

文章编号: 1004-7220(2022)02-0280-07

不同稳定咬合板厚度对可复性前移位患者颞下颌 关节应力分布影响

鄢 梨¹, 王 为², 邱嘉旋¹

(1.南昌大学第一附属医院 口腔科, 南昌 330006; 2.乌鲁木齐大为创新信息科技有限公司, 乌鲁木齐 830000)

摘要:目的 利用三维有限元方法比较双侧颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)可复性前移位(anterior disc displacement with reduction, ADDwR)患者在佩戴两种不同厚度稳定性咬合板后紧咬时 TMJ 应力分布改变。方法 根据患者 CT、MRI 影像数据,依次构建 ADDwR 患者牙尖交错位(工况 1)与戴 3、5 mm 稳定咬合板咬合(工况 2、3)时共 3 个 TMJ 有限元模型。分别给予 3 种工况中的下颌骨施加最大肌力 60 s,之后对各工况中关节窝和髁突软骨表面、关节盘表面及双板区的最大等效应力进行评估。结果 各工况左侧 TMJ 内各结构等效应力均大于右侧。戴 3 mm 咬合板后,双侧关节盘均未发生复位,关节盘应力仍旧集中在后带及双板区,双侧关节软骨表面应力显著增加;戴 5 mm 咬合板后,右侧关节盘复位,关节盘最大应力位于中间带,关节软骨和双板区等效应力降低约 40%,左侧关节盘未复位,关节窝软骨和双板区等效应力下降约 6%。结论 ADDwR 患者佩戴不同厚度咬合板, TMJ 内应力及其分布模式均发生改变;5 mm 稳定性咬合板可以减小 ADDwR 患者关节窝软骨及双板区表面应力,关节盘复位有利于缓解 ADDwR 患者 TMJ 应力。临床为 ADDwR 患者选择稳定性咬合板治疗时,在保证舒适前提下,较厚的咬合板可以获得更有利的应力分布。

关键词: 稳定性咬合板; 可复性关节盘前移位; 颞下颌关节

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.02.014

Effects of Different Stabilization Splint Thicknesses on Stress Distribution in Temporomandibular Joint for Patients with Anterior Disc Displacement with Reduction

YAN Li¹, WANG Wei², QIU Jiakuan¹

(1. Department of Oral and Maxillofacial Surgery, the First Affiliated Hospital of Nanchang University, Nanchang 330006, China; 2. Urumqi DW Innovation Information Technology Limited Company, Urumqi 830000, China)

Abstract: Objective To compare the stress distributions in temporomandibular joint (TMJ) for patients with bilateral anterior disc displacement with reduction (ADDwR) after wearing stabilization splints with two different thicknesses during prolonged clenching by using three-dimensional (3D) finite element methods. **Methods** The 3D TMJ finite element models were constructed based on CT and MRI image data when the patient was biting in maximum intercuspation (working condition 1), on 3 mm thickness splint (working condition 2) and on 5 mm thickness splint (working condition 3), respectively. The von Mises stresses in the articular cartilages, the TMJ

收稿日期: 2021-04-07; 修回日期: 2021-05-20

基金项目: 国家自然科学基金项目(81860477), 江西省重点研发计划(20181ACG70009)

通信作者: 邱嘉旋, 教授, E-mail: qiujiakuan@163.com

disc and bilaminar zone under 3 working conditions were evaluated after the maximum jaw-closing forces were applied to the mandible for 60 s. **Results** The von Mises stress of left TMJ was bigger than that of right TMJ under each working condition. After wearing the 3 mm thickness splint, the disc was not recaptured, the stress was concentrated at the posterior band and bilaminar zone of the disc, and the stress on bilateral TMJ was significantly increased. After wearing the 5 mm thickness splint, the right disc was recaptured, the maximum stress was located at intermediate zone of the disc, and the von Mises stresses of articular cartilages and bilaminar zone were decreased by about 40%. However, the left disc was not recaptured, and the von Mises stresses of glenoid fossa cartilage and bilaminar zone were only slightly decreased by about 6%. **Conclusions** Different thicknesses of occlusal splints lead to different stresses and stress distribution patterns in TMJ of patients with ADDwR. The 5 mm thickness stabilization splint can reduce the stress of glenoid fossa cartilage and bilaminar zone in ADDwR patients. Disc recapture is helpful for ADDwR patients to relieve TMJ stress. When using stabilization splints for the treatment of ADDwR patients, on the premise of comfort wearing, a thicker splint can achieve more favorable stress distributions.

Key words: stabilization splint; anterior disc displacement with reduction (ADDwR); temporomandibular joint (TMJ)

颞下颌关节紊乱病 (temporomandibular disorder, TMD) 是一种常见的疾病, 发病率为 20% ~ 25%, 其中关节盘前移位 (anterior disk displacement, ADD) 是颞下颌关节 (temporomandibular joint, TMJ) 功能障碍最常见的形式^[1]。TMD 诊断标准为根据张口时髁突关节是否恢复正常, 将 ADD 分为可复性盘前移位 (anterior disk displacement with reduction, ADDwR) 和不可复性盘前移位 (anterior disk displacement without reduction, ADDwoR)。关节盘移位可改变 TMJ 内应力分布规律, 主要表现为对双板区产生牵拉挤压, 使关节盘后带及双板区出现应力集中, 这是导致患者炎症、疼痛等相关症状的原因, 严重影响患者的日常生活质量^[2]。尤其当患者伴有紧咬牙、磨牙症等副功能时, 长时间的 TMJ 超负荷将导致关节盘永久性变形、穿孔, 随即出现更严重的 TMD 症状^[3-4]。

因此, 有学者认为 ADDwR 患者尽早保守治疗, 防止疾病进展。关于咬合板的有效性虽存有争议, 但一直是近年来治疗 TMD 的最常见方法^[5]。改变 TMJ 神经肌肉反射和降低关节内压力被认为是咬合板缓解 TMD 症状的主要机制^[6-7]。咬合板治疗成功与咬合板选择、制作等息息相关, 再定位咬合板和稳定咬合板是临床常用的两种咬合板^[8]。再定位咬合板可以使髁突前下移位明显, 甚至复位关节盘, 但长期使用可导致后牙开合^[9]。出于安全性考虑, 稳定咬合板在临床使用最为广泛。临床制作稳定咬合板大多依

据经验, 对于咬合板厚度要求没有统一标准。有学者研究认为, 3~5 mm 咬合板是治疗 TMD 的最佳厚度, 能实现最舒适的咬合位置, 达到较好的临床效果^[5,10]。Hegab 等^[11] 通过磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 分析观察关节盘移位患者戴上不同厚度稳定性咬合板后髁突关节盘位置前下移位程度, 认为 4 mm 以上咬合板能显著改变 ADDwR 患者髁突关节盘位置, 4、5、6 mm 间无明显差异, 故建议采用 4 mm 咬合板用于 ADDwR 患者治疗。

基于以上背景, 本文利用有限元方法研究 3、5 mm 两种厚度稳定咬合板对 ADDwR 患者紧咬时 TMJ 应力分布的影响, 分析其与髁突关节盘位置变化的关系, 进一步探讨咬合板缓解 TMD 症状的机制, 并为咬合板的选择提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 选择研究对象及获取影像数据

选取 1 名 30 岁牙列完整的双侧 ADDwR 女性患者, 分别在牙尖交错位和戴用两种厚度咬合板咬合时拍摄 CT、MRI, 并提取影像数据。经 MRI 确诊该患者为双侧关节盘移位, 左侧盘分界线角约 43°, 右侧约 20° (盘髁角超过 15° 认为有前移位^[8]), 戴 3 mm 咬合板时双侧关节盘均不复位, 戴 5 mm 咬合板时左侧不复位, 右侧复位。患者无 TMJ 病治疗史, 无类风湿关节炎病及严重的系统性疾病, 签署知情同意书。

1.2 三维有限元模型建立

将患者牙齿咬合时 CT、MRI 数据导入 Mimics 20 (Materialise 公司, 比利时), 建立各结构三维模型。再通过 Geomagic Wrap 2014 (3D Systems 公司, 美国) 表面优化, 生成 NURBS 曲面。最后在 NX 12 软件中 (Siemens 公司, 德国) 进行各零件装配, 确定各部分位置关系, 得到牙尖交错位咬合时三维有限元模型。关节盘根据 MRI 数据并结合上下关节面形态手工修整而成^[12]。修正后, 关节盘前、中、后带的厚度分别为: 右侧约 3.2、2.0、3 mm; 左侧约 3.0、1.9、2.6 mm。关节软骨模拟为覆盖髁突和关节窝表面均匀厚度 0.2 mm 实体^[3, 13-14]。而关节盘周围组织则被模拟为一个单一的结缔组织块^[3, 13]。另外两个三维有限元模型通过在 NX 软件中根据患者戴咬合板后 CT、MRI 影像移动下颌骨及关节盘位置获得。戴 3 mm 咬合板模型双侧关节盘仍模拟为前移位状态; 戴 5 mm 咬合板模型左侧关节盘模拟为前移位状态, 但右侧恢复正常盘髁关系。因此, 共建立 3 个有限元模型, 包含上下颌骨、上下牙列、关节窝、关节软骨、关节盘及周围软组织等结构 (见图 1)。

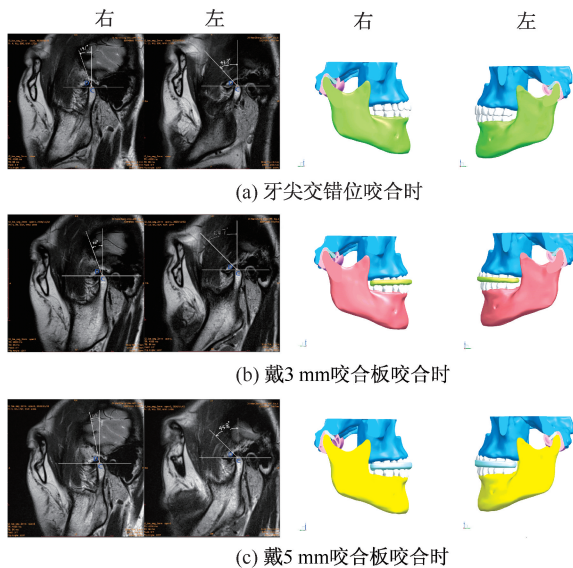


图 1 各工况测量盘髁角 MRI 截图和颞下颌关节模型

Fig.1 MRI slices of disc-condyle angles and TMJ model under each working condition (a) In maximum intercuspation, (b) With 3 mm thickness splint, (c) With 5 mm thickness splint

1.3 有限元模型分析

将模型导入 ANSYS Workbench 13 (ANSYS 公司, 美国), 采用四面体 10 节点单元对模型进行网格化分, 牙尖交错位 (工况 1)、戴 3 mm 咬合板 (工况 2)、戴 5 mm 咬合板 (工况 3) 下生成实体单元数分别为 337 606、352 126、360 851; 节点数分别为 554 789、582 162、594 486。模型中, 上下颌骨、关节软骨和牙齿等均考虑为各向同性的线性材料, 关节盘考虑为线性黏弹性模型, 通过优化的 Prony 系列使用广义 Maxwell 模型实现, 具体材料属性见表 1^[15-19]; 采用最大肌力加载, 具体数值和方向见表 2、图 2。

表 1 不同组织的材料参数

Tab.1 Material parameters of different tissues

材料	E/MPa	ν	Prony 系列	松弛时间/s	相对模量
上下颌骨	13 700	0.30			
牙齿	18 600	0.31			
关节软骨	0.79	0.49			
软组织	0.49	0.49			
关节盘 (黏弹性)	0.18	0.40	term 1	0.038 4	0.573 3
			term 2	0.492 5	0.122 3
			term 3	6.349 9	0.081 8
			term 4	106.481 5	0.092 6

注: E 为弹性模量, ν 为泊松比。

表 2 颞下颌关节肌肉作用力与方向

Tab.2 TMJ muscle forces and directions

肌肉	F/N	COS_x	COS_y	COS_z
咬肌浅层	190.4	-0.207	-0.419	0.884
咬肌深层	81.6	-0.546	0.358	0.758
颞肌后束	75.6	-0.208	0.855	0.474
颞肌中束	95.6	-0.222	0.500	0.837
颞肌前束	158.0	-0.149	-0.044	0.988
翼内肌	174.8	0.486	-0.373	0.791

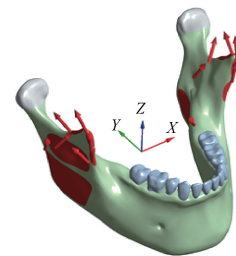


图 2 闭颌肌群在模型上的分布

Fig.2 Jaw-closing muscle distributions in the model

由图 2 可见, 颞骨以上区域的所有自由度都受到限制, 用接触单元模拟关节软骨与关节盘之间、

上下牙齿之间及牙齿与咬合板之间的相互关系, 前两者摩擦因数为 0.001^[14,20], 牙齿与咬合板的摩擦因数为 0.5^[21]。以最大等效应力作为观测目标, 分别描述 3 种工况下紧咬 60 s 后双侧关节窝和髁突软骨表面、关节盘表面及双板区的应力分布情况。

2 结果

2.1 工况 1 应力分析

牙尖交错位紧咬时, 两侧 TMJ 等效应力分布两侧不对称, 左侧 TMJ 各结构表面最大等效应力均大

于右侧。左边关节窝中外侧部区域最大应力为 200 kPa, 右侧前部和内侧最大应力为 80 kPa; 髁突软骨应力位于髁突内侧前部, 左、右侧分别为 110、70 kPa; 关节盘最大应力为 20 kPa, 主要集中在后带下表面; 双板区应力较高, 左右分别高达 140、120 kPa (见图 3、4)。

2.2 工况 2 应力分析

戴 3 mm 咬合板后, 关节窝最大等效应力集中位置大致与工况 1 相同 (左侧 220 kPa、右侧 110 kPa); 左侧髁突最大应力位置变成髁突中外

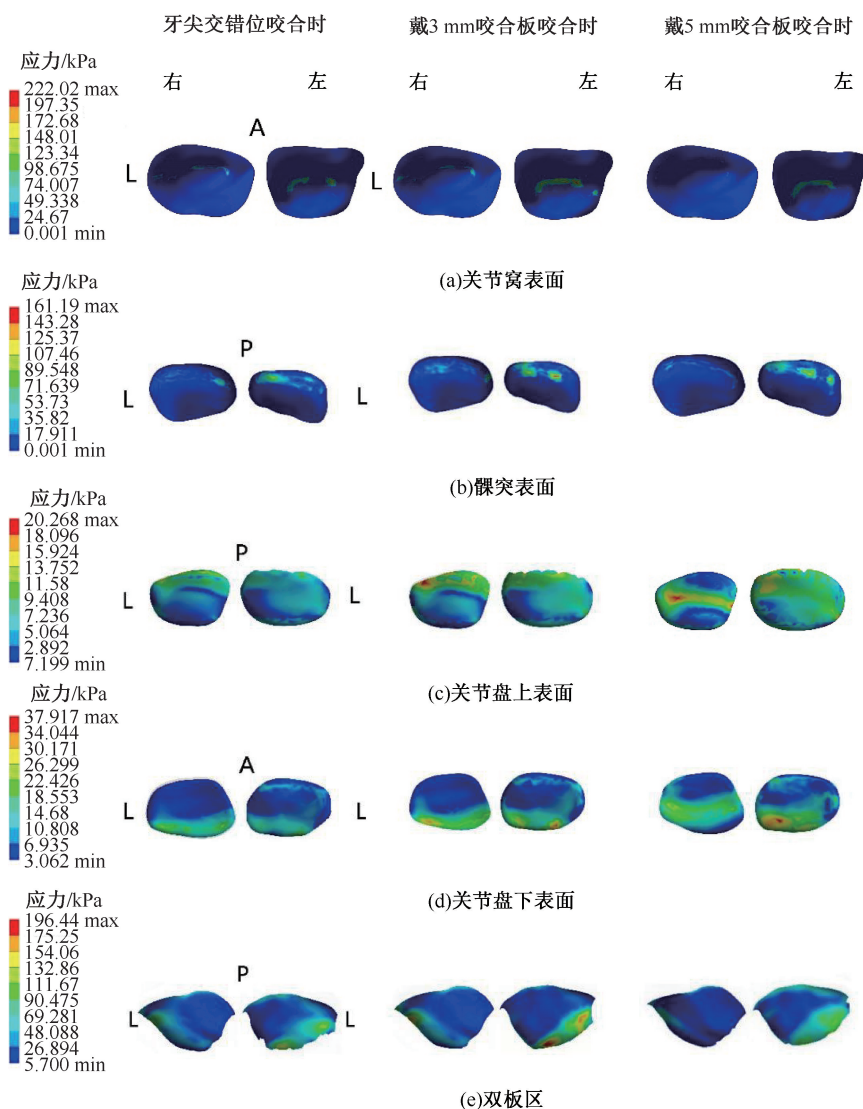


图 3 各工况紧咬 60 s 后颞下颌关节最大等效应力分布

Fig.3 Maximum von Mises stress distributions in TMJ after clenching for 60 s under each working condition (a) Glenoid fossa surface, (b) Condylar surface, (c) Disc superior surface, (d) Disc inferior surface, (e) Bilaminar zone
注: A、P、L 分别表示前面、后面、外侧。

1/3 前部(160 kPa),右侧髁突相对工况 1 最大应力更偏内侧(120 kPa);双侧关节盘最大应力为 30 kPa,主要集中于后带下表面偏外侧。双板区左、右侧最大应力分别为 200、180 kPa。相对于工况 1,左侧各结构等效应力增加 30%~60%,右侧增加 10%~50%。结果显示,戴 3 mm 咬合板后关节内各结构表面应力增加(见图 3、4)。

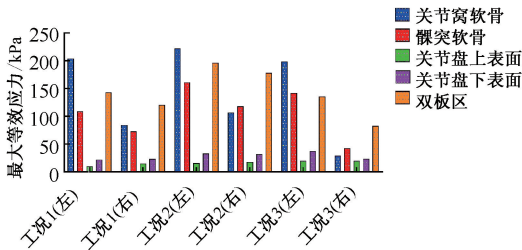


图 4 各工况紧咬 60 s 后左右颞下颌关节最大等效应力比较
Fig. 4 Comparison of the maximum von Mises stress in bilateral TMJ after clenching for 60 s under each working condition

2.3 工况 3 应力分析

戴 5 mm 咬合板后,右侧关节窝最大等效应力位置更偏前内侧,较工况 1 减少约 60%,左侧应力集中位置同工况 1,等效应力降低约 3%;双侧髁突最大等效应力主要位于髁突中前外部,右侧髁突表面应力显著降低,而左侧增加约 30 kPa;右侧关节盘最大应力为 20 kPa,分布在中间带下表面偏外侧,分布更广泛,后带应力显著降低,左侧关节盘最大应力位于后带内侧,应力较工况 1 增加至 40 kPa。左侧双板区应力较工况 1 降低约 6%,右侧应力降低达到 30%。相对于工况 2,关节软骨、双板区应力均显著降低(见图 3、4)。

3 讨论

本文利用有限元方法研究 ADDwR 患者佩戴 3、5 mm 两种厚度稳定咬合板后 TMJ 各结构表面最大等效应力分布变化。有限元分析方法能在没有侵入性伤害情况下估计 TMJ 内应力,已被广泛用于 TMJ 生物力学研究^[13]。胡凯等^[22]通过三维有限元方法研究稳定咬合板戴用 6 个月前后对 TMD 患者髁突应力影响,结果表明,咬合板可以显著降低患者患侧髁突表面应力,并可平衡双侧应力。但该研究的局限性如下:没有介绍 TMD 的具体分型;咬合

板直接通过牙面均匀增加 2 mm 厚度来实现;关节盘等采用线弹性材料特性,该研究作者认为 TMD 患者配戴咬合板髁突应力减少的原因是咬合板通过减弱肌肉功能亢进降低了 TMJ 负荷。Ferreira 等^[6]研究佩戴咬合板前后对关节盘应力影响,结果显示,关节盘移位患者佩戴咬合板后关节盘区应力稍有减低。作者认为虽然结果差异不明显,但不能否认咬合板保护关节盘的作用。该研究也存在一定的局限性,例如:采用二维有限元方法,没有将患者关节软骨及软组织部分纳入研究;通过人工前移关节健康者 TMJ 模型中的关节盘建立关节盘移位模型,而实际关节盘移位患者髁突常较正常者后移^[8]。

本文弥补以上研究的不足,将 ADDwR 患者作为研究对象,考虑左右关节盘的不对称性,并初次纳入不同厚度咬合板对 TMD 患者进行有限元分析。关节盘采用黏弹性模型,通过优化的 Prony 系列使用广义 Maxwell 模型模拟关节盘的黏弹性^[12]。由于关于紧咬牙或磨牙症非自主紧咬期间肌肉力数据鲜有报道,而现有研究表明,夜间不自主咬合力可以达到最大自主咬合力的幅度,故对每个工况均采用最大肌力加载,以模拟紧咬状态时 TMJ 内的应力分布情况^[23]。

3.1 牙尖交错位紧咬时的应力分析

患者牙尖交错位咬合时,关节软骨及双板区应力较高,这与之前研究结果相符,紧咬时下颌髁突向前和向上推动关节盘后组织,导致双板区应力增大^[3]。本文模型考虑了双侧关节盘的不对称性,与临床实际比较贴合,因为在临床可以发现很多患者关节紊乱程度不一致的情况。左侧关节软骨及双板区表面等效应力大于右侧,与左右关节盘移位程度一致,即移位严重侧的关节软骨及盘后区的应力大于移位较轻侧,推测关节盘移位程度与关节软骨及盘后区的等效应力可能存在正相关关系,未来需要建立不同移位程度的 TMJ 有限元模型来验证该推论的可靠性。研究表明,单侧关节盘移位患者在咬紧过程中,健康侧 TMJ 应力会受到对侧移位侧关节的影响,导致健康侧关节盘后组织承受更大的等效应力^[13,24]。本文发现,右侧关节盘移位程度较轻,可能最初是由左侧关节盘移位所引起。

3.2 戴 3 mm 咬合板紧咬时的应力分析

患者戴 3 mm 咬合板后, TMJ 各结构表面的应

力增加,这与文献[6]的研究结果不太相符。由于本文采用关节盘移位患者模型,而文献[6]通过人为将正常人关节模型中关节盘前移形成三维模型,故两个模型在盘髁位置关系方面存在差异,且研究中采用的咬合板厚度、材料特性、施加载荷方式和大小等也不尽相同。从结构力学分析原因,比较患者戴3 mm咬合板前后的有限元模型,可见戴入3 mm咬合板后髁突前移约0.5 mm,而垂直方向及关节盘位置几乎不变。因为髁突位置主要向前移动,无明显下移,关节盘位置几乎不变,髁突更加前上挤压关节盘后带及双板区,从而导致应力增加。该结果并不能否定咬合板治疗TMD的临床效果,因为目前咬合板具体作用机制尚有争议。胡凯等^[22]研究认为,咬合板可能是通过减弱肌肉功能亢进来降低TMJ负荷。有学者研究TMD患者戴入咬合板前后紧咬时颞肌、咬肌的肌电变化,也验证了咬合板可以降低咀嚼肌的肌电大小,并建议未来通过肌电信号调整咬合板设计,作为咬合板设计的辅助手段^[25-26]。由于近年关于咬合板治疗与TMD的生物力学研究较少,未来需要更多高质量、多样本的对照实验来验证本研究的可靠性,且可将咀嚼肌力测量纳入研究中。

3.3 戴5 mm咬合板紧咬时的应力分析

患者戴5 mm咬合板后,髁突显著前下移位,右侧实现了近似正常的“盘髁”关系,左侧盘髁关系无明显改变。应力云图显示,左右侧关节窝及双板区应力较工况1均有不同程度降低,这可能与髁突前下移动明显、后上间隙增大有关^[27]。左侧关节窝应力降低程度很小,考虑到研究观察时间也较短,该结果不容忽视。关节窝及双板区的应力降低值在左侧关节盘未复位时明显低于右侧关节盘复位侧,右侧关节盘复位后,关节盘最大等效应力从位于关节盘后带变成中间带,这与健康人紧咬时关节盘应力集中于中间带相符合^[6]。右侧关节软骨及双板区最大应力显著降低,说明关节盘复位有助于减轻TMJ应力。未来可将再定位咬合板纳入研究,以进一步明确关节盘复位对于TMJ应力分布影响。

研究表明,临床上ADDwR患者戴用稳定咬合板后关节盘复位的成功率较低^[8]。若稳定性咬合板无法使ADDwR患者关节盘发生复位,5 mm咬合板相较于3 mm咬合板,关节窝软骨及双板区应力

明显降低。由于ADDwR患者关节盘移位程度及咬合关系不同,相同厚度的咬合板可导致不同患者髁突位置变化、关节盘复位情况不同,故本文所获得的TMJ应力分布情况不适用于临床所有个体。但通过研究可知,同一个体佩戴不同厚度咬合板后TMJ各结构表面应力分布不同,与髁突关节盘的位置改变有很大关系。

有限元分析结果是对实际个体化生物学的仿真模拟计算,计算结果的绝对值很难代表TMJ结构的真实值,还需将体内外实验力学与理论数学模型计算结果进行比较验证。此外,有限元法作为一种数值模拟方法,是一种近似解,不能模拟所有现实状况。在解释人类TMJ生物力学模型的预测时,必须考虑这些模型背后的假设和简化。在本研究中,关节盘从MRI数据提取出大致模型,然后根据上下关节面形态修整而成,与实际情况存在误差。此外,关节软骨设置为线弹性、各向同性和均匀厚度,关节盘周围软组织被模拟成线弹性的单一组织结构,忽视了组织的黏弹性行为。随着医学影像的发展和图像配准技术的成熟,未来有限元分析将会更加真实地模拟真实情况,得出更正确的结果。

4 结论

当给ADDwR患者选择稳定性咬合板时,关节盘复位可以显著降低关节软骨及双板区的等效应力。若无法实现复位,在满足舒适的条件下,较厚的咬合板可以髁突前下移位显著,尽可能降低TMJ内应力。

参考文献:

- [1] LAI LF, HUANG CY, ZHOU F, et al. Finite elements analysis of the temporomandibular joint disc in patients with intra-articular disorders [J]. BMC Oral Health, 2020, 20(1): 93.
- [2] 龙星. 颞下颌关节盘前移位与透明质酸注射治疗[J]. 中华口腔医学杂志, 2017, 52(3): 161-165.
- [3] ABE S, KAWANO F, KOHGE K, et al. Stress analysis in human temporomandibular joint affected by anterior disc displacement during prolonged clenching [J]. J Oral Rehabil, 2013, 40(4): 239-246.
- [4] 刘展, 钱英莉, 张远理, 等. 关节盘移位对颞下颌关节内应力分布的影响[J]. 医用生物力学, 2013, 28(5): 528-532. LIU Z, QIAN YL, ZHANG YL, et al. Effects of disc displacement on stress distributions in temporomandibular

- joint [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(5): 528-532.
- [5] LIN SL, WU SL, KO SY, *et al.* Effect of flat-plane splint vertical thickness on disc displacement without reduction: A retrospective matched-cohort study [J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 2017, 75(8): 1627-1636.
- [6] FERREIRA FM, CEZAR SIMAMOTO-JUNIOR P, SOARES CJ, *et al.* Effect of occlusal splints on the stress distribution on the temporomandibular joint disc [J]. *Braz Dent J*, 2017, 28(3): 324-329.
- [7] 程鹏, 吴勇. 不可复性盘前移位保守治疗的研究进展 [J]. *医学综述*, 2017, 23(17): 3450-3454.
- [8] LIU MQ, LEI J, HAN JH, *et al.* Metrical analysis of disc-condyle relation with different splint treatment positions in patients with TMJ disc displacement [J]. *J Appl Oral Sci*, 2017, 25(5): 483-489.
- [9] 谢秋菲. 垫在口腔疾病治疗中的应用现状及未来发展趋势 [J]. *中华口腔医学杂志*, 2019, 54(8): 515-521.
- [10] AKBULUT N, ALTAN A, AKBULUT S, *et al.* Evaluation of the 3 mm thickness splint therapy on temporomandibular joint disorders (TMDs) [J]. *Pain Res Manag*, 2018, 2018: 3756587.
- [11] HEGAB AF, YOUSSEF AH, HAMEED H, *et al.* MRI-based determination of occlusal splint thickness for temporomandibular joint disk derangement: A randomized controlled clinical trial [J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 2018, 125(1): 74-87.
- [12] BARRIENTOS E, PELAYO F, TANAKA E, *et al.* Effects of loading direction in prolonged clenching on stress distribution in the temporomandibular joint [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020, 112: 104029.
- [13] HATTORI-HARA E, MITSUI SN, MORI H, *et al.* The influence of unilateral disc displacement on stress in the contralateral joint with a normally positioned disc in a human temporomandibular joint: An analytic approach using the finite element method [J]. *J Craniomaxillofac Surg*, 2014, 42(8): 2018-2024.
- [14] SHU J, MA H, JIA L, *et al.* Biomechanical behaviour of temporomandibular joints during opening and closing of the mouth: A 3D finite element analysis [J]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2020, 36(8): e3373.
- [15] LIU Z, QIAN Y, ZHANG Y, *et al.* Effects of several temporomandibular disorders on the stress distributions of temporomandibular joint: A finite element analysis [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016, 19(2): 137-143.
- [16] TANAKA E, TANNE K, SAKUDA M. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching [J]. *Med Eng Phys*, 1994, 16(4): 316-322.
- [17] BORGES RADAELLI MT, IDOGAVA HT, SPAZZIN AO, *et al.* Parafunctional loading and occlusal device on stress distribution around implants: A 3D finite element analysis [J]. *J Prosthet Dent*, 2018, 120(4): 565-572.
- [18] SAVOLDELLI C, BOUCHARD PO, LOUDAD R, *et al.* Stress distribution in the temporo-mandibular joint discs during jaw closing: A high-resolution three-dimensional finite-element model analysis [J]. *Surg Radiol Anat*, 2012, 34(5): 405-413.
- [19] BARRIENTOS E, PELAYO F, NORIEGA A, *et al.* Optimal discrete-time Prony series fitting method for viscoelastic materials [J]. *Mech Time Depend Mater*, 2019, 23(2): 193-206.
- [20] 滕海东, 舒敬恒, 王全义, 等. 伴偏斜对下颌前突患者颞下颌关节应力分布的影响 [J]. *医用生物力学*, 2020, 35(2): 184-189.
- TENG HD, SHU JH, WANG QY, *et al.* The influence of facial asymmetry on stress distributions in temporomandibular joints for patients with mandibular prognathism [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(2): 184-189.
- [21] GHOLAMPOUR S, GHOLAMPOUR H, KHANMOHAMMADI H. Finite element analysis of occlusal splint therapy in patients with bruxism [J]. *BMC Oral Health*, 2019, 19(1): 205.
- [22] 胡凯, 周继林, 刘洪臣, 等. 骀夹板对颞下颌关节紊乱病患者下颌骨应力分布的影响 [J]. *中华口腔医学杂志*, 2000, 35(5): 359-361.
- [23] AOUN M, MESNARD M, MONEDÉ-HOCQUARD L, *et al.* Stress analysis of temporomandibular joint disc during maintained clenching using a viscohyperelastic finite element model [J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 2014, 72(6): 1070-1077.
- [24] PEREZ DEL PALOMAR A, DOBLARE M. Influence of unilateral disc displacement on the stress response of the temporomandibular joint discs during opening and mastication [J]. *J Anat*, 2007, 211(4): 453-463.
- [25] TECCO S, QUINZI V, NOTA A, *et al.* Electromyography-guided adjustment of an occlusal appliance: Effect on pain perceptions related with temporomandibular disorders. A controlled clinical study [J]. *Diagnostics*, 2021, 11(4): 667.
- [26] 赵英华, 陈永进, 刘继光, 等. 咬合板高度对TMD患者咀嚼肌肌电的影响 [J]. *临床口腔医学杂志*, 2005, 21(7): 398-400.
- [27] EKBERG E, SABET ME, PETERSSON A, *et al.* Occlusal appliance therapy in a short-term perspective in patients with temporomandibular disorders correlated to condyle position [J]. *Int J Prosthodont*, 1998, 11(3): 263-268.