

## 3D打印鼻前庭支撑扩张在前鼻孔狭窄治疗中的应用\*

汪涛<sup>1</sup> 陈东<sup>1</sup> 蔡伟宇<sup>2</sup> 徐洲<sup>1</sup> 王钟颖<sup>1</sup> 王珮华<sup>1</sup> 于洋<sup>3</sup>

**[摘要]** 目的:运用3D打印鼻前庭支撑器,评价其对鼻孔狭窄治疗后鼻腔通气功能和鼻孔形态恢复的疗效。方法:选择38例单侧外伤性鼻前庭区狭窄的患者,在术后予以3D打印鼻前庭支撑器扩张治疗,分别从主观评价指标、客观的局部形态结构参数和数值模拟鼻腔气流动力学参数等方面来评价术前和治疗后鼻腔局部形态和功能恢复情况。结果:鼻前庭支撑器扩张治疗后的患者鼻塞主观和鼻孔对称性满意度VAS评分均较术前有不同程度的改善;鼻孔形态学参数显示 $\Delta_{\text{长轴比值}}$ 和 $\Delta_{\text{短轴比值}}$ 在支撑扩张治疗后( $0.09 \pm 0.09$ 和 $0.16 \pm 0.13$ )均较术前( $0.21 \pm 0.20$ 和 $0.28 \pm 0.21$ )明显减小( $P < 0.01$ ),并且狭窄侧的鼻瓣区截面积由术前的( $0.40 \pm 0.27$ )  $\text{cm}^2$ ,增加到治疗后的( $0.71 \pm 0.26$ )  $\text{cm}^2$ ,差异有统计学意义( $P < 0.01$ );整个狭窄侧鼻腔鼻阻力也由术前的( $0.036 \pm 0.024$ )  $\text{Pa} \cdot \text{s/mL}$ 降低到治疗后的( $0.022 \pm 0.008$ )  $\text{Pa} \cdot \text{s/mL}$ ,差异有统计学意义( $P < 0.01$ ),总鼻腔鼻阻力从术前的( $0.033 \pm 0.020$ )  $\text{Pa} \cdot \text{s/mL}$ 降低到治疗后的( $0.021 \pm 0.007$ )  $\text{Pa} \cdot \text{s/mL}$ ( $P < 0.01$ );鼻腔气流温湿度调节功能参数[鼻腔加温效率(NWE)和鼻腔加湿效率(NHE)]结果显示,支撑扩张治疗后狭窄侧鼻腔的气流温湿度调节作用由术前的 $\text{NWE}_{\text{狭窄侧}}$ ( $97.94 \pm 1.97$ )%和 $\text{NHE}_{\text{狭窄侧}}$ ( $96.19 \pm 2.94$ )%下降到治疗后的 $\text{NWE}_{\text{狭窄侧}}$ ( $95.92 \pm 2.8$ )%和 $\text{NHE}_{\text{狭窄侧}}$ ( $94.55 \pm 4.17$ )%,差异有统计学意义( $P < 0.01$ ),对于整个鼻腔气流温湿度调节作用影响较小( $P > 0.05$ )。结论:3D打印鼻前庭支撑器用于前鼻孔狭窄患者的术后支撑扩张治疗能体现个性化治疗的优势并让患者获得较满意的疗效,并且使用个性化设计的3D打印鼻前庭支撑器能够使前鼻孔外形和鼻腔正常的通气功能均有较好的恢复,其临床应用前景较好。

**[关键词]** 3D打印;前鼻孔狭窄;数值模拟;视觉模拟量表评分;鼻阻力

**DOI:**10.13201/j.issn.2096-7993.2022.10.004

**[中图分类号]** R765 **[文献标志码]** A

## Application of 3D printed nasal vestibular support in the treatment of anterior nostril stenosis

WANG Tao<sup>1</sup> CHEN Dong<sup>1</sup> CAI Weiyu<sup>2</sup> XU Zhou<sup>1</sup> WANG Zhongying<sup>1</sup>  
WANG Peihua<sup>1</sup> YU Yang<sup>3</sup>

(<sup>1</sup>Department of Otolaryngology Head and Neck Surgery, Shanghai Ninth People's Hospital, School of Medicine, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai, 200011, China; <sup>2</sup>Department of Prosthodontics, Shanghai Ninth People's Hospital, School of Medicine, Shanghai Jiao Tong University; <sup>3</sup>Department of 3D Printing Center, Shanghai Ninth People's Hospital, School of Medicine, Shanghai Jiao Tong University)

Corresponding author: CAI Weiyu, E-mail: caiweiyulily@163.com

**Abstract Objective:** To evaluate the efficacy of 3D printed nasal vestibular support on the recovery of nasal ventilation function and nostril shape after nostril stenosis treatment. **Methods:** Thirty-eight patients with unilateral traumatic nasal vestibular stenosis were selected and treated with 3D printed nasal vestibular support after operation. Subjective evaluation indicators, objective nostril local morphological and structural parameters, and nasal airflow dynamics parameters by numerical simulation were used. To evaluate the nostril morphological and nasal functional recovery after treatment. **Results:** The subjective nasal congestion and nostril symmetry satisfaction VAS scores of the patients after nasal vestibular support treatment were improved to varying degrees compared with those before surgery; The nostril morphological parameters showed that the  $\Delta_{\text{long-axis ratio}}$  and  $\Delta_{\text{short-axis ratio}}$  were significantly decreased after nasal vestibular support therapy ( $0.09 \pm 0.09$  and  $0.16 \pm 0.13$ ) compared with those before surgery ( $0.21 \pm 0.20$  and  $0.28 \pm 0.21$ ) respectively ( $P < 0.01$ ). And the cross-sectional area of the nasal valve on the stenotic side nasal cavity increased from ( $0.40 \pm 0.27$ )  $\text{cm}^2$  before operation to ( $0.71 \pm 0.26$ )  $\text{cm}^2$  after treatment ( $P < 0.01$ ); The nasal resistance on the stenosis side nasal cavity also decreased from ( $0.036 \pm$

\*基金项目:上海交通大学医学院附属第九人民医院临床研究助推计划(临十计划)(No.:JYLJ202009)

<sup>1</sup>上海交通大学医学院附属第九人民医院耳鼻咽喉头颈外科(上海,200011)

<sup>2</sup>上海交通大学医学院附属第九人民医院口腔修复科

<sup>3</sup>上海交通大学医学院附属第九人民医院3D打印中心

通信作者:蔡伟宇,E-mail:caiweiyulily@163.com

引用本文: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[J].临床耳鼻咽喉头颈外科杂志,2022,36(10):746-752. DOI:10.13201/j.issn.2096-7993.2022.10.004.

0.024) Pa · s/mL before operation to (0.022±0.008) Pa · s/mL after treatment ( $P<0.01$ ), and the total nasal resistance was decreased from (0.033±0.02) Pa·s/mL before operation to (0.021±0.007) Pa·s/mL after treatment ( $P<0.01$ ); It also showed that NWE(nasal warming efficiency) and NHE(nasal humidification efficiency) on the stenotic side nasal cavity were significantly decreased after nasal vestibular support therapy ([95.92±2.8]% and [94.55±4.17]%) compared with those before surgery ([97.94±1.97]% and [96.19±2.94]%) respectively ( $P<0.01$ ). **Conclusion:** The 3D printed nasal vestibular support for postoperative support treatment on patients with anterior nostril stenosis can reflect the advantages of personalized treatment and allow patients to obtain satisfactory results, and the use of individually designed 3D printed nasal vestibular support can make the shape of anterior nostrils and nasal cavity normal ventilation function recover well, its clinical application prospect is worth looking forward to.

**Key words** 3D printing; anterior nostril stenosis; numerical simulation; VAS score; nasal resistance

头面部外伤中鼻部外伤发病较高,其发生率高达 59.3%。其中开放性鼻部外伤通过及时的急诊手术处理,其外形和功能可以得到很好的恢复,但是当鼻部外伤的裂伤伤及鼻前庭或者靠近鼻瓣区的内衬皮肤黏膜时,则具有很大的隐蔽性,在急诊处理外鼻伤口时往往会忽略对下鼻甲前端之前部分鼻腔内裂伤的处置,如果得不到有效的缝合或者填塞处理,通常会导致局部的瘢痕形成,最终导致瘢痕性狭窄。通常门诊来就诊的这类鼻外伤患者已经形成前鼻孔局部瘢痕性狭窄,严重的鼻塞不透明影响其生活,因此解除前鼻腔瘢痕性狭窄是恢复鼻通气功能的关键<sup>[1]</sup>;其次局部瘢痕的收缩和牵拉作用导致前鼻孔区域变形,也是经常困扰着患者的美容问题,故外伤性前鼻孔狭窄的治疗原则应当使前鼻孔形态和功能上予以恢复和重建。鉴于目前的手术和局部扩张治疗手段即使可以使鼻腔通气功能得到较好恢复,但在局部鼻孔形态外观改善方面往往不甚理想。近年来飞速发展的 3D 打印技术带来了多个行业技术的变革,尤其在医学科领域,优化利用组织工程的传统方法,构建组织和器官;利用 3D 打印的材料做软骨支架,构造血管化的骨组织;实现细胞和组织的打印<sup>[2-5]</sup>;有助于口腔正颌外科手术疗效评估和提高手术成功率<sup>[6-7]</sup>,3D 打印的钛网精准修复局部缺损的颅骨,3D 打印结合自体软骨颗粒进行小耳畸形的再造<sup>[8]</sup>。3D 打印技术在临床医学中的广泛应用,使得运用 3D 打印个性化设计的鼻前庭扩张器来实现术后的局部扩张支撑达到局部形态和功能的完全恢复成为可能。

本临床研究运用前期的实用新型专利技术(专利号:ZL 2019 2 1781604.9),针对单侧外伤性鼻前庭区狭窄的患者术后予以支撑扩张治疗,分别从主观评价指标、客观的局部形态结构参数和数值模拟鼻腔气流动力学参数等方面,来分析评价 3D 打印鼻前庭器支撑扩张治疗对鼻腔通气功能和前鼻孔形态上恢复的疗效。

## 1 资料与方法

### 1.1 研究对象

研究对象为 2020 年 5 月—2021 年 12 月间临

床上诊断为单侧鼻腔前端狭窄的患者 38 例,男 22 例,女 16 例,年龄 10~70 岁。入选标准:单侧鼻腔前端狭窄伴有该侧鼻腔通气障碍,需要手术处理的患者,术前鼻腔鼻窦薄层 CT 显示狭窄部位位于鼻前庭区(鼻瓣区至前鼻孔);排除标准:双侧前鼻孔狭窄、外鼻有明显先天或后天的畸形、鼻翼不对称的患者,近期有鼻腔鼻窦急性炎症性疾病控制不好的患者。本临床研究经由我院医学伦理委员会审批同意实施(伦理号:SH9H-2020-T229-1),所有加入该研究的患者均签署临床研究知情同意书。所有研究对象均入院在全身麻醉下行鼻前庭瘢痕切除和局部皮瓣转移术,术后使用个性化设计 3D 打印的鼻前庭支撑器局部支撑扩张至少 6 个月并随访。

### 1.2 研究方法

**1.2.1 图像采集和视觉模拟量表评分(visual analogue scale, VAS)** 符合入选标准的患者,分别在术前和手术支撑扩张后 3 个月复诊时:①前鼻孔局部正侧位拍照,采集前鼻孔形态图像信息;②患者主观评判鼻塞严重程度的 VAS 评分,以 0~10 分表示自觉鼻塞症状的严重程度,0 分代表无任何鼻塞不适,最为严重为 10 分;③患者自觉双侧鼻孔对称性满意度的 VAS 评分,以 0~10 分表示患者自觉双侧鼻孔对称性的满意度,非常满意为 10 分。

**1.2.2 个性化设计及 3D 打印鼻前庭支撑器** 按照已授权的实用新型专利技术(专利号:ZL 2019 2 1781604.9)制作流程,依据患者术前的鼻腔鼻窦 CT 数据,以正常侧鼻前庭数据镜像处理并设计出术后狭窄侧的鼻前庭支撑器的数字三维模型,交由我院 3D 打印中心,打印介质选择硬度和抗张强度良好、能耐高低温,并且无生物毒性、组织接触的相容性良好的光敏树脂材料,由专业技术人员操作,在 2 个工作日内完成鼻前庭支撑器实物的打印,方便患者在术后抽取鼻腔填塞物的同时开始后续的局部支撑扩张治疗(图 1)。

**1.2.3 鼻腔气道三维模型构建和网格划分** 研究对象分别于术前和支撑扩张治疗后 6 个月复诊时分别行两次鼻腔鼻窦 CT 薄层扫描。每例患者的

鼻腔 DICOM 数据,在 Mimics Research 19.0 中完成鼻腔通道三维重建,去除对鼻腔气流影响很小的鼻窦腔部分<sup>[9-10]</sup>,重建后的三维模型在后处理软件中进行网格划分和优化处理,生成鼻腔气道的三维数值模型。

**1.2.4 数值模拟计算** 使用 ANSYS Fluent 16 进行鼻腔气流模拟计算,计算区域为前鼻孔入口至鼻咽部出口的整个鼻腔通道,不可压缩的湿润空气作为流体介质。模拟正常鼻腔黏膜温度(壁面温度)为 32℃(305 K),流动介质与壁面间有温度和湿度交换;模拟平静呼吸状态,设前鼻孔入口处压强为默认值 0 Pa(鼻腔内部压强均为负值),入口气流温度设置为 20℃(293 K),相对湿度为 30%(质量分数 0.005 18 g/L);鼻咽部出口设为速度出口,

250 mL/s 恒定流量,温度为 32℃(305 K),相对湿度为 100%(质量分数 0.037 5 g/L);使用不可压缩黏性体的 Navier-Stokes 方程和连续方程进行模拟计算<sup>[9]</sup>。数值模拟的鼻功能参数:鼻阻力(NR)为单位时间流量(Q)所需要的压强差(ΔP),表示为  $NR = \Delta P / Q$ ;分析鼻内气流温湿度调节作用,我们设定鼻腔加温效率(nasal warming efficiency, NWE)和鼻腔加湿效率(nasal humidification efficiency, NHE)作为评价指标,  $NWE(\%) = 100\% \times (T_{\text{鼻腔特定部位}} - T_{\text{前鼻孔}}) / (T_{\text{鼻腔壁面}} - T_{\text{前鼻孔}})$ ,  $NHE(\%) = 100\% \times (H_{\text{鼻腔特定部位}} - H_{\text{前鼻孔}}) / (H_{\text{鼻腔壁面}} - H_{\text{前鼻孔}})$ (T 为温度, H 为相对湿度),单侧(正常侧或狭窄侧)和总鼻腔参数中的鼻腔特定部位分别为鼻中隔骨性段后缘和鼻咽部出口部位。



1a:提取正常侧鼻前庭三维结构模型壳表面并镜像处理后;1b:设计后的狭窄侧的鼻前庭支撑器几何模型并转化为三维数字模型;1c: 3D 打印出的狭窄侧鼻前庭支撑器的实物;1d:患者手术前佩戴个性化设计 3D 打印的鼻前庭支撑器的效果;1e:患者手术后佩戴个性化设计 3D 打印的鼻前庭支撑器的效果

图 1 3D 打印鼻前庭支撑器的设计、三维模型和打印的实物以及患者佩戴后效果

**1.3 统计学方法**

运用 GraphPad Prism 8.0.2 进行数据分析和绘图。术前和鼻前庭支撑器扩张后的鼻塞严重程度和双侧鼻孔对称性满意度的 VAS 评分、鼻孔形态几何参数、数值模拟计算有关的鼻阻力、鼻腔温湿度调节功能等参数均采用配对样本 t 检验统计分析,  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

**2 结果**

**2.1 主观鼻塞严重程度和双侧鼻孔对称性满意度的 VAS 评分**

38 例前鼻孔狭窄患者鼻前庭支撑器扩张治疗后 6 个月随访的结果显示,术前和支撑扩张治疗后狭窄侧的鼻塞感 VAS 评分均值分别为  $(6.4 \pm 1.6)$  分和  $(2.4 \pm 1.1)$  分,差异有统计学意义 ( $P < 0.01$ );患者对于扩张治疗后双侧鼻孔对称性满意度评分  $(6.9 \pm 1.3)$  明显高于术前  $(4.4 \pm 1.5)$ ,差异有统计学意义 ( $P < 0.01$ ),见图 2。

**2.2 鼻孔形态参数比较**

3D 打印鼻前庭支撑器针对单侧前鼻孔狭窄手术后的支撑扩张治疗,患者狭窄侧前鼻孔和鼻前庭形态均有不同程度的改善,见图 3。鉴于鼻孔形态不规则且个性化特征明显,为了能客观评价鼻孔形

态恢复的疗效,本研究中我们根据拍照获得的前鼻孔形态图像信息,选取狭窄侧鼻孔部位的长轴和短轴的长度分别与正常侧鼻孔部位的长轴和短轴长度的比值,并用其比值与 1 的差值的绝对值大小 ( $\Delta_{\text{长轴比值}}$  和  $\Delta_{\text{短轴比值}}$ ) 来作为治疗后狭窄侧鼻孔形态恢复程度的评价指标,表示为  $\Delta_{\text{长轴比值}} = |(L_{\text{狭窄侧鼻孔长轴}} / L_{\text{正常侧鼻孔长轴}}) - 1|$ ,  $\Delta_{\text{短轴比值}} = |(L_{\text{狭窄侧鼻孔短轴}} / L_{\text{正常侧鼻孔短轴}}) - 1|$ ,其中 L 为鼻孔部位的长轴或短轴的长度。结果显示(表 1),  $\Delta_{\text{长轴比值}}$  和  $\Delta_{\text{短轴比值}}$  在支撑扩张治疗后均较手术前明显减小,其差异有统计学意义,说明支撑扩张治疗后的鼻孔局部形态得到了一定程度的恢复。

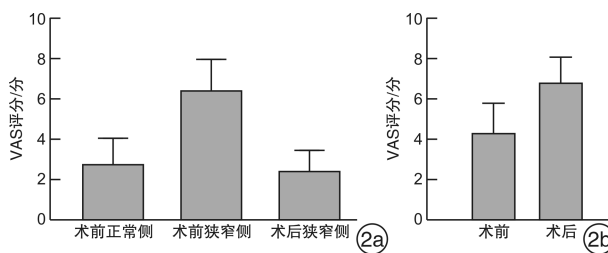


图 2 主观鼻塞严重程度(2a)和鼻孔对称性满意度(2b)的 VAS 评分



3a、3d 为术前鼻孔形态;3b、3e 为术后使用 3D 打印鼻前庭支撑器治疗时的效果;3c、3f 分别为支撑扩张治疗后 8 个月和 6 个月的效果。

图 3 两例单侧前鼻孔狭窄术前及支撑扩张治疗后的局部鼻孔形态的比较

2.3 术前和支撑扩张治疗后鼻瓣区截面积的比较

在医学图像分析软件 Mimics 中手动选取鼻腔气道三维数值模型中相应截面区域,确认后由系统自动计算出该截面积的大小。38 例患者术前鼻腔鼻窦 CT 显示,瘢痕性狭窄部位均位于鼻瓣区,平

均(0.40±0.27) cm<sup>2</sup>,较正常侧鼻腔的鼻瓣区截面积平均值[(0.79±0.29) cm<sup>2</sup>]明显狭小(P<0.01);手术和支撑扩张治疗后的鼻瓣区截面积得以恢复,较术前明显增大,平均为(0.71±0.26) cm<sup>2</sup>(P<0.01),已接近于正常侧大小,见表 1、图 4。

表 1 鼻孔、鼻前庭区形态学参数和鼻腔不同截面上平均流速比较

	术前		手术和支撑扩张后
	正常侧	狭窄侧	狭窄侧
鼻瓣区截面积/cm <sup>2</sup>	0.79±0.29	0.40±0.27 <sup>2)</sup>	0.71±0.26 <sup>3)</sup>
鼻瓣区气流平均速度/(m·s <sup>-1</sup> )	2.0±0.65	2.97±1.73 <sup>2)</sup>	1.81±0.68 <sup>3)</sup>
下鼻甲冠状截面的平均速度/(m·s <sup>-1</sup> )			
前部	1.36±0.38	1.13±0.42 <sup>1)</sup>	1.25±0.39 <sup>4)</sup>
中部	0.76±0.19	0.59±0.29 <sup>1)</sup>	0.68±0.21 <sup>4)</sup>
后部	0.96±0.26	0.65±0.29 <sup>1)</sup>	0.84±0.25 <sup>4)</sup>
△长轴比值	0.21±0.20		0.09±0.09 <sup>3)</sup>
△短轴比值	0.28±0.21		0.16±0.13 <sup>3)</sup>

与术前正常侧比较,<sup>1)</sup>P<0.05,<sup>2)</sup>P<0.01;与术前比较,<sup>3)</sup>P<0.01;与术前狭窄侧比较,<sup>4)</sup>P<0.05,<sup>5)</sup>P<0.01。

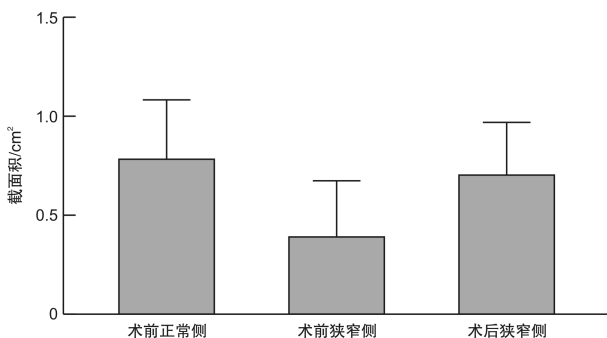


图 4 正常侧和狭窄侧在术前和支撑扩张后鼻瓣区截面积的比较

2.4 鼻阻力和平均速度

表 2 和图 5 显示,术前狭窄侧鼻瓣区的鼻阻力[(0.028±0.037) Pa·s/mL]明显高于正常侧[(0.015±0.009) Pa·s/mL](P=0.043<0.05),手术和支撑扩张治疗解除了局部狭窄,狭窄侧鼻瓣区的鼻阻力[(0.009±0.006) Pa·s/mL]较术前明显下降(P<0.01),同时也促使下鼻甲前缘的鼻阻力占整个单侧鼻腔鼻阻力的百分比由术前的较高比例[(73.47±21.1)%]下降到手术和支撑扩张治疗后的(53.86±22.2)%;整个狭窄侧鼻腔鼻阻力也由术前的(0.036±0.024) Pa·s/mL 降低

到手术和支撑扩张治疗后的 (0.022 ± 0.008) Pa · s/mL ( $P < 0.01$ ); 总鼻腔鼻阻力也因手术和支撑扩张治疗而得以降低, 从 (0.033 ± 0.020) Pa · s/mL 降低到 (0.021 ± 0.007) Pa · s/mL, 差异有统计学意义 ( $P < 0.01$ )。

作为鼻腔最为狭窄的鼻瓣区, 其截面积的大小影响到局部气流流动速度, 手术和支撑扩张治疗解除了局部狭窄, 扩大鼻瓣区截面积的同时, 局部平均气流速度也由术前的 (2.97 ± 1.73) m/s 下降为 (1.81 ± 0.68) m/s, 见表 2。

表 2 鼻腔鼻阻力比较

鼻阻力	术前		手术和支撑扩张后
	正常侧	狭窄侧	狭窄侧
鼻瓣区鼻阻力	0.015 ± 0.009	0.0240 ± 0.0205 <sup>2)</sup>	0.009 ± 0.006 <sup>2)</sup>
下鼻甲前缘鼻阻力	0.0178 ± 0.011	0.0299 ± 0.0248 <sup>1)</sup>	0.0126 ± 0.008 <sup>2)</sup>
下鼻甲前缘鼻阻力占单侧鼻腔阻力的百分比/%	61.20 ± 19.04	73.47 ± 21.1 <sup>1)</sup>	53.86 ± 22.2 <sup>2)</sup>
狭窄侧鼻阻力(单侧)	0.036 ± 0.024		0.022 ± 0.008 <sup>3)</sup>
总鼻腔鼻阻力(双侧)	0.033 ± 0.020		0.021 ± 0.008 <sup>3)</sup>

与术前正常侧比较, <sup>1)</sup>  $P < 0.05$ ; 与术前狭窄侧比较, <sup>2)</sup>  $P < 0.01$ ; 与术前比较, <sup>3)</sup>  $P < 0.01$ 。

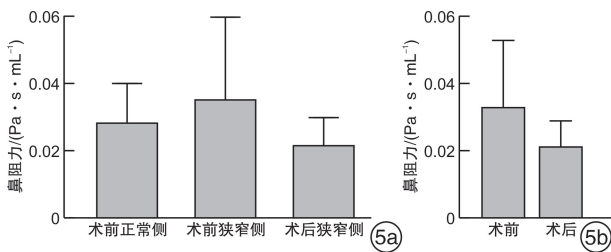
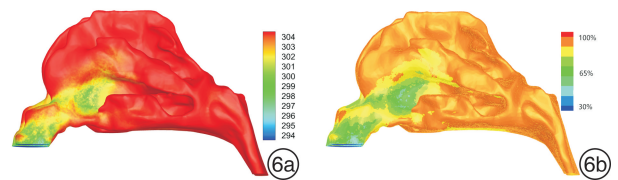


图 5 单侧鼻腔鼻阻力(5a)和总鼻腔鼻阻力(5b)的比较

### 2.5 鼻腔气流温湿度调节

图 6 显示气流流经整个鼻腔的温度和湿度的分布状态, 正常鼻腔对流经的气流有加温和加湿作用, 表 3 中显示, 由于鼻瓣区局部的狭窄导致术前该狭窄侧鼻腔的对流经气流的加温和加湿效率均高于正常侧, 术前 NWE<sub>狭窄侧</sub>: (97.94 ± 1.97)% > 术前 NWE<sub>正常侧</sub>: (95.29 ± 2.87)% ( $P < 0.01$ ), 术前 NHE<sub>狭窄侧</sub>: (96.19 ± 2.94)% > 术前 NHE<sub>正常侧</sub>: (91.52 ± 3.98)% ( $P < 0.01$ ); 手术和支撑扩张治疗后, 该狭窄侧鼻腔对流经气流的加温和加湿效率

均出现不同程度的下降, NWE<sub>狭窄侧</sub>: 95.92 ± 2.8% ( $P < 0.01$ ), NHE<sub>狭窄侧</sub>: 94.55 ± 4.17% ( $P < 0.01$ ), 与术前相比差异均有统计学意义; 但数据显示, 术前总鼻腔的 NWE 为 (95.76 ± 3.10)%, 术后总鼻腔的 NWE 为 (95.26 ± 3.2)% ( $P > 0.05$ ), 术前总鼻腔的 NHE 为 (93.08 ± 4.11)%, 术后总鼻腔的 NHE 为 (92.59 ± 4.13)% ( $P > 0.05$ ), 故推断对于单侧鼻腔局部狭窄的手术和支撑扩张治疗后, 影响的仅是该狭窄侧鼻腔的气流温湿度调节能力, 但对于整个鼻腔气流温湿度调节作用较小。



6a: 鼻腔内气流温度分布; 6b: 鼻腔内气流湿度分布。  
图 6 气流流经整个鼻腔的温度和湿度的分布状态

表 3 鼻腔气流调节功能参数比较

	术前		手术和支撑扩张后	
	正常侧	狭窄侧	正常侧	狭窄侧
单侧鼻腔				
NEW <sub>单侧</sub>	95.29 ± 2.87	97.94 ± 1.97 <sup>1)</sup>	94.82 ± 3.03	95.92 ± 2.80 <sup>2)</sup>
NHE <sub>单侧</sub>	91.52 ± 3.98	96.19 ± 2.94 <sup>1)</sup>	93.19 ± 3.32	94.55 ± 4.17 <sup>2)</sup>
总鼻腔				
NWE <sub>总鼻腔</sub>	95.76 ± 3.10		95.26 ± 3.20	
NHE <sub>总鼻腔</sub>	93.08 ± 4.11		92.59 ± 4.13	

与术前正常侧比较, <sup>1)</sup>  $P < 0.01$ ; 与术前狭窄侧比较, <sup>2)</sup>  $P < 0.01$ 。

### 3 讨论

随着鼻面部外伤的逐年增多, 外伤后的前鼻孔狭窄患者就医需求逐渐增加, 通过手术切除局部狭

窄区的瘢痕的确可以短期内缓解患者通气障碍, 但是如果如果没有术后长期的前鼻孔扩张, 同样会在短时间内出现瘢痕增生, 并发生再次狭窄, 导致手术失

败。而目前临床上并没有专门的适合前鼻腔支撑或扩张的支架可以使用,因此临床医生只能选用简易的圆柱形硅胶管或者类圆锥形的鼻膜矫正器替代使用,但通过治疗患者的长期随访观察,手术切除或松解瘢痕狭窄后长期佩戴硅胶管扩张或者类圆锥形的鼻膜,虽然再次狭窄的发生率明显下降,鼻腔通气功能得到恢复,但因为圆柱形硅胶管或类圆锥形鼻膜的长期扩张,鼻前庭部位形态结构出现不可逆的变形,鼻瓣区结构消失,导致鼻孔形态上的不美观。由于鼻前庭形态结构不规则并个性化特征明显,恢复到正常的解剖结构相对不易,如果以患者正常侧鼻前庭形态特征制作符合自身特征的支撑扩张器可很好的解决该问题,故计算机辅助设计和 3D 打印技术可为我们提供帮助。为了解决该临床问题,在前期临床试验的基础上我们完成了个性化设计 3D 打印的鼻前庭支撑器制作,并成功申请了实用新型专利,用于单侧前鼻孔狭窄患者的术后局部支撑扩张治疗。该临床研究结果也证实,通过对 38 例单侧前鼻孔狭窄的患者术后使用个性化设计 3D 打印的鼻前庭支撑器扩张治疗,患者在该治疗后主观鼻塞程度有明显的改善,3D 打印的鼻前庭支撑器可以达到改善鼻腔通气的效果,同时前鼻孔对称性满意度评分结果显示手术和支撑扩张后其满意度 VAS 评分均高于术前,说明运用 3D 打印的鼻前庭支撑器在术后的扩张治疗中能达到患者主观上的形态和功能恢复。在针对个性化特征明显的鼻孔形态的客观评价方面,我们选取狭窄侧鼻孔部位的长轴和短轴的长度分别与正常侧鼻孔部位的长轴和短轴长度的比值,并用其比值与 1 的差值的绝对值大小(即  $\Delta_{\text{长轴比值}}$  和  $\Delta_{\text{短轴比值}}$ )作为治疗后狭窄侧鼻孔形态恢复程度的评价指标,其结果在治疗后均明显减小,证实支撑扩张治疗后的鼻孔局部形态在一定程度得到恢复。

相对于临床上常用于评价鼻腔功能的鼻声反射测量方法,计算流体力学(数值模拟)在分析鼻腔阻力、可视化下模拟鼻腔加温加湿调节,客观评价疗效恢复等方面有更大优势。文献报道数值模拟模型能够准确反映出鼻腔气流的情况和评估手术疗效,数值模拟结论与临床检查测量结果相一致<sup>[11-12]</sup>。数值模拟分析的准确性与高效性,依赖高质量的数值模型在局部细微结构上的体现,同时在建模过程中对鼻腔气道模型适当的鼻窦部分的简化<sup>[13]</sup>;文献证实在平静呼吸下鼻腔内部气流流动相对稳定,按照稳态模拟计算合理可行<sup>[14]</sup>。本研究通过数值模拟分析前鼻孔狭窄手术和使用鼻前庭支撑扩张后鼻腔内气流变化特征,其研究结果与文献报道结论相一致<sup>[15-16]</sup>。

本研究的 38 例前鼻孔狭窄均由不同程度的鼻面部外伤(工伤、车祸伤、锐器伤等)时未做鼻前庭

区域的缝合和妥善的局部填塞处理而导致,术前 CT 显示狭窄部位均位于前鼻孔入口至鼻域的鼻前庭区域,鼻瓣区为鼻腔最为狭窄的区域,对于进入鼻腔的气流有限流和调节作用<sup>[17]</sup>,个性化设计的 3D 打印鼻前庭支撑器用瘢痕切除后的鼻前庭区域的支撑和扩张,其范围从前鼻孔至鼻域(包括鼻瓣区),对于手术后的鼻前庭区域可达到完全覆盖支撑和扩张的效果。结果证实,支撑扩张治疗后的鼻瓣区截面积都有不同程度的增大,鼻前庭区域狭窄的状态得以改善,随着手术支撑扩张治疗后鼻瓣区截面积的增大,鼻瓣区的鼻阻力随之降低[从手术前的  $(0.036 \pm 0.024)$  Pa · s/mL 降低到手术支撑扩张治疗后的  $(0.022 \pm 0.008)$  Pa · s/mL],同时影响到整个狭窄侧鼻腔阻力和整个鼻腔阻力(表 2)也呈现明显降低。当气流通过鼻腔的狭窄部位时,需要增加狭窄部位的局部压差来加快气流流速,而保证单位时间内一定的气流流量,因此狭窄程度越大需要的压差就会越大,所以鼻阻力的大小主要来源于鼻腔内狭窄的鼻瓣区。另外,从我们的研究数据还可以看出压强分布主要集中在鼻腔前段,尤其在下鼻甲前缘以前的鼻腔部分,术前狭窄的鼻瓣区导致下鼻甲前缘以前的鼻腔阻力占单侧鼻阻力的百分比比较高 $[(73.47 \pm 21.1)\%]$ ,运用 3D 打印鼻前庭支撑器有效的支撑扩张后,下鼻甲前缘处的鼻阻力占单侧鼻阻力的百分比已明显降低 $[(53.86 \pm 22.2)\%]$ ,趋于正常化的鼻腔阻力分布。因此我们认为,3D 打印鼻前庭支撑器用于术后支撑扩张治疗可有效防止再狭窄的同时,增加鼻瓣区截面积,降低局部鼻阻力、狭窄侧鼻腔鼻阻力以及总鼻腔鼻阻力,使得鼻腔内气流压强和鼻阻力分布趋于正常,达到改善鼻腔通气功能的作用。

鼻内流经气流温湿度的变化取决于鼻黏膜表面与流经气流的温度和湿度传递作用。Siu 等<sup>[18-19]</sup>将鼻腔加温效率作为鼻内气流调节功能的评价参数,流速较慢的气流增加与鼻黏膜的接触时间,可导致热传递增强,气流温度升高。我们的研究结果也同样显示,术前狭窄侧鼻腔的加热效率和加湿效率均高于正常侧,支撑扩张治疗后下降接近于正常,分析其原因可能为在手术前当气流流经比正常侧更为狭窄的鼻瓣区进入后方较为宽敞的鼻腔气道时气流流速减缓(流体的文氏效应:流速与过流断面成反比),分析数据显示狭窄侧鼻腔下鼻甲前、中、后不同冠状截面上的平均速度均分别低于正常侧鼻腔,同时叠加不同程度的气流涡流现象,增加了气流与鼻黏膜接触时间,从而导致鼻黏膜与流经气流的热量和湿度交换增加,故而出现气流温度和湿度的增加程度高于正常侧的现象,而鼻前庭支撑器治疗后却因为鼻瓣区结构恢复到正常范围,也使得该狭窄侧鼻腔的温湿度调节作用恢复到接近正

常侧的大小。但对于整个鼻腔的温湿度调节作用,并未因为鼻瓣区的解剖结构在术前和支撑扩张治疗后有明显恢复而对其作用有显著影响,分析其原因一方面鼻腔气流温湿度调节更多地依赖流经气流与鼻黏膜接触面的温度和湿度交换,而非因鼻前庭区域的形态结构改变而发生明显变化;另一方面流经鼻腔的气流在双侧鼻腔的重新分配从而削弱了治疗前后鼻瓣区结构变化对整个鼻腔气流温湿度调节作用的影响。由此我们得出,3D 打印鼻前庭支撑器用于手术后的支撑扩张治疗在改善鼻腔通气的时候,可间接影响到狭窄侧鼻腔的温湿度调节作用,而对整个鼻腔的温湿度调节作用有限。

研究证实 3D 打印鼻前庭支撑器用于前鼻孔狭窄患者的术后支撑扩张治疗能体现个性化治疗的优势并让患者获得较满意的疗效,并且使用个性化设计的 3D 打印鼻前庭支撑器能够使前鼻孔外形和鼻腔的正常的通气功能均有较好的恢复。随着临床研究的深入,扩大 3D 打印鼻前庭支撑器适用范围,能够针对耳鼻咽喉科和整形外科中前鼻孔手术后有局部支撑扩张需求的患者进行常规支撑扩张治疗,从而实现局部形态和功能的恢复,让更多患者从中受益,其临床应用前景较好。

**利益冲突** 所有作者均声明不存在利益冲突

#### 参考文献

- [1] Wang T, Chen D, Wang PH, et al. Investigation on the nasal airflow characteristics of anterior nasal cavity stenosis[J]. Braz J Med Biol Res, 2016, 49(9): e5182.
- [2] Thayer PS, Orrhult LS, Martinez H. Bioprinting of Cartilage and Skin Tissue Analogs Utilizing a Novel Passive Mixing Unit Technique for Bioink Precellularization[J]. J Vis Exp, 2018, 131: 56372.
- [3] Zhang J, Wehrle E, Adamek P, et al. Optimization of mechanical stiffness and cell density of 3D bioprinted cell-laden scaffolds improves extracellular matrix mineralization and cellular organization for bone tissue engineering[J]. Acta Biomater, 2020, 114: 307-322.
- [4] Matai I, Kaur G, Seyedsalehi A, et al. Progress in 3D bioprinting technology for tissue/organ regenerative engineering[J]. Biomaterials, 2020, 226: 119536.
- [5] Turnbull G, Clarke J, Picard F, et al. 3D biofabrication for soft tissue and cartilage engineering[J]. Med Eng Phys, 2020, 82: 13-39.
- [6] Beredjikian PK, Wang M, Lutsky K, et al. Three-Dimensional Printing in Orthopaedic Surgery: Technology and Clinical Applications[J]. J Bone Joint Surg Am, 2020, 102(10): 909-919.
- [7] Hu X, Ji P, Wang T, et al. Combined orthodontic and orthognathic treatment with 3D-printing technique offers a precise outcome: A case report of two years followup[J]. Int J Surg Case Rep, 2021, 84: 105934.
- [8] Visscher DO, Gleadall A, Buskermolen JK, et al. Design and fabrication of a hybrid alginate hydrogel/poly ( $\epsilon$ -caprolactone) mold for auricular cartilage reconstruction[J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2019, 107(5): 1711-1721.
- [9] Issakhov A, Zhandaulet Y, Abylkassymova A, et al. A numerical simulation of air flow in the human respiratory system for various environmental conditions[J]. Theor Biol Med Model, 2021, 18(1): 2.
- [10] Radulesco T, Meister L, Bouchet G, et al. Functional relevance of computational fluid dynamics in the field of nasal obstruction: A literature review[J]. Clin Otolaryngol, 2019, 44(5): 801-809.
- [11] Kimura S, Miura S, Sera T, et al. Voxel-based simulation of flow and temperature in the human nasal cavity[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2021, 24(4): 459-466.
- [12] Moniripiri M, Amjadimanesh H, Faramarzi M, et al. Numerical simulation of unsteady airflow in a nasal cavity for various sizes of maxillary sinus opening in a virtual endoscopic surgery[J]. Respir Physiol Neurobiol, 2021, 291: 103690.
- [13] Cherobin GB, Voegels RL, Gebrim E, et al. Sensitivity of nasal airflow variables computed via computational fluid dynamics to the computed tomography segmentation threshold [J]. PLoS One, 2018, 13 ( 11 ): e0207178.
- [14] Janovic N, Ćocić A, Stamenic M, et al. Side asymmetry in nasal resistance correlate with nasal obstruction severity in patients with septal deformities: Computational fluid dynamics study [J]. Clin Otolaryngol, 2020, 45(5): 718-724.
- [15] Cal IR, Cercos-Pita JL, Duque D. The incompressibility assumption in computational simulations of nasal airflow[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2017, 20(8): 853-868.
- [16] Xavier R, Menger DJ, de Carvalho HC, et al. An Overview of Computational Fluid Dynamics Preoperative Analysis of the Nasal Airway[J]. Facial Plast Surg, 2021, 37(3): 306-316.
- [17] 汪涛, 王珮华, 陈东, 等. 前鼻腔狭窄手术干预的数值模拟研究 [J]. 中国中西医结合耳鼻咽喉科杂志, 2018, 26(5): 328-336.
- [18] Siu J, Inthavong K, Dong J, et al. Nasal air conditioning following total inferior turbinectomy compared to inferior turbinoplasty-A computational fluid dynamics study[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2021, 81: 105237.
- [19] 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 [J]. Respir Physiol Neurobiol, 2020, 280: 103480.

(收稿日期: 2022-06-16)