

计算流体力学分析在鼻腔通气功能评估中的应用进展*

邱继宽 综述 刘俊秀** 审校

(北京大学第三医院耳鼻喉科, 北京 100191)

文献标识: A

文章编号: 1009-6604(2024)04-0298-05

doi: 10.3969/j.issn.1009-6604.2024.04.013

鼻腔的形态和结构影响其通气功能之优劣。鼻國所产生的鼻腔阻力, 可以占鼻腔整体空气阻力的 50% 以上^[1], 甚至可以达到 52.6% ~ 78.3%^[2]。鼻腔测压是测量鼻气道阻力的金标准, 但需要一定的前置准备, 包括鼻腔清理、传导管置入、前鼻孔封闭、佩戴透明面罩等, 即使是以最准确的仪器或手法测量总鼻阻力, 由于其整体特性, 信息价值有限^[3], 且不能应用于鼻中隔穿孔及鼻腔完全堵塞的患者^[4]。另外, 鼻腔测压仪器的传导管必须置入鼻腔进行分析, 部分患者因此感觉不适、配合困难。

计算流体力学 (computational fluid dynamics, CFD) 是流体力学的分支之一, 可通过计算机模拟获得指定条件下流体的参数, 并通过图像结果对流体的运动、热传导等进行系统分析。在医学领域, 特别是鼻腔气流动力学的研究中, CFD 因其无创、便捷性、可视化等特点已广泛应用, 主要聚焦在评估手术效果、鼻腔通气生理研究和鼻塞症状的关系等方面。本文对于近年应用 CFD 分析, 以无创方式评估鼻腔通气功能的研究进行综述。

1 CFD 分析的步骤

一般 CFD 分析可分为三大部分。①前处理: 拍摄鼻腔 CT 后, 将其导出并使用软件进行三维重建, 获取三维模型后进行网格 (mesh) 划分。②求解器: 网格划分完成后导入 CFD 分析软件, 完善鼻腔的热力学、动力学及计算方程等设定, 并对管道壁设定合

适的物理模型, 对管道的出入口设定符合鼻腔通气的压力、初始流速及温度等边界条件, 各部分设定完成后交由软件进行计算求解。③后处理: 得到计算结果后, 将数值导出进行各项流体力学参数的数据分析, 并可使用流线 (streamline)、流体力学参数等高线图 (contour mapping) 等, 将计算结果进行可视化呈现。

2 CFD 分析常用计算方程

求解器的相关参数及方程式设定是影响 CFD 分析结果最关键的部分, 目前大部分 CFD 分析软件, 在初始设定中提供多种数值近似方法, 包括非定常大涡模拟 (unsteady large eddy simulation)、使用两方程湍流模型的雷诺平均纳维-斯托克斯方程 (Reynolds-Averaged Navier-Stokes with two-equation turbulence models)、单方程的 SA 模型 (one-equation Spalart-Allmaras model) 等。Mylavarapu 等^[5] 建立实际的鼻腔物理模型, 比较实际模型和 CFD 分析之间在速度和压力结果上的误差, 结果显示使用标准 $k-\omega$ 湍流模型的雷诺平均纳维-斯托克斯方程计算出的流体力学结果和鼻腔物理模型最相符。

3 CFD 常用参数

鼻腔 CFD 分析常用指标包括压力 (pressure, 单位 Pa)、流阻 (flow resistance, 单位 $\text{Pa} \cdot \text{ml}^{-1} \cdot \text{s}$)、壁面切应力 (wall shear stress, 单位 Pa)、速度 (velocity,

* 基金项目: 首都卫生发展科研专项 (自主创新) (B73524-07)

** 通讯作者, E-mail: liujunxiusanyuan@sina.com

单位 m/s)、温度 (temperature, 单位 $^{\circ}\text{C}$ 或 K)、热流 (heat flux, 单位 W/m^2)、流率 (flow rate, 单位 ml/s 或 L/min) 等。

压力,一般指总压,为静压力加速度压力。一般而言,整体鼻腔压力分布越均匀,最大、最小压力相差越小,鼻腔通气越优。Lim 等^[6]在层流条件(流率设定 125 ml/s)和湍流条件(流率设定 400 ml/s)下分析 3 组鼻腔三维重建模型的压力分布等高线图,结果显示湍流条件下压力下降变化更显著,使用 $100 \sim 425 \text{ ml/s}$ 流率条件对同样的三维模型进行 CFD 分析,结果显示鼻腔通气入口处的压力随流率的增加而显著增加,鼻腔出口处的压力则没有明显变化,鼻腔入口至出口处的压力下降显著增加。Chen 等^[7]以三维软件人为扩大鼻腔三维重建模型中的下鼻甲,生成健康、中度鼻塞和重度鼻塞的鼻腔三维模型,分析三者的三维构型和 CFD 参数之间的关系,结果显示吸入流率设定为 17.4 L/min 时,中度鼻塞 (17.79 Pa) 和重度鼻塞 (30.12 Pa) 的鼻腔压力下降值远高于健康鼻腔 (9.57 Pa),流率增加时,这种差异会成比例地增加。Ramanathan 等^[8]选择 12 例单侧完全性唇腭裂,观察鼻中隔矫正术前及术后的鼻腔流体力学变化,包括鼻腔体积、流速、压力、壁面切应力、鼻阻力参数,术后压力(中位数 116.10 Pa 下降至 43.39 Pa , $P=0.004$) 以及最大壁面切应力(中位数 6.15 Pa 下降至 2.51 Pa , $P=0.002$) 下降显著。

鼻腔整体压力变化的趋势,由前鼻孔至鼻咽部呈现下降趋势,下降程度越小,鼻腔通气越好,因而衍生出流阻的概念,计算方式为整体鼻腔通道前后的压力差 (Pa) 除以流率 (ml/s),配合鼻声反射以及鼻阻力,在鼻腔 CFD 分析中应用较广泛。汪涛等^[9]选择 38 例单侧外伤性鼻前庭区狭窄患者使用 3D 打印技术制造鼻前庭支撑器,整个狭窄侧鼻腔鼻阻力由手术前的 (0.036 ± 0.024) $\text{Pa} \cdot \text{ml}^{-1} \cdot \text{s}$ 降低到治疗后的 (0.022 ± 0.008) $\text{Pa} \cdot \text{ml}^{-1} \cdot \text{s}$ ($P < 0.01$),总鼻腔鼻阻力从术前的 (0.033 ± 0.020) $\text{Pa} \cdot \text{ml}^{-1} \cdot \text{s}$ 降低到治疗后的 (0.021 ± 0.007) $\text{Pa} \cdot \text{ml}^{-1} \cdot \text{s}$ ($P < 0.01$)。Li 等^[10]纳入 20 例单纯鼻中隔偏曲以及 20 例鼻中隔偏曲伴泡状中鼻甲 (concha bullosa) 患者,分析 2 组 CFD 参数的差异,结果显示,单纯鼻中隔偏曲者鼻阻力堵塞侧明显大

于非堵塞侧 [(0.26 ± 0.05) vs. $(0.10 \pm 0.03) \text{ kPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$, $P=0.000$],而伴泡状中鼻甲者双侧差异无显著性 [(0.23 ± 0.12) vs. $(0.22 \pm 0.11) \text{ kPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$, $P=0.71$],伴泡状中鼻甲者总鼻气道阻力 [$(0.22 \pm 0.13) \text{ kPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$] 显著高于单纯鼻中隔偏曲者 [$(0.19 \pm 0.10) \text{ kPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$, $P=0.000$]。

壁面切应力指流体和管道表面之间的摩擦力,根据流体力学中边界层 (boundary layer) 和黏滞力 (viscous force) 的理论,壁面切应力可以在一定程度上反映通气道的阻力。Li 等^[11]对 6 例空鼻症及 14 名健康对照进行 CFD 分析,其中空鼻症中 3 例行下鼻甲缩减术,结果显示下鼻道的壁面切应力在术后相比术前减少 [$(3.4 \pm 3.1) \times 10^{-2}$ vs. $(7.5 \pm 4.2) \times 10^{-2} \text{ Pa}$, $P < 0.01$]。Corda 等^[12]使用 CFD 分析对新生儿、婴儿和成人的鼻气道气流模式进行研究,结果显示鼻腔前部分的壁面切应力最大,平均值分别为 0.48 、 0.25 和 0.58 Pa ,结合解剖特征比较,认为新生儿的下鼻道尚未发育完全,因而影响通气功能,尤其以下鼻道区域为著。Lim 等^[6]分析前庭、鼻瓣、中鼻甲和鼻咽平面的速度等高线图,并在层流和湍流条件下进行 CFD 参数分析,结果显示鼻腔最大壁面切应力位于鼻腔前部。Chen 等^[7]的研究结果显示,与健康鼻相比,严重鼻塞的鼻腔最大壁面切应力增加 2 倍以上。Li 等^[10]的研究显示,单纯鼻中隔偏曲者最大壁面切应力堵塞侧明显大于非堵塞侧 [(0.86 ± 0.63) vs. $(0.64 \pm 0.48) \text{ Pa}$, $P=0.000$],而伴泡状中鼻甲者双侧差异无显著性 [(0.80 ± 0.43) vs. $(0.75 \pm 0.44) \text{ Pa}$, $P=0.7$],提示泡状中鼻甲有稳定双侧气流的功能。Farzal 等^[13]利用 CFD 分析前位鼻中隔穿孔的大小和形状对鼻腔通气等功能的影响,等高线图结果显示整体壁面切应力随着穿孔大小的增加而增加,而穿孔区域后方是壁面切应力最大的部分。Hazeri 等^[14]使用 10 名健康受试者鼻腔 CT 进行 CFD 分析,将鼻腔划分为 12 个区域观察流率为 7.5 L/min 和 15 L/min 时各个部位的壁面切应力,结果显示鼻前庭 [15 L/min : $(75.1 \pm 35) \text{ Pa}$; 7.5 L/min : $(25.6 \pm 15) \text{ Pa}$] 和鼻咽部 [$(74.6 \pm 23) \text{ Pa}$; $(26.7 \pm 10) \text{ Pa}$] 的壁面切应力最大,中鼻甲 [$(54.2 \pm 14) \text{ Pa}$; $(19.8 \pm 5.2) \text{ Pa}$] 和下鼻甲 [$(43.6 \pm 12) \text{ Pa}$; $(17.7 \pm 5.1) \text{ Pa}$] 高于上鼻甲 [$(21 \pm 7.9) \text{ Pa}$; $(7.3 \pm 2.8) \text{ Pa}$]。

速度指鼻腔中空气的流速,包括平均流速、流速分布以及最大流速。根据流体力学原理,在压力、温度不变的情况下,管道越狭窄,速度越快。在鼻腔通气生理中,管道狭窄直接导致气流不畅。另外,根据流体力学原理,速度增加也表示流体由层流(laminar flow)向过渡流(transition flow)、紊流(turbulent flow)转变,紊流的流体能量损耗更大,流体阻力增加。因此,速度提高提示鼻通气功能下降。流率为单位时间内通过截面的流体质量,在流体力学原理中与速度有区别,但在大部分临床应用中被划归为相似的概念。汪涛等^[10]的研究显示,支撑扩张后,鼻瓣区气流平均速度 $[(2.97 \pm 1.73) \text{ vs. } (1.81 \pm 0.68) \text{ m/s}]$ 、下鼻甲冠状截面平均速度均较术前显著改善($P < 0.05$)。Lim 等^[6]分析前庭、鼻瓣、中鼻甲和鼻咽平面的速度等高线图,结果显示中隔偏曲和变应性鼻炎对中鼻甲的流体速度影响最小,但在鼻咽处为最大;整体最大速度位于鼻阈,最小速度位于中鼻甲处。Chen 等^[7]的研究结果显示,健康、中度鼻塞和重度鼻塞的最大速度分别为 5.69、7.39 和 11.01 m/s。Tao 等^[15]通过流率、气流分布、速度等高线图等分析不同鼻中隔矫正手术方案对鼻腔气流改善的影响,结果显示,在矫正鼻中隔软骨偏离、筛骨垂直板、呕吐物和上颌骨鼻嵴的基础上,进一步纠正鼻前庭和鼻中隔尾部偏曲的阻塞,会进一步改善鼻腔通气。Li 等^[10]的研究显示,单纯鼻中隔偏曲者最大气流速度堵塞侧明显大于非堵塞侧 $[(4.89 \pm 2.37) \text{ vs. } (3.87 \pm 1.99) \text{ m/s}, P = 0.000]$,而伴泡状中鼻甲者双侧差异无显著性 $[(4.42 \pm 1.86) \text{ vs. } (4.15 \pm 1.17) \text{ m/s}, P = 0.59]$ 。Tretiakow 等^[16]对 16 位受试者的 CT 进行鼻腔三维重建,包括鼻中隔偏曲伴泡状鼻甲 5 例、鼻中隔偏曲 2 例、泡状鼻甲 1 例、正常 8 例,使用 CFD 分析输出速度流线图,结果显示,有鼻塞症状的中隔偏曲伴泡状鼻甲者,鼻腔速度流线相较健康受试者分布更不均匀,具有更多的局部高流速区域,提示鼻腔通气功能下降。

热流,或称为热传导,根据研究目的不同,其单位及性质变化较大,包括单纯分析鼻腔温度变化、总热通量、峰值热通量,亦或结合热力学、气动力学等进行综合分析,热传导与患者的临床症状关系密切,因此也是 CFD 分析中应用较多的部分。Issakhov 等^[17]利用热力学配合压力、速度研究鼻腔的加温、

加湿功能,结果显示鼻腔在极端冷热环境中具有自适应行为,例如寒冷环境下鼻腔缩窄以增强加温效率。汪涛等^[9]的研究显示,支撑扩张后,鼻腔加温效率(nasal warming efficiency, NWE)和鼻腔加湿效率(nasal humidification efficiency, NHE)均显著改善($P < 0.01$)。Casey 等^[18]对 15 例有鼻阻塞症状者以及 15 位健康者的鼻腔三维模型进行分析,结果显示单侧鼻腔总流率(total unilateral airflow, 单位 ml/s)、单侧鼻腔黏膜热流 $> 50 \text{ W/m}^2$ 的面积值(SAHF50, 单位 cm^2)和鼻阻塞症状评估(Nasal Obstruction Symptom Evaluation, NOSE)以及视觉模拟评分(Visual Analogue Scale, VAS)有相关性(单侧鼻腔总流率:NOSE $r = -0.55, P = 0.0016$, VAS $r = -0.49, P = 0.0056$; SAHF50:NOSE $r = -0.55, P = 0.0016$, VAS $r = -0.51, P = 0.0038$)。Sullivan 等^[19]使用 10 例鼻堵患者术前和术后 CT 图像进行 CFD 分析,观察到 SAHF50 与 NOSE 及 VAS 相关性较高(NOSE: $r = -0.76$; VAS: $r = 0.63$)。Li 等^[10]的研究显示,单纯鼻中隔偏曲者最小气流温度堵塞侧明显大于非堵塞侧 $[(303.1 \pm 2.70) \text{ vs. } (299.89 \pm 1.73) \text{ K}, P = 0.000]$,而伴泡状中鼻甲者双侧差异无显著性 $[(301.52 \pm 1.82) \text{ vs. } (301.38 \pm 1.60) \text{ K}, P = 0.79]$ 。Tjahjono 等^[20]选择 11 位健康受试者,记录 NOSE 和 VAS 评分,并使用温度探针测量黏膜温度,与 CFD 分析得到的温度参数对比,观察到测得的鼻前庭黏膜温度与 CFD 分析所得温度相关性高($r = 0.87, P < 0.05$),单侧鼻腔 VAS 与鼻黏膜温度也具有一定相关性($r = 0.42 \sim 0.46, P < 0.05$),SAHF50 与单侧 VAS ($r = -0.31 \sim -0.36, P < 0.05$)及单侧鼻黏膜温度($r = -0.37 \sim -0.41, P < 0.05$)相关性较弱。Kolanjiyil 等^[21]入组 20 位健康受试者,使用 CFD 分析联合单向和双向耦合建立两种鼻喷雾泵的气动力学模型,结果显示,双向耦合模拟表明,平均直径 $< 70 \mu\text{m}$ 的液滴飞散距离更远,鼻腔后部沉积增加 2 倍,单向和双向耦合的结果相差约为 30%,结合体内测试的数据,认为鼻喷雾的气动力学可能需要使用双向耦合进行模拟。

4 CFD 分析的真实性研究

虽然鼻腔 CFD 分析有便捷性、无创、可视化等优势,但作为一种数值模拟分析方法,其真实性有待

证实。目前临床上已经有鼻声反射仪、鼻阻力仪等发展成熟的鼻腔通气功能和结构的客观分析方法,配合主观症状评分(如 NOSE、VAS 等),综合作为 CFD 分析的金标准,部分研究围绕 CFD 分析与鼻声反射仪、鼻阻力仪和主观评分之间的比较,验证 CFD 分析的真实性。一些研究认为 CFD 分析与鼻声反射仪和鼻阻力仪的整体相关性不高,如 Schmidt 等^[22]分析 17 例鼻塞患者 2 种鼻阻力仪测量和 CFD 分析之间的相关性,认为鼻阻力仪测量与 CFD 分析之间的相关性较差($r^2 < 0.5$),并且 CFD 分析系统性高估了基于鼻阻力仪的流率测量值(231.8 ml/s 和 328.3 ml/s);Zhao 等^[23]对 22 位健康者记录 VAS 并进行鼻声反射仪及鼻阻力仪测试,结果显示 CFD 分析的鼻阻力结果与鼻声反射测量的阻力有一定相关性,但较弱($r = 0.41, P < 0.01$)。Cherobin 等^[24]记录 25 例鼻塞患者使用盐酸羟甲唑啉前后的主观症状评分 VAS、CFD 分析和鼻阻力仪等结果,观察到 CFD 参数与鼻阻力仪结果的相关性较弱($r = 0.41, P = 0.003$),VAS 和 CFD 参数中的流率相关性也较弱($r = -0.42, P = 0.003$),但在流率上两者相关性较鼻阻力高($r = 0.76, P < 0.001$),使用 Bland-Altman 分析结果显示,相较于鼻阻力仪,CFD 分析低估了鼻阻力($R_{CFD}/R_{鼻阻力仪} = 0.65 \pm 0.63$),高估了流率($Q_{CFD}/Q_{鼻阻力仪} = 2.1 \pm 1.7$),作者将其归因于 CFD 分析时针对鼻腔流体壁的刚体假设。一些研究则观察到 CFD 分析方法与鼻声反射和鼻阻力仪有较高的相关性,如 Casey 等^[18]观察到狭窄侧鼻腔的中鼻道和同一水平的总鼻道区域的流率与 NOSE($r = -0.76, P < 0.0001$)以及 VAS($r = -0.64, P = 0.0002$)相关性较高,但鼻腔下鼻甲以及上鼻甲周围区域流率未显示这种相关性(均 $r < 0.25$)。Radulesco 等^[25]比较 22 例 CFD 参数(包括总压力、热流、壁面切应力、温度、速度和鼻阻力等)与患者主观评分和鼻阻力测量结果,观察到鼻阻力测量、CFD 分析结果均与主观评分有很强相关性($r = 0.75/0.6$,均 $P < 0.001$),其中热流与主观评分的相关性最佳($r = 0.86$),但鼻阻力测量和 CFD 分析测量的鼻阻力差异有统计学意义($P = 0.003$)。Masuda 等^[26]入组 20 例鼻腔或鼻窦病变患者,比较 CFD 分析和鼻阻力仪、鼻声反射仪的测量数据,结果显示,CFD 分析得到的鼻腔压力与鼻阻力仪结果

具有强相关性(Spearman 相关系数 = 0.853);CFD 分析相较鼻阻力仪诊断鼻阻塞的敏感度和特异度分别为 84.6% 和 57.1%,相较鼻声反射仪的敏感度和特异度分别为 83.3% 和 50.0%。Janovic' 等^[27]入组 232 位没有干扰鼻阻塞的呼吸道疾病史的成人,使用 CFD 分析探讨鼻腔不对称性和鼻阻力以及鼻塞严重程度、鼻中隔结构异常的关系,结果显示左右侧鼻腔流阻差与 NOSE 评分有较高相关性($r = 0.762, P = 0.028$),而单侧流率与流阻有轻微相关($r = -0.524, P = 0.037$)。

根据这些真实性研究,大部分 CFD 分析能较好地反映患者的主观通气感受,但其所得结果需要配合一些特殊方法,如鼻周期修正、特定区域的 CFD 分析等,才能得到更符合实际通气的结果;并且 CFD 分析由于目前分析技术的限制,倾向于低估鼻阻力的大小。

5 小结

CFD 分析的应用为鼻腔通气功能评估提供了新的视角。通过建立精确的计算机模型,模拟鼻腔内的流体动力学过程,CFD 分析能够无创地评估通气功能,帮助了解患者通气功能状态。CFD 分析通过模拟不同状态下鼻腔流体力学的变化,能够揭示鼻腔通气功能不良的流体力学机制,为鼻堵的诊断和治疗提供有力支持。随着技术的不断进步,CFD 分析在鼻阈功能评估中的应用将更加广泛和深入。通过改进 CFD 模型、提高模拟精度,能够更准确地评估鼻阈功能,从而为个体化治疗提供依据。同时,结合其他医学影像技术,如 MRI 和 CT 等,能够更全面地了解鼻腔的结构和功能,为疾病的预防和治疗提供更多可能性。

总之,CFD 分析在鼻阈功能不良评估中具有巨大的潜力。应用 CFD 分析能够更精确地评估通气功能,为疾病的诊断和治疗提供重要参考。随着技术的不断发展和完善,CFD 分析将在未来的医学实践中发挥更重要的作用。

参考文献

- 1 李佩忠,邱明玲,薛亚琼.正常和病理状态下鼻气道阻力在鼻腔中的分布.中国耳鼻咽喉头颈外科,2009,16(7):349-351.
- 2 Shrestha J, Ryan ST, Mills O, et al. A 3D-printed microfluidic

- platform for simulating the effects of CPAP on the nasal epithelium. *Biofabrication*, 2021, 13(3):035028.
- 3 Hildebrandt T, Goubergrits L, Heppt WJ, et al. Evaluation of the intranasal flow field through computational fluid dynamics. *Facial Plast Surg*, 2013, 29(2):93–98.
- 4 徐博怀, 裴莹莹, 张 彬, 等. 鼻腔测压法的临床应用进展. *国际耳鼻咽喉头颈外科杂志*, 2017, 41(2):94–98.
- 5 Mylavarapu G, Murugappan S, Mihaescu M, et al. Validation of computational fluid dynamics methodology used for human upper airway flow simulations. *J Biomech*, 2009, 42(10):1553–1559.
- 6 Lim ZF, Rajendran P, Musa MY, et al. Nasal airflow of patient with septal deviation and allergy rhinitis. *Vis Comput Ind Biomed Art*, 2021, 4(1):14.
- 7 Chen XB, Lee HP, Chong VF, et al. Impact of inferior turbinate hypertrophy on the aerodynamic pattern and physiological functions of the turbulent airflow: a CFD simulation model. *Rhinology*, 2010, 48(2):163–168.
- 8 Ramanathan M, Ramesh P, Aggarwal N, et al. Evaluation of airflow characteristics before and after septoplasty in unilateral cleft patients with a deviated nasal septum: a computational fluid dynamics study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2021, 50(4):451–456.
- 9 汪 涛, 陈 东, 蔡伟宇, 等. 3D 打印鼻前庭支撑扩张在前鼻孔狭窄治疗中的应用. *临床耳鼻咽喉头颈外科杂志*, 2022, 36(10):746–752.
- 10 Li L, Zang H, Han D, et al. Impact of a concha bullosa on nasal airflow characteristics in the setting of nasal septal deviation: a computational fluid dynamics analysis. *Am J Rhinol Allergy*, 2020, 34(4):456–462.
- 11 Li C, Farag AA, Leach J, et al. Computational fluid dynamics and trigeminal sensory examinations of empty nose syndrome patients. *Laryngoscope*, 2017, 127(6):E176–E184.
- 12 Corda JV, Shenoy BS, Ahmad KA, et al. Nasal airflow comparison in neonates, infant and adult nasal cavities using computational fluid dynamics. *Comput Methods Programs Biomed*, 2022, 214:106538.
- 13 Farzal Z, Del Signore AG, Zanation AM, et al. A computational fluid dynamics analysis of the effects of size and shape of anterior nasal septal perforations. *Rhinology*, 2019, 57(2):153–159.
- 14 Hazeri M, Farshidfar Z, Faramarzi M, et al. Details of the physiology of the aerodynamic and heat and moisture transfer in the normal nasal cavity. *Respir Physiol Neurobiol*, 2020, 280:103480.
- 15 Tao F, Feng Y, Sun B, et al. Septoplasty effect on the enhancement of airflow distribution and particle deposition in nasal cavity: a numerical study. *Healthcare (Basel)*, 2022, 10(9):1702.
- 16 Tretiakow D, Tesch K, Meyer-Szary J, et al. Three-dimensional modeling and automatic analysis of the human nasal cavity and paranasal sinuses using the computational fluid dynamics method. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2021, 278(5):1443–1453.
- 17 Issakhov A, Zhandaulet Y, Abylkassymova A, et al. A numerical simulation of air flow in the human respiratory system for various environmental conditions. *Theor Biol Med Model*, 2021, 18(1):2.
- 18 Casey KP, Borojeni AA, Koenig LJ, et al. Correlation between Subjective nasal patency and intranasal airflow distribution. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2017, 156(4):741–750.
- 19 Sullivan CD, Garcia GJ, Frank-Ito DO, et al. Perception of better nasal patency correlates with increased mucosal cooling after surgery for nasal obstruction. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2014, 150(1):139–147.
- 20 Tjahjono R, Salati H, Inthavong K, et al. Correlation of nasal mucosal temperature and nasal patency: a computational fluid dynamics study. *Laryngoscope*, 2023, 133(6):1328–1335.
- 21 Kolanjiyil AV, Hosseini S, Alfaifi A, et al. Validating CFD predictions of nasal spray deposition: inclusion of cloud motion effects for two spray pump designs. *Aerosol Sci Technol*, 2022, 56(4):305–322.
- 22 Schmidt N, Behrbohm H, Goubergrits L, et al. Comparison of rhinomanometric and computational fluid dynamic assessment of nasal resistance with respect to measurement accuracy. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2022, 17(9):1519–1529.
- 23 Zhao K, Jiang J, Blacker K, et al. Regional peak mucosal cooling predicts the perception of nasal patency. *Laryngoscope*, 2014, 124(3):589–595.
- 24 Cherobin GB, Voegels RL, Pinna FR, et al. Rhinomanometry versus computational fluid dynamics: correlated, but different techniques. *Am J Rhinol Allergy*, 2021, 35(2):245–255.
- 25 Radulesco T, Meister L, Bouchet G, et al. Correlations between computational fluid dynamics and clinical evaluation of nasal airway obstruction due to septal deviation: an observational study. *Clin Otolaryngol*, 2019, 44(4):603–611.
- 26 Masuda E, Ishizaki A, Hirano K, et al. Computational fluid dynamics analysis in patients with nasal disease. *The Showa University Journal of Medical Sciences*, 2021, 33(3):88–95.
- 27 Janović N, Čočić A, Stamenić M, et al. Side asymmetry in nasal resistance correlate with nasal obstruction severity in patients with septal deformities: computational fluid dynamics study. *Clin Otolaryngol*, 2020, 45(5):718–724.

(收稿日期: 2024–01–24)

(修回日期: 2024–03–07)

(责任编辑: 王惠群)