

# 正畸减数患者后牙前移对颞下颌关节应力影响的三维有限元分析

商永慧<sup>1</sup>, 李帅<sup>1</sup>, 刘义琮<sup>2</sup>, 赵启航<sup>1</sup>, 刘文<sup>3</sup>

https://doi.org/10.12307/2024.822

投稿日期: 2023-11-27

采用日期: 2024-01-13

修回日期: 2024-01-20

在线日期: 2024-02-07

中图分类号:

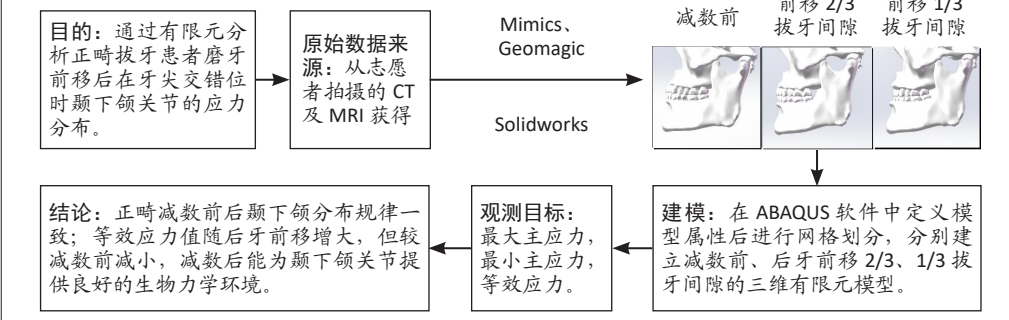
R459.9; R318.01; R783.5

文章编号:

2095-4344(2024)34-05516-05

文献标识码: A

## 文章快速阅读: 正畸减数患者后牙前移对颞下颌关节内部环境的影响



## 文题释义:

**正畸减数:** 在正畸过程中, 因考虑脸型、拥挤度的需求需要减少牙齿数目来达到美观、排齐整齐牙列的目的。通常减数的牙齿以双尖牙为主, 也存在特殊减数如拔除前牙或者磨牙。

**颞下颌关节:** 为下颌骨与颅骨颞骨接合的区域, 具有较强的终身改建能力。颞下颌关节的主要功能是支持复杂的下颌运动, 并且在运动中承受一定的负荷。关节所承受的负荷是促进关节组织发生相应改建的重要因素, 而改建的重要结果之一是关节形态发生相应变化, 变化后的形态又会影响关节的运动特征。

## 摘要

**背景:** 颞下颌关节紊乱病与颞下颌关节内有高应力密切相关。减数拔牙后伴随着磨牙位置的改变, 建立新的咬合关系往往会导致颞下颌关节内应力环境发生改变。

**目的:** 在牙尖交错位时, 利用三维有限元模型分析正畸减数拔牙后不同程度磨牙前移下颞下颌关节的应力分布。

**方法:** 选择在山东青岛市市立医院口腔正畸科就诊的正常殆患者1例, 收集其锥形束CT和MRI数据, 分别建立减数前、减数后上下磨牙前移1/3拔牙间隙(拔除4颗第二前磨牙)及减数后上下磨牙前移2/3拔牙间隙(拔除4颗第二前磨牙)的有限元模型, 通过建模软件分析牙尖交错位时颞下颌关节各部位的应力分布。

**结果与结论:** ①减数前后模型中髁突、关节盘、骨关节窝的受力分布基本一致, 髁突的应力主要分布于髁突的前部及顶部, 关节盘的应力主要分布于关节盘的中带及外侧, 颞骨关节窝的应力主要集中分布在关节窝的前部及顶部。与减数前相比, 减数后模型中髁突、关节盘及关节窝的等效应力值减小; 正畸减数拔牙后, 上下磨牙前移1/3拔牙间隙模型中髁突及关节盘的等效应力值小于上下磨牙前移2/3拔牙间隙模型。②从生物力学角度上讲, 正畸减数拔牙可以降低颞下颌关节的应力, 进而提供良好的生物力学环境。

**关键词:** 组织构建; 骨组织工程; 正畸减数; 颞下颌关节; 有限元分析; 磨牙前移

## Three-dimensional finite element study on the effect of posterior tooth forward movement on temporomandibular joint stress in orthodontic reduction patients

Shang Yonghui<sup>1</sup>, Li Shuai<sup>1</sup>, Liu Yicong<sup>2</sup>, Zhao Qihang<sup>1</sup>, Liu Wen<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Dalian Medical University, Dalian 116000, Liaoning Province, China; <sup>2</sup>Qingdao Grace Jiamei Stomatology Clinic, Qingdao 266100, Shandong Province, China; Shang Yonghui, Master candidate, Dalian Medical University, Dalian 116000, Liaoning Province, China; <sup>3</sup>Center of Stomatology, Qingdao Hospital of Rehabilitation University/Qingdao Municipal Hospital, Qingdao 266000, Shandong Province, China

**Corresponding author:** Liu Wen, PhD, Associate chief physician, Center of Stomatology, Qingdao Hospital of Rehabilitation University/Qingdao Municipal Hospital, Qingdao 266000, Shandong Province, China

## Abstract

**BACKGROUND:** Temporomandibular joint disorders are closely related to high stress in temporomandibular joint. With the change of molar position after tooth reduction extraction, the establishment of new occlusal relationship often leads to the change of internal stress environment of the temporomandibular joint.

**OBJECTIVE:** To analyze the stress distribution of temporomandibular joint in patients undergoing orthodontic reduction tooth extraction with different degrees of molar forward movement using the three-dimensional finite element model of the maxillary complex and temporomandibular joint.

**METHODS:** A case of individual normal occlusal patient was selected from the Orthodontics Department of Qingdao Municipal Hospital, Shandong Province,

<sup>1</sup>大连医科大学, 辽宁省大连市 116000; <sup>2</sup>青岛市崂山区青岛恩典嘉美口腔门诊部, 山东省青岛市 266100; <sup>3</sup>康复大学青岛医院/青岛市市立医院口腔医学中心, 山东省青岛市 266000

第一作者: 商永慧, 女, 1998年生, 山东省淄博市人, 汉族, 大连医科大学在读硕士, 主要从事口腔正畸学研究。

通讯作者: 刘文, 博士, 副主任医师, 康复大学青岛医院/青岛市市立医院口腔医学中心, 山东省青岛市 266000

https://orcid.org/0009-0002-5902-6451 (商永慧)

引用本文: 商永慧, 李帅, 刘义琮, 赵启航, 刘文. 正畸减数患者后牙前移对颞下颌关节应力影响的三维有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2024, 28(34):5516-5520.



and the finite element models of 1/3 anterior molar space (extraction of four second premolar teeth) before and after reduction and 2/3 anterior molar space (extraction of 4 second premolar teeth) after reduction were established based on the cone-beam CT and MRI data. ABAQUS software was used to analyze the stress distribution of various parts of the temporomandibular joint during the interposition of tooth tips.

**RESULTS AND CONCLUSION:** The stress distribution of the condyle, articular disc, and osteoarticular fossa in the model before and after the reduction was basically the same. The stress of the condyle was mainly distributed in the anterior and apical part of the condyle, the stress of the articular disc was mainly distributed in the middle band and lateral part of the articular disc, and the stress of the articular fossa was mainly concentrated in the anterior and apical part of the articular fossa. However, the equivalent stress value of the condyle, articular disc and articular fossa decreased after reduction. After orthodontic reduction extraction, the equivalent stress values of condyle and articular disc in the 1/3 anterior molar space model were smaller than those in the 2/3 anterior molar space model. From the perspective of biomechanics, orthodontic reduction extraction can reduce the stress of the temporomandibular joint and provide a good biomechanical environment.

**Key words:** tissue construction; bone tissue engineering; orthodontic reduction; temporomandibular joint; finite element analysis; molar anterior displacement

**How to cite this article:** SHANG YH, LI S, LIU YC, ZHAO QH, LIU W. Three-dimensional finite element study on the effect of posterior tooth forward movement on temporomandibular joint stress in orthodontic reduction patients. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2024;28(34):5516-5520.

## 0 引言 Introduction

颞下颌关节是人体最复杂的关节系统之一，是颌面部具有转动和滑动功能的左右联动关节，其功能与形态与颌面部及牙列咬合关系存在较大的相关性<sup>[1]</sup>。颞下颌关节紊乱是一种常见的口腔颌面疾病，主要表现为疼痛、张口受限和关节音等症状<sup>[2]</sup>，该病起因不清楚，包括生理、环境、社会、情感和认知在内的多种因素<sup>[3]</sup>。其中，颞下颌关节负荷过重被认为是导致颞下颌关节紊乱的主要原因<sup>[4]</sup>。SHAO等<sup>[5-8]</sup>也发现在存在颞下颌关节紊乱的情况下，受影响侧比正常侧承受更高的结构应力<sup>[5]</sup>。在正畸治疗中减数拔牙是一种常见的矫治方案。通常患者在拔牙前已适应原有的咬合与功能，而拔牙矫治过程中伴随着不同程度的磨牙前移会改变原有咬合平衡，需要神经、肌肉、骨骼系统性重建去适应新的咬合关系。减数拔牙后咬合关系的改变往往会导致颞下颌关节内应力环境发生改变<sup>[1]</sup>，例如：KANAVAKIS等<sup>[9]</sup>的研究中提到，Spee曲线曲度与髁突在关节窝的相对位置有关，当髁突与关节窝之间的位置关系发生变化时，颞下颌关节区的应力分布也会发生相应的改变<sup>[10]</sup>。对于不同的咬合类型，如开殆、一侧后牙反殆及骨性II类等咬合类型等，都会导致颞下颌关节内应力发生改变<sup>[11]</sup>。此外，CIFTER<sup>[12]</sup>认为颞下颌关节内等效应力也会因咬合平面倾斜度的增大而增大。因此，有必要探究正畸减数拔牙前后颞下颌关节的生物力学特征。然而由于颞下颌关节内部结构复杂，常规的测量方法无法精确测量颞下颌关节内部的应力分布情况。有限元分析是一种数值模拟方法，可以用来探究正畸减数拔牙前后颞下颌关节的力学特性<sup>[13]</sup>。因此，文章通过建立有限元模型来帮助临床医生深入理解颞下颌关节的生物力学行为，以期临床分析正畸减数拔牙颞下颌关节提供生物力学的理论参考。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

### 1.1 设计 有限元分析。

1.2 时间及地点 实验于2022年1月在青岛市市立医院完。

1.3 对象 选择1名35岁男性志愿者为建模素材。该志愿者上下牙列完整，磨牙及尖牙关系均为I类咬合关系，牙弓基本对称，覆殆覆盖基本正常，Bolton指数在正常值范围内，牙体牙周组织健康，无颌面畸形，无颞下颌关节紊乱病史，无正畸和正颌手术治疗史。志愿者对实验知情同意。研究已

通过青岛市市立医院伦理委员会批准(2023临审字第200号)。

### 1.4 方法

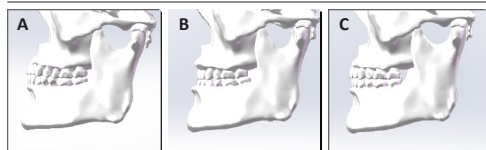
1.4.1 减数前颞下颌关节三维有限元模型的建立 通过锥形束CT设备对志愿者头颅进行扫描，扫描层厚度为0.45 mm，获得上下颌骨及头颅CT图像513张。MRI采用Gyrosan Intera 1.5-T，矢状面图像的扫描参数为：回波1快速自旋回波序列T2加权，层厚2.5 mm，共获得图像197张。

首先，将获取的DICOM格式的CT和MRI数据入Mimics 21.0(Materialize software, 比利时)中，选择“New project”，将扫描出的MRI及CT影像文件导入，获得相关的MRI及CT三维模型重建。利用人体不同组织的灰度值的不同，提取出上下颌骨、牙齿、颞骨及颞下颌关节等部分。利用“edit masks”编辑蒙版对其进行布尔操作以及分割，以此来获得相近的轮廓。描绘出轮廓后，使用“cavity fill”工具将内部的空洞进行填补。蒙版处理完成之后，在“masks”选择需要提取的模型，选择“calculate part”生成3D模型，对于3D模型，右键“STL+”就可以导出骨骼的三维模型stl格式文件。

将Mimics输出的stl文件导入Geomagic(Raindrop GeoMagic公司, 美国)中进行光滑处理，平滑处理完成之后，可以使用“网格医生”对整体进行检查，排查完毕后可以到“精确曲面”处进行曲面的操作。在“精确曲面”中拟合曲面，在Geomagic中的处理完成保存为stp格式文件，可以为后面的Solidworks(Dassault Systemes公司, 美国)读取。

将step格式文件在Solidworks中打开，并另存为Solidworks的零件格式sldprt，可以被Solidworks进行编辑和装配。在装配体中利用零件原点“重合”的配合关系让模型发生相对位置，配合完成后在装配体中检查干涉，并将装配体另存为零件格式进行干涉处理。表面优化后实体模型的上下颌全部牙齿运用偏移命令及布尔运算向外均匀扩展，建立牙周膜模型，见图1。

1.4.2 减数后上下磨牙近中移动1/3拔牙间隙后颞下颌关节模型的建立 将正畸拔牙减数前的几何模型导入到软件Solidworks中，去除4颗第二前磨牙后，根据模型的x、y、z轴(X轴为矢状向，Y轴为水平向，Z轴为垂直向)将上下磨牙近中移动1/3拔牙间隙，建立正常的覆殆覆盖及磨牙关系，见图1。



图注: A 为减数前颞下颌关节几何模型; B 为减数后上下磨牙近中移动 1/3 拔牙间隙的颞下颌关节几何模型; C 为减数后上下磨牙近中移动 2/3 拔牙间隙的几何模型。

图 1 | 建立的颞下颌关节模型

Figure 1 | Establishing a temporomandibular joint model

1.4.3 减数后上下磨牙近中移动 2/3 拔牙间隙后颞下颌关节模型的建立 将正畸减数拔牙前的几何模型导入到软件 Solidworks 中, 去除 4 颗第二前磨牙后, 根据模型的 x、y、z 轴 (X 轴为矢状向, Y 轴为水平向, Z 轴为垂直向) 将上下磨牙近中移动 2/3 拔牙间隙, 定义其材料属性和进行网格划分。

1.4.4 减数前后颞下颌关节的三维有限元模型的建立 将已建立好的 3 个模型分别导入软件 ABAQUS 2020(Dassault Systemes SIMULIA 公司, 美国) 中, 定义其属性和进行网格划分。

1.4.5 实验假设及网格划分 颞下颌关节的组成材料被假设为线性弹性和各向同性。各部件的材料参数见表 1<sup>[14-15]</sup>。颞下颌关节区域采用改进的 10 节点二次四面体单元进行网格划分, 其他部位采用 4 节点线性四面体单元进行网格划分。

表 1 | 颞下颌关节各部分材料参数

Table 1 | Material parameters of each part of the temporomandibular joint

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比
松质骨	13 700.00	0.30
皮质骨	7 930.00	0.30
关节盘	44.10	0.40
关节软骨	0.79	0.49
关节囊	1.10	0.49
牙齿	19 600.00	0.30
牙周膜	0.69	0.25

1.4.6 加载和边界约束 实验采用基于牙尖交错位时的颞下颌关节静态生物力学分析。在实验模拟中, 颅骨上半部分被认为是固定的支撑, 以限制上半部分模型的位移。将关节盘与髁突、关节盘与颞骨关节面、牙与上下颌骨之间的关系、牙与牙间的接触方式设置为面对面接触, 接触关系定义为摩擦接触, 摩擦系数为 0.001<sup>[5, 16-17]</sup>。参照之前实验的肌力大小及加载方式<sup>[4, 18]</sup>, 各咀嚼肌的横截面积最大肌力见表 2。

表 2 | 咀嚼肌横截面积及最大肌力

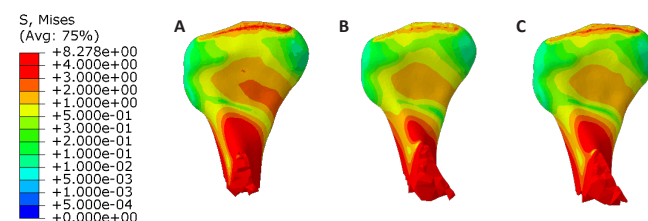
Table 2 | Cross-sectional area and maximum muscle strength of the masticatory muscles

咀嚼肌	横截面积 (cm <sup>2</sup> )	最大肌力 (N)
咬肌	7.99	295.63
颞肌	10.62	392.94
翼内肌	4.34	160.58
翼外肌	2.33	86.21

1.5 主要观察指标 将构建的减数前、减数后磨牙近中移动 2/3 拔牙间隙及近中移动 1/3 拔牙间隙颞下颌关节三维有限元模型导入到 ABAQUS 软件中, 以最大主应力、最小主应力、等效应力为观测指标, 描述颞下颌关节的应力分布情况。

## 2 结果 Results

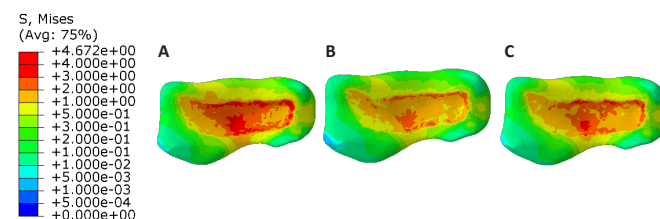
减数前后模型中髁突、关节盘、骨关节窝的受力分布基本一致, 髁突的应力主要分布于髁突的前部及顶部, 关节盘的应力主要分布于关节盘的中带及外侧, 颞骨关节窝的应力主要集中在分布在关节窝的前部及顶部。在牙尖交错位时, 各模型中髁突的应力主要分布于髁突前部及顶部, 见图 2, 髁突的最大主应力值为 8.24 MPa, 出现在髁突的后斜面, 主应力值为正值, 表示髁突后斜面受到拉应力; 髁突的最小主应力值为 -8.72 MPa, 出现在髁突的前斜面偏顶部, 应力值为负值, 表示髁突前斜面受到压应力。上述最大主应力值表明, 髁突的前斜面是处于压迫的状态, 而后斜面处于牵拉的状态。各模型中关节盘下腔表面等效应力值较上腔表面等效应力值大, 应力主要分布于关节盘的中带及外侧, 见图 3, 4。各模型中颞骨关节窝的应力主要集中在分布在关节窝的前部及顶部, 见图 5。



图注: A 为减数前颞下颌关节有限元模型; B 为减数后上下磨牙近中移动 1/3 拔牙间隙的颞下颌关节有限元模型; C 为减数后上下磨牙近中移动 2/3 拔牙间隙的颞下颌关节有限元模型。3 组模型中髁突的应力主要分布于髁突的前部及顶部。

图 2 | 各组模型中髁突的等效应力

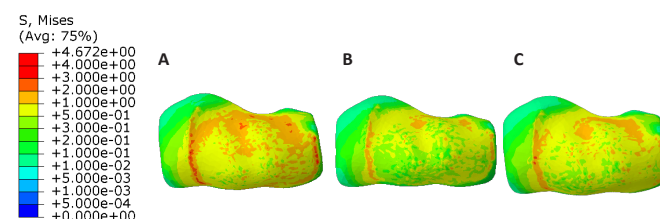
Figure 2 | Von Mises stresses of the condyle in each model



图注: A 为减数前颞下颌关节有限元模型; B 为减数后上下磨牙近中移动 1/3 拔牙间隙的颞下颌关节有限元模型; C 为减数后上下磨牙近中移动 2/3 拔牙间隙的颞下颌关节有限元模型。3 组模型中关节盘的应力主要分布于关节盘的中带及外侧。

图 3 | 各组模型中关节盘下层表面等效应力

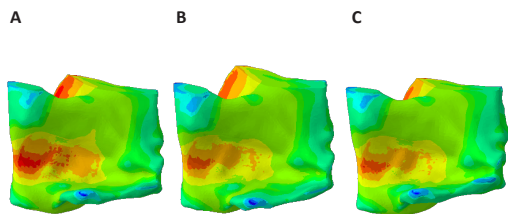
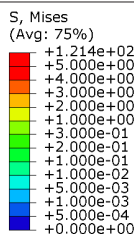
Figure 3 | Von Mises stresses in the lower layer of the articular disc



图注: A 为减数前颞下颌关节有限元模型; B 为减数后上下磨牙近中移动 1/3 拔牙间隙的颞下颌关节有限元模型; C 为减数后上下磨牙近中移动 2/3 拔牙间隙的颞下颌关节有限元模型。3 组模型中关节盘的应力主要分布于关节盘的中带及外侧。

图 4 | 各组模型中关节盘上层表面等效应力

Figure 4 | Von Mises stresses of the upper layer of the articular disc



图注：A 为减数前颞下颌关节有限元模型；B 为减数后上下磨牙近中移动 1/3 拔牙间隙的颞下颌关节有限元模型；C 为减数后上下磨牙近中移动 2/3 拔牙间隙的颞下颌关节有限元模型。3 组模型中颞骨关节窝的应力主要集中在关节窝的前部及顶部。

图 5 | 各组模型中颞骨关节窝的等效应力

Figure 5 | Von Mises stresses of the temporal bone fossa

减数前后等效应力有所不同：与减数前相比，减数后模型中髁突、关节盘及关节窝的等效应力值减小；正畸减数拔牙后，上下磨牙前移 1/3 拔牙间隙模型中髁突及关节盘的等效应力值小于上下磨牙前移 2/3 拔牙间隙模型，见表 3。

表 3 | 各组颞下颌关节三维有限元模型不同部位等效应力比较 (MPa)  
Table 3 | Comparison of equivalent stress (MPa) in each part of the three-dimensional finite element model of the temporomandibular joint

模型	髁突		关节盘		颞骨关节窝	
	左侧	右侧	左侧	右侧	左侧	右侧
减数前颞下颌关节模型	9.517	8.847	5.166	5.071	6.351	5.231
磨牙近中移动 1/3 拔牙间隙颞下颌关节模型	8.778	8.003	4.448	4.087	5.537	4.121
磨牙近中移动 2/3 拔牙间隙颞下颌关节模型	9.093	8.278	5.071	4.672	6.022	4.304

### 3 讨论 Discussion

颞下颌关节是终生保持较强改建能力的关节，其改建活动与咬合负荷密切相关。生物学观点认为内负荷与颞下颌关节功能障碍密切相关，在进行咀嚼运动时，咬合力牙力轨道和肌力轨道传导至颞下颌关节，颞下颌关节会根据所处的内环境发生适应性改建。然而，颞下颌关节对内部载荷的改建能力有限，如果负荷超过其限制，就会破坏颞下颌关节的内部平衡和生物力学环境，导致颞下颌关节紊乱的发生<sup>[19]</sup>，严重者可以导致颞下颌关节的骨性破坏。因此，了解正畸减数拔牙矫治前后颞下颌关节紊乱生物力学特点，对预防颞下颌关节病的发生、发展具有重要意义。正畸矫治的目标除了需要达到美观和咬合关系稳定以外，还应关注颞下颌关节的健康状况。

牙尖交错位是上下牙列能够达到最广泛、最紧密的接触关系，发挥咀嚼作用时的起始位或终止位，并且是生理状态下最稳定的咬合位置。探索正畸减数前后颞下颌关节紊乱应力分布的特征，了解牙尖交错位时颞下颌关节的应力分布特征是全面认识功能状态下颞下颌关节力学特征的前提。此次研究结果显示牙尖交错位时，颞下颌关节的应力分布主要表现为髁突前部主要受到压应力、髁突后部主要受到拉应力，髁突前顶部承受了最大的压应力，是关节的主要功能区<sup>[5, 20]</sup>。紧咬牙时，髁突后内侧移位，此时关节盘处于被挤压状态，关节盘后带与髁突外侧及后斜面发生接触，关节盘中带与髁突前斜面接触，关节盘后带的应力值最大，等效应力在接触时出现相对集中后迅速分散，颞下颌关节的其他区域应力分布相对均匀，这与郭宏等<sup>[21]</sup>的实验结果一致。颞下颌关节

内部应力通过相互间的接触分散应力，反映了颞下颌关节内部功能的协调性。

关节盘上下腔表面等效应力分布图显示下腔表面等效应力值大于上腔表面，在同一矢状面上，颞骨关节窝的应力小于髁突应力，这是因为颞下颌关节的应力吸收、分布和能量消耗能力。在咀嚼过程中，位于髁突软骨和颞骨之间的关节盘承载了各种负荷，并且防止峰值载荷<sup>[22-23]</sup>。此外，关节盘通过自身形变起到缓冲作用，减轻机械压力，促进髁的协调运动，达到稳定关节的作用<sup>[5, 24]</sup>。关节盘等效应力结果显示，无论是减数拔牙前或减数拔牙后，紧咬牙时关节盘的中间和外侧区域会产生较大的压应力，这与之前 CIFTER<sup>[12]</sup>、TANAKA 等<sup>[25]</sup>的研究一致。较高的应力会导致颞下颌关节内摩擦条件的改变，进而影响颞下颌关节内生物力学环境<sup>[26]</sup>，反复咀嚼活动、反复摩擦可能会导致关节的磨损。HATTORI-HARA 等<sup>[27]</sup>也指出，关节盘侧向位移会对关节盘盘外侧区域及髁突软骨产生磨损和损伤。同时 SCAPINO 等<sup>[28]</sup>证明与其他区域相比，关节盘中央和外侧区域明显变薄，更容易穿孔。

左右侧的颞下颌关节受力分布大致一致，但并不对称，等效应力值有差异。在建模时，颞骨的关节窝和髁突被认为是不规则的形状，关节盘上下表面形态有很大差异，关节盘的形态也是高度复杂且不完全对称的，因此在咀嚼运动中或者牙间交错位时，左右两侧关节盘的应力和应变表现是不均匀的，在其他的颞下颌关节建模实验中也有同样的情况<sup>[15, 29]</sup>。此次实验中，左右侧关节盘的应力在外侧区域几乎是对称的，但是右侧关节盘中间及后部的应力较高，左侧关节盘后部区域的应力较高，出现这种非对称性的受力或许与功能的非对称性相关，比如肌肉力量的非对称性和单侧咀嚼习惯也可能导致形态上的不对称<sup>[30]</sup>。因为左右两侧颞下颌关节不同的生物力学环境导致其生长发育不同，所以数据表现为两侧的颞下颌关节的应力状态不对称。

正畸减数拔牙后随着上下磨牙前移量增加，关节盘的等效应力由 4.087 MPa 增大到 5.071 MPa，这可能是随着磨牙前移髁突等效应力增大，增大了对关节盘的挤压。三维光弹分析证实，咬合力经过磨牙区经下颌体斜向上达髁突，也可以自磨牙区经下颌升支前缘传导至喙突，喙突通过乙状切迹传导至髁突，也可以自下颌角经升支后缘传至髁突，总之髁突是颌骨应力轨迹的终点。在咀嚼过程中磨牙区为咀嚼运动的主要功能区，当磨牙近中移动时，在咀嚼肌收缩紧咬牙状态下，力量通过牙力轨道和肌力轨道传导至髁突表面的等效应力增大，与颞骨和髁突发生接触的关节盘受到了更大的挤压，使得关节盘表面等效应力增加。虽然随着磨牙近中移动，关节盘的等效应力值增大，但较减数前的等效应力值减小。此外先前的实验确实报道了关节盘的最大应力为 0.85-9.9 MPa<sup>[26]</sup>，而此次研究的最大应力为 5.166 MPa。研究结果表明，颞下颌关节内应力增加会导致颞下颌关节紊乱，等效应力值减小有利于维持颞下颌关节内环境的稳定<sup>[31]</sup>，因此正畸减数拔牙能够为颞下颌关节提供良好的生物力学环境。

正畸减数拔牙治疗是否会导致颞下颌关节紊乱一直存在争议。KIM 等<sup>[32]</sup>对正畸拔牙与颞下颌关节紊乱的关系进行 Meta 分析,发现正畸治疗与颞下颌关节紊乱之间没有正相关性。石玲波等<sup>[33]</sup>也通过锥形束 CT 等相关测量指标发现,正畸拔牙对颞下颌关节无显著性影响。此次实验从生物力学方面对正畸减数拔牙前后进行分析,结果显示拔牙减数后颞下颌关节内部结构的等效应力值减小;减数后随着磨牙近中移动量的增加,髁突、关节盘及关节窝的等效应力值增大,说明正畸减数拔牙能够为颞下颌关节提供一个良好的生物力学环境。

此次实验在进行有限元分析时,颞下颌关节的组成材料被假设为线性弹性和各向同性,目前很多研究大都采用 Mooney-Rivlin 非线性弹性模型来模拟关节盘<sup>[34]</sup>,这是由于颞下颌关节关节盘是具有超弹性与黏弹性的非线性材料<sup>[28, 35]</sup>,忽略了它的黏弹性行为。但也有研究表明黏弹性特性对分析速度和后续循环非常重要,在分析牙体组织的静力分析和形变量较小时,可以使其简化为均匀、连续的同性线弹性材料<sup>[36-37]</sup>,此次实验基于牙间交错位的静态应力分析,假设了线性力学行为也是可以的。此外,进行力学加载时,肌肉力学行为规律的复杂性不能简化为线性的胡克定律。咀嚼系统的生理复杂性及肌肉力量难以通过实验测量是建模的一大挑战。此次实验中模拟的肌群主要由咬肌、颞肌、翼外肌及翼内肌等闭口肌群组成,咬合时的肌肉收缩通过双侧咀嚼肌的力向量来表示,每个肌肉力的大小是根据其生理横截面分配的。此种加载方式,肌肉加载模型由与简化闭口肌相同的外力代替,忽略了肌肉收缩过程中复杂肌力大小和方向的变化<sup>[37]</sup>。摩擦系数大小也会影响颞下颌关节的内环境,参照以往实验<sup>[5, 16-17]</sup>,实验将摩擦系数定为 0.001 是合理的。即使存在上述局限性,此次研究中的模型包括每个组件高度精细的网格,能够证明在生理条件下正畸减数磨牙前移对颞下颌关节关节盘应力分布的影响。但如何提高三维有限元建模的精度以及模拟咀嚼动态过程中各个位置时颞下颌关节各部位的变化,以及更加全面从力学分布角度分析评价正畸减数后对颞下颌关节应力分布的影响,仍需要进一步的研究完善。

**作者贡献:** 商永慧负责实验实施及论文撰写,李帅负责资料收集,刘义琮、赵启航负责数据分析,刘文负责进行实验设计及文章的校对。

**利益冲突:** 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

**开放获取声明:** 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

**版权声明:** 文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

**出版规范:** 该文章撰写遵守了国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。文章经小同行外审专家双盲外审,同行评议认为文章符合期刊发表宗旨。

#### 4 参考文献 References

[1] 吕儒雅,尹艳娇,刘海霞,等. 三维有限元分析成人安氏 II ~1 类患者单颌拔牙矫治后颞下颌关节的应力分布[J]. 中国组织工程研究,2017,21(36):5763-5768.  
[2] 高博韬,刘奕. 正畸联合多学科治疗颞下颌关节紊乱病的研究进展[J]. 中国实用口腔科杂志,2023,16(4):398-401.  
[3] 郑博文,刘奕. 颞下颌关节紊乱病与错(殆)畸形特征的关系[J]. 中国实用口腔科杂志,2023,16(2):139-142.

[4] SHU J, ZHANG Y, LIU Z. Biomechanical comparison of temporomandibular joints after orthognathic surgery before and after design optimization. *Med Eng Phys.* 2019;68:11-16.  
[5] SHAO B, TENG H, DONG S, et al. Finite element contact stress analysis of the temporomandibular joints of patients with temporomandibular disorders under mastication. *Comput Methods Programs Biomed.* 2022;213:106526.  
[6] 周勤,高洁,张旭,等. 成人女性正畸治疗后鼻唇沟处软组织变化的三维定量研究[J]. 实用口腔医学杂志,2021,37(2):237-241.  
[7] 宁振娟,吕康波,王琳丹. 拔牙矫治成年女性错(殆)畸形对其侧貌的影响[J]. 中国美容医学,2022,31(11):153-156.  
[8] 聂丹丹. 拔牙与非拔牙矫治对成人安氏 I 类牙性前突患者正貌的影响[D]. 芜湖: 皖南医学院,2019.  
[9] KANAVAKIS G, MEHTA N. The role of occlusal curvatures and maxillary arch dimensions in patients with signs and symptoms of temporomandibular disorders. *Angle Orthod.* 2014;84(1):96-101.  
[10] 刘吉玥,刘奕. 咬合调整对颞下颌关节紊乱病的影响[J]. 中国实用口腔科杂志,2023,16(2):147-151+155.  
[11] 李小梅. 颞下颌关节紊乱病与患者咬合关系及相关因素分析[D]. 广州: 广州医科大学,2021.  
[12] CIFTER ED. Effects of Occlusal Plane Inclination on the Temporomandibular Joint Stress Distribution: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Clin Pract.* 2022;2022:2171049.  
[13] LI A, CHONG D, SHAO B, et al. An Improved Finite Element Model of Temporomandibular Joint in Maxillofacial System: Experimental Validation. *Ann Biomed Eng.* 2023. doi: 10.1007/s10439-022-03124-7.  
[14] GAO W, LU J, GAO X, et al. Biomechanical effects of joint disc perforation on the temporomandibular joint: a 3D finite element study. *BMC Oral Health.* 2023;23(1):943.  
[15] ZHENG F, ZHU Y, GONG Y, et al. Variation in stress distribution modified by mandibular material property: a 3D finite element analysis. *Comput Methods Programs Biomed.* 2023;229:107310.  
[16] FENG Y, SHU J, LIU Y, et al. Biomechanical analysis of temporomandibular joints during mandibular protrusion and retraction motions: A 3d finite element simulation. *Comput Methods Programs Biomed.* 2021;208:106299.  
[17] SHU J, MA H, LIU Y, et al. In vivo biomechanical effects of maximal mouth opening on the temporomandibular joints and their relationship to morphology and kinematics. *J Biomech.* 2022;141:111715.  
[18] 刘梦超,吴信雷,林崇翔,等. 颞下颌关节骨骼肌肉系统三维有限元模型的构建[J]. 医用生物力学,2015,30(2):118-124.  
[19] 李爽,张洪宇,易周,等. 单、双侧第二磨牙正颌(殆)与颞下颌关节退行性关节病的 CBCT 研究[J]. 实用口腔医学杂志,2023,39(6):774-778.  
[20] 张红. 牙尖交错位紧咬牙时颞下颌关节应力分布的三维有限元研究[D]. 南京: 南京医科大学,2006.  
[21] 郭宏,刘洪臣,张润荃,等. 正常颞下颌关节应力分布的三维有限元研究[J]. 临床口腔医学杂志,2004,20(3):134-137.  
[22] MORI H, HORIUCHI S, NISHIMURA S, et al. Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching. *Arch Oral Biol.* 2010;55(11):879-886.  
[23] BARRIENTOS E, PELAYO F, TANAKA E, et al. Effects of loading direction in prolonged clenching on stress distribution in the temporomandibular joint. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;112:104029.  
[24] KOOLSTRA JH, TANAKA E. Tensile stress patterns predicted in the articular disc of the human temporomandibular joint. *J Anat.* 2009;215(4):411-416.  
[25] TANAKA E, HIROSE M, KOOLSTRA JH, et al. Modeling of the effect of friction in the temporomandibular joint on displacement of its disc during prolonged clenching. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(3):462-468.  
[26] SAVOLLELLI C, BOUCHARD PO, LOUDAD R, et al. Stress distribution in the temporomandibular joint discs during jaw closing: a high-resolution three-dimensional finite-element model analysis. *Surg Radiol Anat.* 2012;34(5):405-413.  
[27] 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 Craniomaxillofac Surg.* 2014;42(8):2018-2024.  
[28] SCAPINO RP, OBREZ A, GREISING D. Organization and function of the collagen fiber system in the human temporomandibular joint disk and its attachments. *Cells Tissues Organs.* 2006;182(3-4):201-225.  
[29] SHU J, TENG H, SHAO B, et al. Biomechanical responses of temporomandibular joints during the lateral protrusions: A 3D finite element study. *Comput Methods Programs Biomed.* 2020;195:105671.  
[30] 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. *Int J Numer Method Biomed Eng.* 2020;36(8):e3373.  
[31] 罗良语,刘钧. 颞下颌关节动态三维有限元模型构建的研究进展[J]. 口腔医学研究,2022,38(8):715-717.  
[32] KIM MR, GRABER TM, VIANA MA. Orthodontics and temporomandibular disorder: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121(5):438-446.  
[33] 石玲波,胡蓉,龙惠青,等. 正畸减数治疗对成人颞下颌关节骨性结构的影响[J]. 中国药物与临床,2020,20(13):2109-2111.  
[34] LAI L, HUANG C, ZHOU F, et al. Finite elements analysis of the temporomandibular joint disc in patients with intra-articular disorders. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):93.  
[35] KIJAK E, MARGIELEWICZ J, PIHUT M. Identification of Biomechanical Properties of Temporomandibular Discs. *Pain Res Manag.* 2020;2020:6032832.  
[36] ZENO KG, MUSTAPHA S, AYOUB G, et al. Effect of force direction and tooth angulation during traction of palatally impacted canines: A finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;157(3):377-384.  
[37] KOOLSTRA JH, VAN EIJDEN TM. Consequences of viscoelastic behavior in the human temporomandibular joint disc. *J Dent Res.* 2007;86(12):1198-1202.

(责任编辑: GW, ZN, WL, YJ)