

# 止鼾器矢向/垂直向比例对阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征患者髁状突应力影响

尹欢欢<sup>1</sup>, 杨晓京<sup>1</sup>, 杨向红<sup>2</sup>, 吴伟<sup>1</sup>, 王瑞<sup>2</sup>

1. 昆明理工大学机电工程学院, 云南 昆明 650500; 2. 昆明医科大学附属延安医院口腔科, 云南 昆明 650000

**【摘要】目的:**构建颞下颌关节三维有限元模型,探究下颌骨矢向/垂直向不同比例对阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征(OSAHS)患者髁状突应力的影响,寻找适合患者的下颌前伸止鼾器矢向/垂直向比例。**方法:**通过构建OSAHS患者颌面部系统的三维有限元模型,模拟下颌骨不同的前伸量和垂直量,分析髁突的应力分布情况。**结果:**患者的下颌骨左侧髁突在下颌前伸最大量的64%(7.68 mm),开口垂向距离为7 mm时所受最大主应力最小;右侧髁突在下颌前伸最大量的66%(7.92 mm),开口垂向距离为6 mm时所受最大主应力最小。**结论:**通过对两侧髁突的仿真分析,考虑到左右髁突受力均衡,建议该患者在佩戴下颌前伸止鼾器时下颌矢向位移为最大前伸量的66%,开口垂直距离为6 mm。

**【关键词】**髁状突;阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征;有限元分析;止鼾器

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2023)06-0760-06

## Effects of sagittal/vertical ratio of snore stopping device on condylar stress in patients with obstructive sleep apnea hypopnea syndrome

YIN Huanhuan<sup>1</sup>, YANG Xiaojing<sup>1</sup>, YANG Xianghong<sup>2</sup>, WU Wei<sup>1</sup>, WANG Rui<sup>2</sup>

1. Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Kunming University of Science and Technology, Kunming 650500, China; 2. Department of Stomatology, Yan'an Hospital Affiliated to Kunming Medical University, Kunming 650000, China

**Abstract: Objective** To construct a three-dimensional finite element model of the temporomandibular joint for exploring the effects of different mandibular sagittal/vertical ratios on the condylar stress in patients with obstructive sleep apnea hypopnea syndrome (OSAHS), and to find a suitable sagittal/vertical ratio of mandibular advancement snore stopping devices for the patients. **Methods** A three-dimensional finite element model of the maxillofacial system in the OSAHS patient was established for simulating different mandibular advancements and vertical displacements, thereby analyzing the stress distribution of the condyles. **Results** The maximum principal stress was the smallest when the vertical displacement of left mandibular condyle of the patient was 7.68 mm (64% of the largest mandibular advancement), and the corresponding vertical distance of the opening was 7 mm. The maximum principal stress was the smallest when the vertical displacement of the right mandibular condyle was 7.92 mm (66% of the largest mandibular advancement), and the corresponding vertical distance of the opening was 6 mm. **Conclusion** Through simulation analysis of the bilateral condyles, considering the balance of force on the left and right condyles, it is recommended that the vertical displacement of the mandibular in the patient should be 66% of the largest mandibular advancement, and the corresponding vertical distance of the opening should be 6 mm.

**Keywords:** condyle; obstructive sleep apnea hypopnea syndrome; finite element analysis; snore stopping device

### 前言

阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征(Obstructive Sleep Apnea Hypopnea Syndrome, OSAHS)作为一种

常见的睡眠呼吸疾病一直影响人类的身体健康,在睡眠时喉部肌肉间歇性放松,阻塞气道,其临床表现主要为睡眠打鼾,会导致一些严重的健康问题,而且OSAHS还会加快老年人阿尔茨海默病的形成<sup>[1]</sup>。持续气道正压通气是无创治疗重度OSAHS患者的首选<sup>[2]</sup>。下颌前伸止鼾器(Mandibular Advancement Snore Stopping Devices, MASSD)是治疗轻、中度OSAHS的有效方法<sup>[3]</sup>。MASSD通过改变患者的下颌前伸量以达到改变上气道的形态,达到增加通气

【收稿日期】2022-12-23

【基金项目】云南省教育厅科学研究基金(2022Y206)

【作者简介】尹欢欢,硕士,主要研究方向:颞下颌关节有限元分析, E-mail: 1655965659@qq.com

量的目的。常琳等<sup>[4]</sup>和李德宏等<sup>[5]</sup>通过建立轻、中度 OSAHS 患者在戴用 MASSD 前后的上气道三维有限元模型的研究表明,在使用 MASSD 后 OSAHS 患者上气道容积明显增大,鼾声次数明显减少,最低血氧饱和度升高。Nabavi 等<sup>[6]</sup>制定了用于口内监测心肺参数和睡眠姿势的智能下颌前移装置,通过该装置观测到患者使用后的睡眠状态和质量都有较大的改善。下颌的前伸量是研究 MASSD 的重要内容。高雪梅等<sup>[7]</sup>认为患者下颌前伸量是最大前伸量的 73% 时是最适条件。何琴等<sup>[8]</sup>通过对下颌骨三维均质模型的有限元仿真得出,当下颌前伸量为最大前伸量的 68% 时髁状突的受力最小。但是,关于下颌矢向/垂直向比例的研究成果却非常少。而高雪梅等<sup>[7]</sup>研究也提出,下颌矢向/垂直向的比例配比非常关键,如果比例分配不合理,可能会使治疗的效率降低,它可能会增加对颞下颌关节和牙周的压力,导致患者对止鼾器的接受程度大大降低以至于无法完全承受或放弃治疗。本研究基于此问题,通过非均质颞下颌关节有限元模型模拟下颌骨矢向/垂直向不同比例的情况下 MASSD 对患者颞下颌关节应力的影响进行研究,寻找适合患者的下颌矢向与垂直向比例这一关键技术,解决 MASSD 治疗 OSAHS 的有效性及口颌系统舒适度的问题。

本研究根据 OSAHS 患者的 CT 和 MRI 扫描文件建立有限元模型,获得 OSAHS 患者的下颌骨和颞下颌关节的非均质三维有限元模型,以及关节盘软组织的三维有限元模型,真实还原了人体的生物环境,从而获得的数据具有精确性和真实性。通过对非均质下颌骨有限元模型矢向和垂直向的位移加载,对下颌骨髁突在不同位置下的最大主应力进行比较,以此探讨在佩戴 MASSD 时不同位置对 OSAHS 患者髁突的影响。

1 材料与方法

1.1 数据采集

选择 1 名中度 OSAHA 患者作为受试者(男,24 岁),面部无明显偏斜。利用口腔 CBCT 扫描仪和超导型磁共振机对双侧颞下颌关节区进行扫描,并在 MRI 扫描的基础上建立关节盘模型。根据不同结构的灰度值,使用 MIMICS 软件将下颌骨和上颌骨模型从头部 CT 中分离出来。模型在 MIMICS 中直接保存为 inp 格式,在 CT 和 MRI 扫描的基础上进行装配。MRI 在软组织上的分辨率比 CT 高得多,这有助于方便建立关节盘模型。此外,昆明市延安医院口腔科的牙医正确地将关节盘在 MRI 中区分开来。然后将颌面部的下颌骨和上颌骨以及关节盘软组织模型导入到 ABAQUS 软件进行装配。

1.2 有限元模型建立

下颌骨是一个特殊的结构,具有几何复杂性以及骨的不均匀性。人体下颌骨和上颌骨模型建立的方法主要有两种,分别为均质模型建模和非均质模型建模。对于均质模型建模,当在牙种植体与修复或下颌骨导板重建时,均质模型非常方便<sup>[9-12]</sup>。当进行生物医学应用的组织建模时,非均质模型能够对其复杂的几何形状和结构进行建模,使其更接近真实的组织。Liu 等<sup>[13]</sup>通过对下颌骨的均质模型和非均质模型进行对比,结果表明非均质有限元模型更有利于具有几何复杂性的颌骨模型的构造。件健磊等<sup>[14]</sup>通过建立不同牙槽骨有限元模型,两种不同的模型对牙周膜生物力学响应的影响进行分析发现非均质有限元模型更能体现真实牙槽骨骨质特性的差异性,更有利于获得准确的分析结果。本研究采用非均质模型建立下颌骨和上颌骨的有限元模型。为计算下颌骨的材料参数,在 MIMICS 中采用经验公式如式(1)和式(2)所示<sup>[15-16]</sup>,赋值之后的下颌骨网格模型如图 1a 所示,不同颜色表示下颌骨不同的材料参数如图 1b 所示。

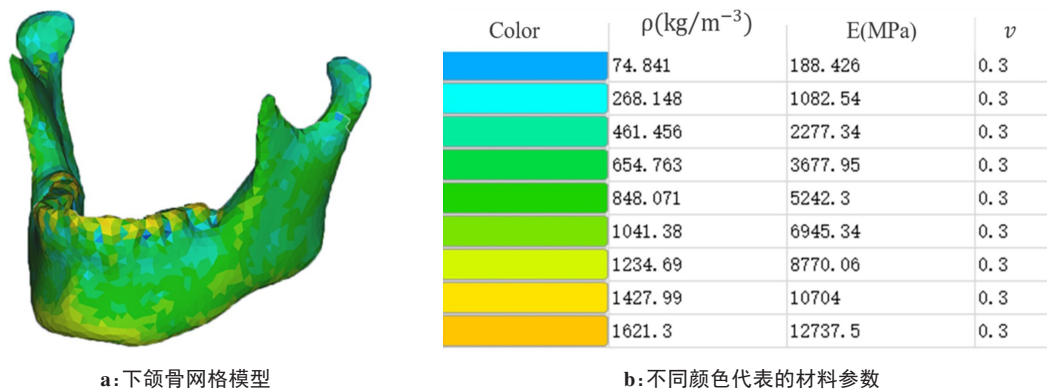


图1 非均质下颌骨模型  
Figure 1 Heterogeneous mandibular model

根据 Shu 等<sup>[17]</sup>使用 3D 打印模型的实验验证了模拟精度的研究,将关节盘材料定义为超弹性 Mooney-Rivlin 材料,其应变能函数如式(3)所示<sup>[18]</sup>。其中, $\rho$  为骨密度,HU 为灰度值, $E$  为弹性模量,其中  $C_1$  和  $C_2$  是材料常数( $C_1=9\times10^5$  Pa 和  $C_2=9\times10^2$  Pa), $I_1$  和  $I_2$  是 left Cauchy-Green 变形张量  $B$  的第一和第二不变量。

$$\rho = 114 + 0.916 HU \quad (1)$$

$$E = 0.51 \times \rho^{1.37} \quad (2)$$

$$W(I_1, I_2) = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (3)$$

为使实验更符合实际情况,将髁突与关节盘的相互作用视为面对面接触,摩擦系数为 0.001,接触面的确定采用普通接触法<sup>[19]</sup>。对于骨组织的泊松比的设定,Carter 和 Tanne 将其定义为 0.3,关节盘的泊松比为 0.4<sup>[20-21]</sup>。为提高模拟效率,关节盘和下颌区域的网格类型采用的是十节点二次四面体单元(C3D10M),上颌区域的网格类型设置为四节点线性四面体单元(C3D4)<sup>[22]</sup>。在进行有限元仿真时,单元数量是影响结果的一个重要因素,单元数量太少会降低仿真结果的准确性,单元数量过多会加重计算负担,影响计算的效率。由于本研究主要考虑髁突受力情况,所以在改变单元数量时为提高模拟效率上颌和关节盘模型不变,只改变下颌骨的单元数量,模型的网格敏感性变化曲线如图 2 所示,通过观察网格敏感性变化曲线得出结论:整个模型的单元数大约为 81 000 个时,计算效率与仿真结果最佳。

### 1.3 对有限元模型施加边界条件

在小开口(<20 mm)情况下髁突是转动行为而关节盘不动<sup>[23]</sup>。所以在改变下颌的垂直向距离不大时(<20 mm)关节盘可以考虑为不发生位移。考虑到患者在张口过大时会产生不适感,在这项研究中改变垂直向抬高量不易过高(6、7、8、10、12 mm)。又测得受试者下颌的最大前伸量为 12 mm,结合高雪梅等<sup>[7]</sup>与何琴等<sup>[8]</sup>的研究数据,本研究选取下颌最大前伸量的 62%~70%时对止鼾器治疗 OSAHS 患者下颌垂直向

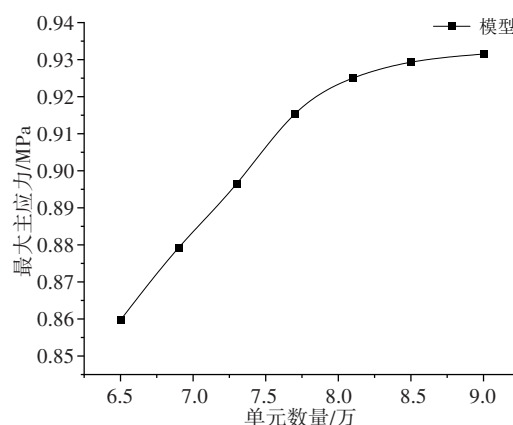
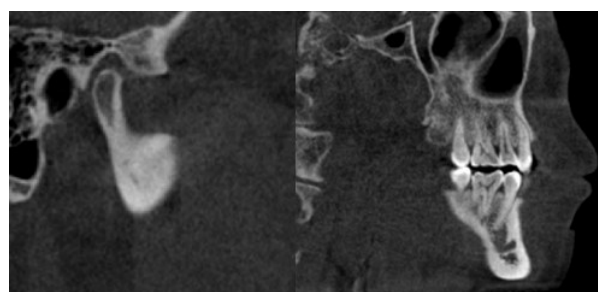


图2 网格敏感性变化曲线

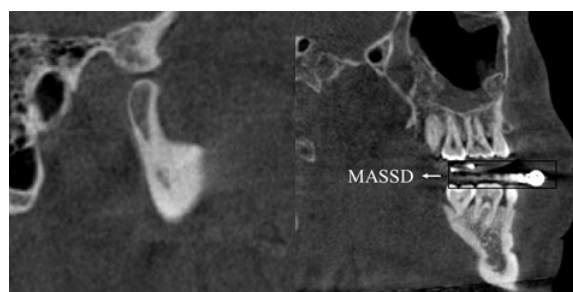
Figure 2 Mesh sensitivity curve

距离改变纳入研究,即下颌在不同矢向/垂直向比例时颞下颌关节盘和髁突的应力变化。将下颌矢向位移在最大前伸量的 62%~70%之间分为 5 个梯度分别为:最大前伸量的 62%(7.44 mm)、64%(7.68 mm)、66%(7.92 mm)、68%(8.16 mm)、70%(8.40 mm)。

本文主要讨论当改变下颌的垂直开口距离时,下颌前伸不同的距离对髁突所受应力的影响。为避免短时间内多次拍摄 CT 对志愿者造成困扰,所以在模拟下颌的小开口运动时,选定下颌骨左右髁突上端两点的连线为旋转轴,在 Abaqus 的装配模块中做实体变换,下颌通过此轴转动不同角度,模拟得到不同的开口垂直量。通过给定位移加载的方式模拟下颌的不同前伸量,患者下颌在做前伸运动时假设上颌不动,故在上颌顶部添加固定约束。为模拟患者佩戴 MASSD 时的情况,对下牙列进行固定位移分别加载至最大前伸量的 62%、64%、66%、68%、70%。同时,通过对佩戴 MASSD 前后的髁突位置的 CT 图像进行观察发现(图 3),下颌在做前伸运动时髁突的运动并不只有矢向运动,所以在对髁突进行位移加载时其运动方向为矢向和垂直向,即为向前、向下运动。



a: 佩戴 MASSD 前



b: 佩戴 MASSD 后

图3 佩戴 MASSD 前后的髁突及矢状面 CT 图像

Figure 3 Sagittal CT images of the condyle before and after wearing MASSD



2 结果

为研究髁突的受力情况,对左右髁突在各个梯度的最大主应力进行比较研究。最大主应力可以反映物体的实际受力情况,它的大小也影响着髁突软骨的功能与形态。合适的止鼾器矢向/垂直向比例可以减轻颞下颌关节和牙周的压力,减小应力对髁突退行性病变的影响。其25组不同位置下左右髁突的应力分布情况如图4所示。其中有19组右髁突相对于左髁突在相同条件下受力更大,占比76%;有6组左髁突受力比右髁突大,占比24%。

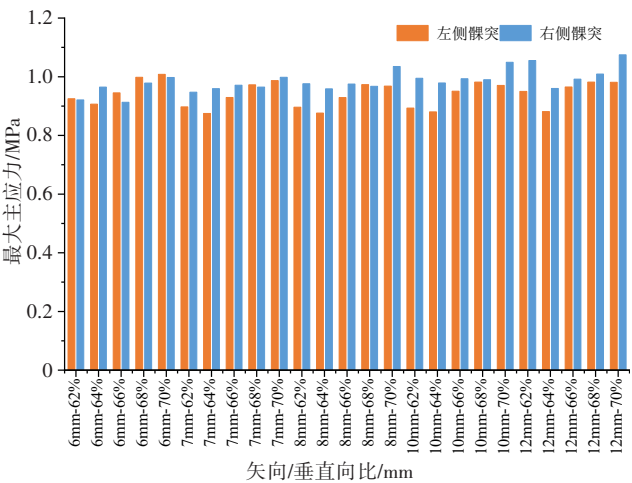


图4 不同位置下左右髁突的应力比较  
Figure 4 Stress comparison between the left and right condyles at different positions

下颌在不同矢向/垂直向比例时(6 mm~62%表示开口垂直距离为6 mm,下颌前伸量为最大前伸量的62%),髁突的应力变化从髁突应力与下颌位置变化的曲线(图5a、5b:左侧髁突)可以看出,当OSAHS患者开口垂直距离一定时,左侧髁突在下颌前伸量为最大前伸量的64%时所受最大主应力为最小,此时对应的垂向距离为7 mm;当下颌前伸量一定时,左侧髁突的最大主应力在垂向距离为7 mm时最小,此时对应的前伸量为最大前伸量的64%。从图5c、5d(右侧髁突)发现,当开口垂直距离一定时,右侧髁突在下颌前伸量为最大前伸量的66%时所受最大主应力为最小,此时对应的开口垂向距离为6 mm;当下颌前伸量一定时,右侧髁突的最大主应力在垂向距离为6 mm时所受应力最低,此时对应的前伸量为最大前伸量的66%。在何琴等<sup>[8]</sup>研究中观测到,患者下颌在最大前伸量的68%时髁突整体的平均应力最小,与本文有差异,这可能与本文所使用的非均质下颌骨模型有关。

在不同矢向/垂直向比例时,下颌骨在前伸过程中髁突的应力分布主要在前斜面,主要是因为髁突随下颌骨在前伸的过程中向前下方运动,前斜面逐渐与颞下颌关节盘接触,随后关节盘前移与关节窝接触产生变形。单侧髁突所受应力最小的两种情况的应力云图如图6a(矢向为最大前伸量的64%,开口垂向距离为7 mm)、图6b(矢向为最大前伸量的66%,开口垂向距离为6 mm)所示。

3 讨论

OSAHS由于其独特的并发症和临床表现影响着患者本人身体健康和同居人员的睡眠质量。上气道的塌陷和闭合是OSAHS患者在睡眠期间经常发生的,并且会反复出现人体血氧浓度偏低的症状,对患者健康有着严重的影响。本文模拟了髁突和关节盘的相互作用。Shu等<sup>[17]</sup>使用3D打印模型的实验验证了模拟精度,其所建立的模型都是基于医学图像构建的,并且模型条件与实验所用的样品相同。此外,将实验中的载荷和边界条件应用于相应的有限元模型。在5种不同压力下,所有模拟结果与实验结果的最大差异为4.92%,因此本文将髁突和关节盘之间的相互作用设置为接触是合理的。此外,Ingawale等<sup>[24]</sup>通过解剖12具成人尸体的下颌骨对下颌骨有限元模型进行验证,其实验结果表明,下颌骨有限元模型可以预测与实验结果高度一致的应变分布。Xin等<sup>[25]</sup>通过纳米压痕的方法测得3具人类尸体下颌骨的皮质骨的弹性模量,与经验公式下的非均质下颌骨有限元模型的弹性模量进行对比,其研究结果表明,基于经验公式的有限元模型的弹性模量和纳米压痕测试确定的弹性模量的差异在5.0 GPa以内。通过对患者左右髁突所受最大主应力的对比,当患者下颌在矢向位移为最大前伸量的64%,开口垂向距离为7 mm时左侧髁突受力最小,此时两侧髁突受力情况分别为左侧0.87 MPa,右侧为0.96 MPa;当患者下颌在矢向位移为最大前伸量的66%,开口垂向距离为6 mm时右侧髁突受力最小,此时两侧髁突受力情况为左侧为0.94 MPa,右侧为0.91 MPa。当选择左侧髁突受力较小的矢向/垂直向比例配比时,由于左右髁突的受力差较大,OSAHS患者长时间佩戴使用MASSD后可能对颞下颌关节产生不利影响。为平衡左右髁突受力,结合模拟结果和高雪梅等<sup>[7]</sup>研究,建议该OSAHS患者佩戴MASSD时矢向距离为其最大前伸量的66%,开口垂直向距离为6 mm。

相关研究已经证明在睡眠期间使用MASSD是治疗OSAHS的有效方法。OSAHS患者使用MASSD控制下颌骨的矢向和垂直向的位移,打开上

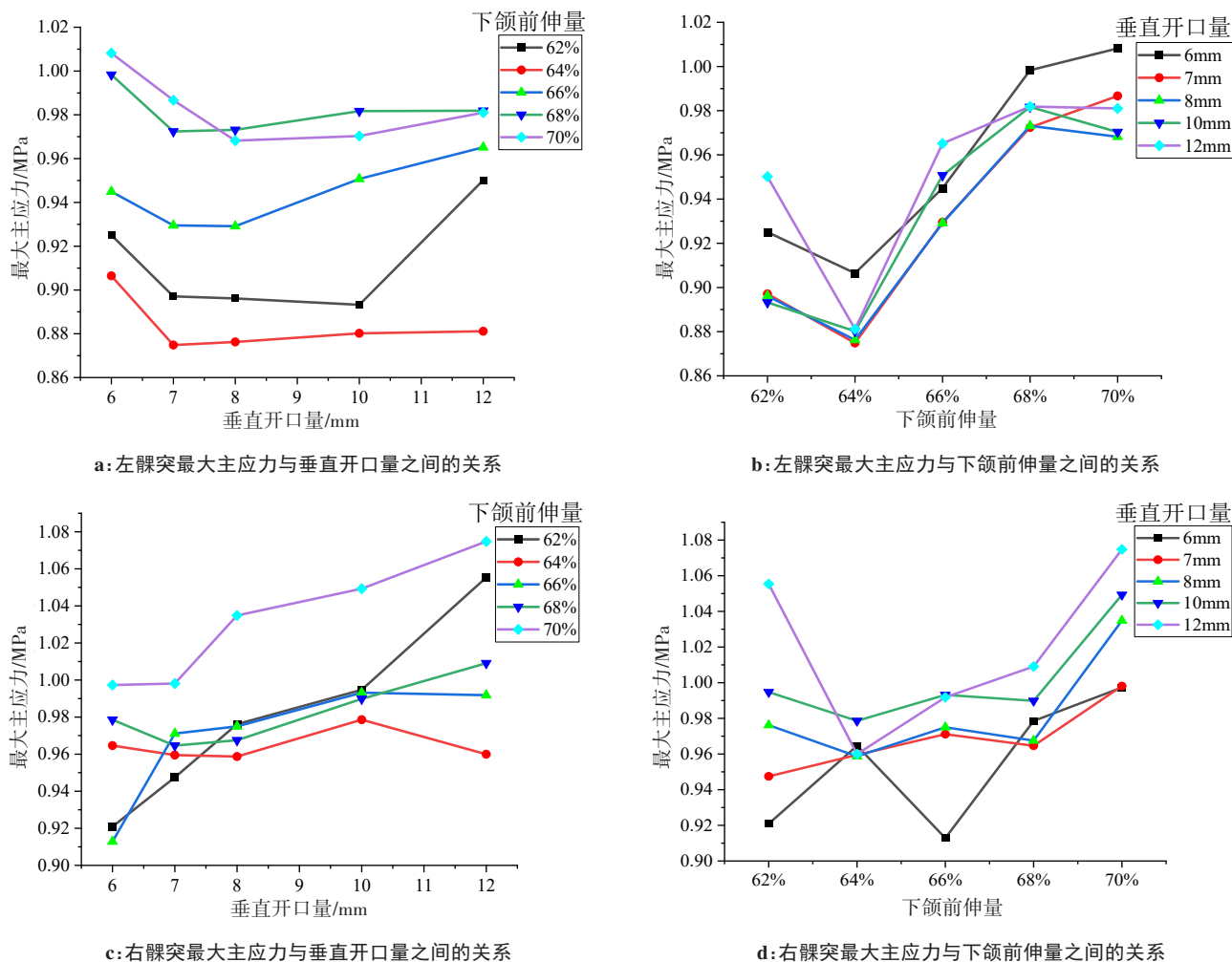


图5 左右髁突在不同位置时其最大主应力的变化情况

Figure 5 Changes in the maximum principal stress of the left and right condyles at different positions

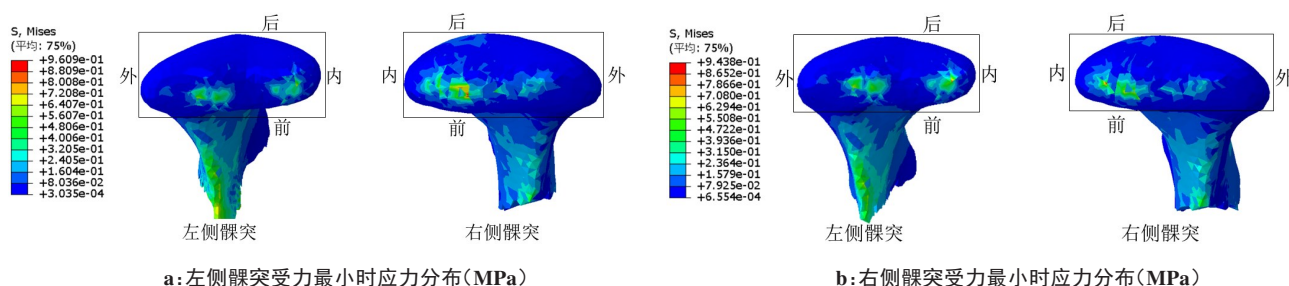


图6 单侧髁突所受应力最小时的应力分布

Figure 6 Stress distributions of unilateral condyle with the minimum stress

气道,可以消除或减轻上气道因病理性移位和塌陷引起的气道阻塞,进而改善呼吸和通气。下颌矢向与垂直向的比例对止鼾器的效果也有着影响,髁突的应力分布也有着明显差异。高雪梅等<sup>[7]</sup>通过对19名 OSAHS 患者进行多导睡眠图单盲复查发现,在佩戴 MASSD 后呼吸暂停低通气指数由(39.4±23.5) h 降低至(7.53±6.44) h。并且通过之前多名研究人员

的下颌前伸类口腔治疗器治疗效果进行对比,结果建议下颌前伸量为 5.49 mm,垂直向开口距离为 6.94 mm。这与本文建议的开口垂直距离极为接近,但下颌前伸量的确定有所差别,可能与个体差异有关。每名患者下颌的最大前伸量都有所不同,MASSD 的制作也因人而异,在保证治疗效果的同时也要确保患者佩戴的舒适度,以便患者能够长期使用

进行治疗,这样才能发挥止鼾器的最大功效。

综上所述,本研究通过结合螺旋 CT 扫描和 MRI

获得患者的下颌骨和颞下颌关节的三维有限元模型以及关节盘软组织模型,并且对其进行有限元分析。提前知晓OSAHS患者佩戴MASSD时下颌前伸的位置,有助于治疗效果的提高,同时也避免制作MASSD时的盲目性,为OSAHS患者在佩戴MASSD时达到更舒适的治疗效果提供有效的理论基础。

## 【参考文献】

- [1] Andrade AG, Bubu OM, Varga AW, et al. The relationship between obstructive sleep apnea and Alzheimer's disease[J]. J Alzheimers Dis, 2018, 64(s1): S255-S270.
- [2] Lorenzi G, Almeida FR, Strollo PJ. Treating OSA: current and emerging therapies beyond CPAP[J]. Respiriology, 2017, 22(8): 1500-1507.
- [3] 朱鹏飞. MASSD治疗OSAHS临床疗效研究及便携式下颌前伸定位器研制[D]. 昆明: 昆明医科大学, 2017.  
Zhu PF. Clinical study on the treatment of OSAHS with mandibular advancement and snore stopping device and its portable development of mandibular protrusive localizer[D]. Kunming: Kunming Medical University, 2017.
- [4] 常琳, 李德宏, 朱鹏飞, 等. 轻中度OSAHS患者戴用下颌前伸止鼾器前后上气道形态及呼吸功能变化[J]. 口腔疾病防治, 2019, 27(1): 35-40.  
Chang L, Li DH, Zhu PF, et al. Research on the changes in upper airway shape and respiratory function before and after upper airway treatment of patients with mild and moderate OSAHS by wearing mandibular advancement snore stopping devices [J]. Journal of Prevention and Treatment for Stomatological Diseases, 2019, 27(1): 35-40.
- [5] 李德宏, 杨向红, 周静, 等. 下颌前伸矫治器治疗睡眠呼吸暂停综合征的三维影像学评估[J]. 上海口腔医学, 2016, 25(2): 208-211.  
Li DH, Yang XH, Zhou J, et al. Radiographic study on the efficacy of mandibular advancement in patients with obstructive sleep apnea syndrome[J]. Shanghai Journal of Stomatology, 2016, 25(2): 208-211.
- [6] Nabavi S, Bhadra S. Smart mandibular advancement device for intraoral monitoring of cardiorespiratory parameters and sleeping postures[J]. IEEE Trans Biomed Circ S, 2021, 15(2): 248-258.
- [7] 高雪梅, 曾祥龙, 傅民魁, 等. 口腔矫治器治疗OSAS的下颌定位[J]. 口腔正畸学, 2000, 7(1): 20-22.  
Gao XM, Zeng XL, Fu MK, et al. Mandible relocating in dental appliance treatment of obstructive sleep apnea syndrome[J]. Chinese Journal of Orthodontics, 2000, 7(1): 20-22.
- [8] 何琴, 张佐, 曲爱丽, 等. 三维有限元模型分析OSAHS患者下颌不同前伸位置引起髁状突位置变化及应力分布的研究[J]. 宁夏医科大学学报, 2013, 35(4): 361-364.  
He Q, Zhang Z, Qu AL, et al. Influence of different mandibular protrusion position on stress distribution and the condyle changing through three-dimensional finite element model in OSAHS patients [J]. Journal of Ningxia Medical College, 2013, 35(4): 361-364.
- [9] Feng Y, Shu J, Liu Y, et al. Biomechanical analysis of temporomandibular joints during mandibular protrusion and retraction motions: a 3d finite element simulation[J]. Comput Meth Prog Bio, 2021, 208: 106299.
- [10] Liu CW, Xing YF, Li Y, et al. Bone quality effect on short implants in the edentulous mandible: a finite element study[J]. BMC Oral Health, 2022, 22(1): 1-10.
- [11] Mankowski J, Piekos J, Dominiak K, et al. A mandible with the temporomandibular joint-a new FEM model dedicated to strength and fatigue calculations of bonding elements used in fracture and defect surgery[J]. Materials, 2021, 14(17): 5031.
- [12] Shi QM, Sun Y, Yang SF, et al. Preclinical study of additive manufactured plates with shortened lengths for complete mandible reconstruction: design, biomechanics simulation, and fixation stability assessment[J]. Comput Biol Med, 2021, 139: 105008.
- [13] Liu YF, Fan YY, Dong HY, et al. An investigation of two finite element modeling solutions for biomechanical simulation using a case study of a mandibular bone[J]. Biomech Eng, 2017, 139(12): 121006.
- [14] 仵健磊, 刘云峰, 李伯休, 等. 不同牙槽骨有限元模型对牙周膜生物力学响应的影响[J]. 生物医学工程学杂志, 2021, 38(2): 295-302.  
Wu JL, Liu YF, Li BX, et al. Effects of different alveolar bone finite element models on the biomechanical responses of periodontal ligament[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2021, 38(2): 295-302.
- [15] Rho J, Hobatho M, Ashman R, et al. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone[J]. Med Eng Phys, 1995, 17(5): 347-355.
- [16] Rice JC, Cowin SC, Bowman JA, et al. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density[J]. J Biomech, 1988, 21(2): 155-168.
- [17] Shu JH, Luo HT, Zhang YL, et al. 3D printing experimental validation of the finite element analysis of the maxillofacial model[J]. Front Bioeng Biotech, 2021, 9: 694140.
- [18] Beek M, Aarnts M, Koolstra J, et al. Dynamic properties of the human temporomandibular joint disc[J]. J Dent Res, 2001, 80(3): 876-880.
- [19] Beek M, Koolstra J, van Ruijven LJ, et al. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc[J]. J Biomech, 2000, 33(3): 307-316.
- [20] Carter DR, Hayes WC, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure[J]. J Bone Joint Surg Am, 1977, 59(7): 954-962.
- [21] Tanne K, Tanaka E, Sakuda M, et al. The elastic modulus of the temporomandibular joint disc from adult dogs[J]. J Dent Res, 1991, 70(12): 1545-1548.
- [22] Shao BM, Teng HD, Dong SM, et al. Finite element contact stress analysis of the temporomandibular joints of patients with temporomandibular disorders under mastication[J]. Comput Meth Prog Bio, 2022, 213: 106526.
- [23] 郑红, 张志光, 张松梅, 等. 无症状颞下颌关节盘前移位个体的动态磁共振及髁突运动轨迹特点[J]. 解剖学报, 2017, 48(6): 715-720.  
Zheng H, Zhang ZG, Zhang SM, et al. Characteristics of Cine-MRI and condylar movement trajectory of asymptomatic subjects with anterior disc displacement of temporomandibular joint [J]. Acta Anatomica Sinica, 2017, 48(6): 715-720.
- [24] Ingawale SM, Krishnan DG, Goswami T. Validation of experimental and finite element biomechanical evaluation of human cadaveric mandibles[J]. Lubricants, 2022, 10(8): 169.
- [25] Xin PF, Nie PL, Jiang B, et al. Material assignment in finite element modeling: heterogeneous properties of the mandibular bone[J]. J Craniofac Surg, 2013, 24(2): 405-410.

(编辑:陈丽霞)