺激声诱发的 N1 潜伏期、75 dB SPL 的 /t/ 刺激声诱发的 P2 潜伏期以及 75 dB SPL 的 /g/ 刺激声诱发的 N1 幅值有显著影响。性别对 P1-N1-P2 各波潜伏期、幅值的影响作用可能与男女大脑半球功能对称性不同有关。Camposano 等^[7]的研究结果发现性别影响 N1-P2 峰峰值和 P2 波潜伏期,与本研究结果存在差异,这可能与研究所用测试仪器、刺激声特性等不同有关。

(致谢:感谢首都医科大学附属北京同仁医院、北京市耳鼻咽喉科研究所郭倩倩技师在数据采集过程中给予的技术支持。)

参考文献

[1] DAVIS P A. Effects of acoustics stimuli on the waking human brain[J]. J Neurophysiol, 1939,2: 494—

499.

[2] 鲁倩. 皮层听觉诱发电位 P1-N1-P2 在儿童人工耳蜗植入效果评估中的应用[D]. 郑州:郑州大学第一附属医院,2012.

[3] SHARMA A, KRAUS N, MCGEE T J, et al. Developmental changes in P1 and N1 central auditory responses elicited by consonant-vowel syllables [J]. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1997, 104: 540—545.

[4] BARDY F, VAN DUN B, DILLON H. Bigger Is Better: Increasing Cortical Auditory Response Amplitude Via Stimulus Spectral Complexity [J]. Ear Hear, 2015, 36:677—687.

[5] VAN DUN B, KANIA A, DILLON H. Cortical Auditory Evoked Potentials in (Un)aided Normal-Hearing and Hearing-Impaired Adults [J]. Semin Hear, 2016,37:9—24.

[6] PICTON T W, GOODMAN W S, BRYCE D P. Amplitude of evoked responses to tone of high intensity [J]. Acta Otolaryngol,1970,70:77—82.

[7] CAMPOSANO S, LOLAS F. Effects of stimulation intensity, gender and handedness upon auditory evoked potentials [J]. Arq Neuropsiquiatr, 1992, 50: 43—49.

(收稿日期:2016-10-03)

(上接第 261 页)

et al. Visualization of flow resistance in physiological nasal respiration: analysis of velocity and vorticities using numerical simulation[J]. Arch Otolaryngol Head Neck Surg,2006,132:1203—1209.

[3] 许庚,杨钦泰,徐睿,等. 对下鼻甲手术的评价[J]. 耳鼻咽喉-头颈外科,2003,10(4):197—198.

[4] KIM S K, NA Y, KIM J I, et al. Patient specific CFD models of nasal airflow: overview of methods and challenges[J]. J Biomech,2013,46:299—306.

[5] BOCKHOLT U, MLYNSKI G, MULLER W, et al. Rhinosurgical therapy planning via endonasal airflow simulation[J]. Comput Aided Surg, 2000, 5: 175 — 179.

[6] KEYHANI K, SCHERER P, MOZELL M. Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity[J]. J Biomech Eng,1995,117:429—441.

[7] ISHII L E, RHEE J S. Are diagnostic tests useful for nasal valve compromise [J]? Laryngoscope, 2013, 123:7—8.

[8] LINDEMANN J, KECK T, WIESMILLER K, et al. Nasal air temperature and airflow during respiration in numerical simulation based on multislice computed tomography scan[J]. Am J Rhinol, 2006, 20: 219 — 223.

[9] KECK T, LEIACKER R, RIECHELMANN H, et al. Temperature Profile in the Nasal Cavity[J]. Laryngoscope, 2000,110:651—4.

[10] LINDEMANN J, KUEHNEMANN S, STEHMER V, et al. Temperature and humidity profile of the anterior nasal airways in patients with nasal septal perforation[J]. Rhinology,2002,39:202—206.

(收稿日期:2016-11-03)