

文章编号: 1004-7220(2022)05-0940-06

上颌扩弓对颞下颌关节应力影响的有限元分析

徐文华¹, 董浩鑫¹, 王为², 王茜¹

(1. 郑州大学第一附属医院 口腔科, 郑州 450000; 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** 通过三维有限元法对比扩弓前和放置扩弓器时颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)内部各组织应力分布情况。**方法** 根据1名上颌牙弓狭窄患者CBCT影像资料,构建扩弓前和包含扩弓器的TMJ三维有限元模型,对模型加载相同的肌力和边界约束,观察TMJ髁突、关节盘、关节窝的等效应力、最大主应力和最小主应力。**结果** 扩弓前TMJ等效应力主要分布在下颌支前缘、髁突前斜面、关节盘中间带和后带以及关节窝顶部。放置扩弓器时,TMJ应力分布特征与扩弓前基本一致,应力虽然明显增加,但应力分布区域更加均匀;髁突和关节盘应力向前、向外侧移动,髁突后斜面表现出更加均匀的最大主应力分布范围。**结论** 上颌扩弓器产生的矫形力能够使TMJ应力增加,诱导髁突发生组织改建,协调髁突和关节盘的关系。临床上对于牙弓狭窄的患者应该采用合适的手段进行扩弓矫治。

关键词: 上颌扩弓; 颞下颌关节; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.05.026

Effects of Maxillary Expansion on Temporomandibular Joint Stress: A Finite Element Analysis

XU Wenhua¹, DONG Haoxin¹, WANG Wei², WANG Xi¹

(1. Department of Stomatology, the First Affiliated Hospital of Zhengzhou University, Zhengzhou 450000, China; 2. Urumqi Dawei Innovative Information Technology limited Company, Urumq 830000, China)

Abstract: **Objective** To compare the stress distributions on various tissues in temporomandibular joint (TMJ) before maxillary expansion and with maxillary expander on the maxillary by using the three-dimensional (3D) finite element method. **Methods** Based on CBCT image data from a patient with maxillary transverse deficiency, the finite element models of TMJ before maxillary expansion and with maxillary expander were reconstructed. The same muscle force and boundary constraint were applied on the two models, and then the von Mises stress, the maximum and the minimum principal stress on mandibular condylar, joint disc and glenoid fossa were evaluated. **Results** The von Mises stress of TMJ model before maxillary expansion was mainly distributed in the anterior of mandibular ramus, the anterior of condyle, the middle of articular disc and the top of articular fossa. The pattern of stress distribution on TMJ with maxillary expander was basically consistent with that before maxillary expansion. The TMJ stress was significantly increased, but the stress concentration areas were more evenly distributed. The stress distribution of mandibular condyle and disc moved more laterally and forward. The posterior of mandibular condyle showed a wider distribution of the maximum principal stress. **Conclusions** The orthopedic force generated by maxillary expander can increase the TMJ stress, stimulate tissue reconstruction of mandibular condyle, and coordinate the condyle and disc. In clinical practice, the patients with maxillary transverse deficiency should be treated with appropriate means of maxillary expansion.

Key words: maxillary expansion; temporomandibular joint (TMJ); finite element analysis

收稿日期: 2021-10-12; 修回日期: 2021-12-17

基金项目: 河南省医学科技攻关计划(联合共建)项目(LHGJ20190272)

通信作者: 王茜, 副主任医师, E-mail: fccwangx1@zzu.edu.cn

上颌牙弓狭窄是临床上常见的一种错颌畸形,常表现为腭盖高拱并且伴有不同程度的牙列拥挤。对于上颌横向发育不足,应用广泛且有效的方式是进行上颌扩弓。颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)是人体中唯一能够发生组织改建的双侧联动关节,具有结构复杂性和运动多样性的特点,对 TMJ 负荷状态的生物力学研究一直都是学者关注的焦点。研究证实,上颌快速扩弓不仅使髁突位置发生改变,而且能够使髁突发生骨组织改建,双侧髁突形态更加对称,肌力分布更加均匀^[1-2]。然而,扩弓对 TMJ 受力影响的研究目前鲜有报道。有限元法是结构力学分析方法,也是目前用于 TMJ 应力分析的常用手段^[3]。本文利用有限元法建立相关三维有限元模型,分析牙尖交错位时上颌扩弓前和放置扩弓器时 TMJ 各结构的应力分布特征,以期从生物力学角度解释上颌牙弓狭窄患者进行扩弓矫治的必要性。

1 材料与方法

1.1 研究对象

选取 1 例在郑州大学第一附属医院口腔正畸科就诊的成年女性患者为志愿者,颌面部左右基本对称,腭盖高拱,上颌牙弓狭窄,牙列完整,个别正常颌;双侧 TMJ 无疼痛、弹响、张口受限等症状;无正畸治疗史。实验开始前经过患者知情同意。

1.2 数据采集

采用美国 KaVo 超大视野锥形束 CT(cone beam CT, CBCT)机,在患者扩弓前进行颌颌面扫描。扫描参数:电压 120 kV,电流 5 mA,扫描间隔 0.25 mm,层厚 0.25 mm,分辨率 640×640 像素。患者取端坐位,眼耳平面与地面平行,上下牙齿处于牙尖交错位,扫描范围从眶下壁至下颌骨下缘,获得 CBCT 影像 528 张。

1.3 建立扩弓前 TMJ 几何模型

将 CBCT 原始数据以 DICOM 格式导入 Mimics 软件(Materialize 公司,比利时),通过阈值分割、灰度值调整,初步生成封闭连续的 TMJ 三维重建模型,并以 STL 格式文件导入逆向工程软件 Geomagic Studio(Systems 公司,美国)。使用软件的偏移功能,将上颌骨表面向内移动 1.5 mm 生成皮质骨和松质骨,再对上下颌骨及牙列进行去噪、表面优化

和曲面拟合,进而获得光滑圆缓 NURBS 曲面模型。将所得模型输出为 step 格式,并导入三维建模软件 NX(Siemens 公司,德国)对模型进行装配。依据解剖结构模拟分割上颌骨模型,最终得到骨缝厚度为 0.2 mm 的 TMJ 三维几何模型[见图 1(a)]。

1.4 建立包含扩弓器的 TMJ 几何模型

以扩弓前的 TMJ 三维几何模型作为基础,使用游标卡尺测量殆垫式螺旋扩弓器(东莞定远陶齿制品有限公司)的相关参数,在 NX 建模软件中构建出螺旋器的实体模型[见图 1(b)]。运用软件的装配功能,参照临床佩戴方式将殆垫式螺旋扩弓器(螺旋器、固位卡环、双曲唇弓、树脂基托)放置在上颌骨模型相应位置,即螺旋器位于上颌第 1 前磨牙和第 1 磨牙之间,扩弓器的固位部件为不锈钢材料,分别位于前磨牙和磨牙上,调整扩弓器的树脂基托与牙列紧密贴合,建立包含螺旋扩弓器的 TMJ 几何模型[见图 1(c)]。

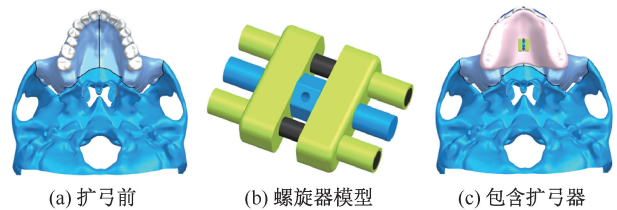


图 1 颞下颌关节几何模型

Fig. 1 Geometry model of TMJ (a) Before expansion, (b) Model of screw, (c) With maxillary expander

1.5 建立扩弓前和包含扩弓器的 TMJ 三维有限元模型

将已经构建完成的扩弓前和包含扩弓器的 TMJ 几何模型分别导入 ANSYS 软件(ANSYS 公司,美国),设定骨组织和牙齿为同性、均质连续的线性弹性材料,利用 Prony 级数和 Maxwell 模型将关节盘设置为黏弹性材料^[4]:

$$E(t) = E_0 \left[1 - \sum_{i=1}^{n_i} e_i \left(1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_i}\right) \right) \right]$$

式中: E_0 为瞬时模量; e_i 为松弛模量; τ_i 为松弛时间。

在髁突和颞骨关节窝表面分别添加 0.2 mm 厚的软骨材料^[5],各结构弹性模量及泊松比见表 1。采用四面体 10 节点法对模型进行网格划分,得到扩弓前 TMJ 有限元模型(模型 A)共 253 470 个总单

元,457 696 个总节点[见图 2(a)];包含扩弓器的 TMJ 有限元模型(模型 B)共 323 256 个总单元,580 481 个总节点[见图 2(b)]。

表 1 材料参数^[6-9]

Tab. 1 Materials parameters^[6-9]

组织	弹性模量/MPa	泊松比
髁突软骨	0.8	0.30
颞软骨	1.5	0.40
骨缝	7	0.40
骨松质	79 30	0.30
骨皮质	13 700	0.30
牙齿	30 000	0.31
树脂基托	2 000	0.35
不锈钢	210 000	0.30
关节盘	0.18	0.40
关节盘黏弹性	松弛时间/s	松弛模量
Prony 1	0.038 4	0.573 3
Prony 2	0.392 5	0.122 3
Prony 3	6.349 9	0.081 8

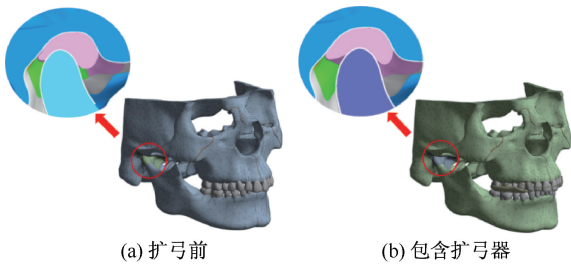


图 2 颞下颌关节有限元模型

Fig. 2 Finite element model of TMJ (a) Before expansion, (b) With maxillary expander

两个模型中均假设邻牙间无接触;扩弓前上下牙列咬合面、放置扩弓器后的上下颌牙列与扩弓器的殆垫(厚度为 2 mm)均为无摩擦的滑动接触;牙齿与颌骨、颌骨和骨缝之间为绑定接触关系,腭中缝骨缝接触关系为摩擦接触,骨骼可以分离。关节盘与髁突软骨和颞软骨之间做有摩擦力存在的滑动运动,摩擦因数为 0.1^[10]。将枕骨大孔、颞骨上缘及周围结构设置为固定约束。参考以往在牙尖交错位时对咀嚼肌力值和加载方向的研究^[11-12],将咀嚼肌在颌骨附着处作为肌力加载区,对模型进行肌力加载(见图 3)。螺旋扩弓器打开 1 mm,上颌骨横向每侧强制打开 0.5 mm^[13]。以 von Mises 等效应力、最大主应力(拉应力)、最小主应力(压应力)

作为观察指标,根据 TMJ 解剖,对比未放置扩弓器即扩弓前(模型 A)和放置扩弓器(模型 B)TMJ 髁突、关节盘、关节窝的应力分布特征。

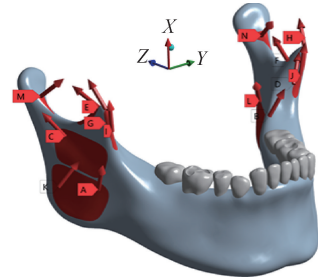


图 3 咀嚼肌力加载位置和方向示意图

Fig. 3 Schematic of force position and direction of masticatory muscle

注:A、B 为咬肌浅层;C、D 为咬肌深层;E、F 为颞肌后份;G、H 为颞肌中份;I、J 为颞肌前份;K、L 为翼内肌;M、N 为翼外肌。

2 结果

2.1 扩弓前(模型 A)TMJ 应力分布

下颌骨的等效力主要分布在磨牙后区、下颌升支外侧前缘和乙状切迹,双侧基本对称,最大主应力(32.92 MPa)在下颌升支前缘达到峰值,提示该处下颌骨承受较大的拉应力。髁突的应力主要分布在髁突横嵴和髁突前斜面,其中最小主应力分布在髁突前斜面,最大主应力分布在髁突后斜面,说明髁突前斜面主要承受压应力,后斜面主要承担拉应力,而髁突横嵴和髁突颈部最大主应力和最小主应力均有出现,说明这两个区域受到拉应力和压应力的共同作用。关节盘的应力主要集中在中间带和后带,关节盘的周围应力分布均匀,应力值也较小。关节窝的最小主应力即压应力主要位于关节窝顶部和关节结节后斜面,关节窝四周的应力分布较均匀,并且无明显的应力集中,力学性质介于拉应力和压应力之间[见图 4(a)、表 2]。

2.2 放置扩弓器时(模型 B)TMJ 应力分布

与扩弓前相比,当扩弓器加载在上颌骨时,TMJ 内各组织的等效力明显增大,但应力分布区域与扩弓前基本一致并且更加均匀。其中放置扩弓器后,TMJ 髁突和关节盘的应力分布向前向外侧移动,髁突后斜面表现出更加均匀的最大主应力分布范围[见图 4(b)、表 2]。

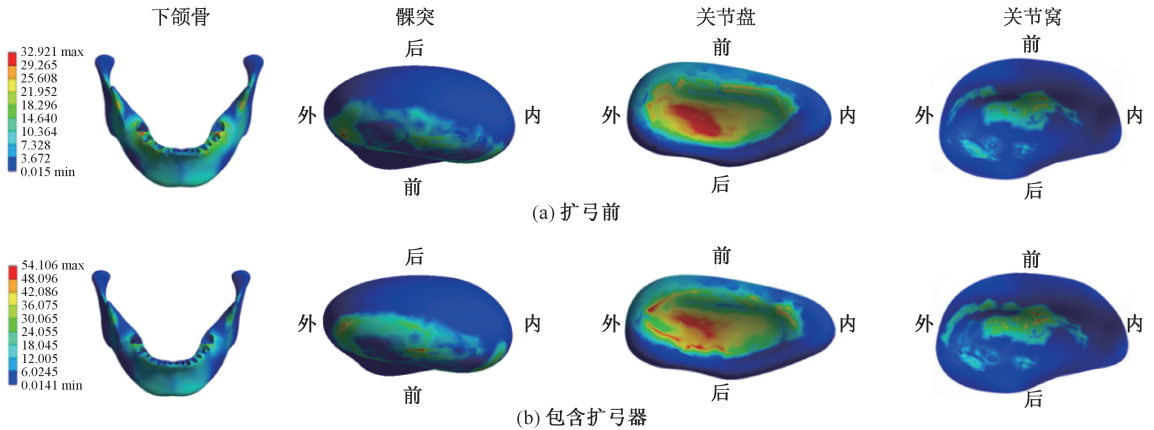


图4 颞下颌关节等效应力分布

Fig. 4 Von Mises stress distributions on TMJ (a) Before expansion, (b) With maxillary expander

表2 扩弓前和放置扩弓器时颞下颌关节等效应力

Tab. 2 Von Mises stress of TMJ before expansion and with maxillary expander

单位: kPa

状态	髁突	关节盘	关节窝	关节盘-髁突软骨接触面	关节盘-关节窝软骨接触面
扩弓前	86.184	36.525	80.676	36.525	19.689
放置扩弓器	113.529	56.439	90.497	56.439	30.275

3 讨论

TMJ 具有精密复杂且不规则的解剖形态, TMJ 有限元模型的建立打破了传统实验室生物力学研究方法的限制, 在体外实现对 TMJ 内部组织位移和应力分析的研究。有限元分析结果受到模型精确度的影响, 构建出几何形态和解剖形态清晰的模型是进行有限元受力分析的关键^[14]。双侧 TMJ 在健康状态下为左右对称结构, 本研究在构建三维有限元模型时将几何模型从正中矢状面劈开, 把结构较完善、拟合度较高的右侧模型作为工作模型, 通过镜像融合, 得到双侧对称的 TMJ 有限元模型。考虑到真实情况下关节软骨的存在以及关节盘具有挤压变形、液体渗出等特性, 本实验在构建有限元模型的过程中, 在髁突表面和颞骨关节窝表面分别添加厚度为 0.2 mm 髁突软骨和颞软骨, 并且将关节盘定义为黏弹性材料, 以提高 TMJ 模型的几何相似性和力学相似性。

本实验结果发现, 个别正常殆牙尖交错位时, TMJ 髁突、关节盘、关节窝的等效应力均小于 Filardi 等^[15]的研究, 这可能与关节盘摩擦因数和咀嚼肌载荷的参数设置不同有关。本文发现, 髁突的应力主

要分布在前斜面; 关节盘的应力主要位于中间带和后带, 且均承受较大的压应力, 说明前斜面是髁突的功能面, 与关节盘中间带构成良好的功能接触关系, 该结果与文献^[16-17]保持一致。髁突表面覆盖一层纤维软骨, 其中含有大量的蛋白聚糖, 具有润滑和保护减少关节磨损的作用^[18-19]。本实验结果表明, 髁突承受的应力经过关节盘和髁突软骨、颞软骨的缓冲后, 传递到关节窝时应力明显减小; 对比关节盘上下表面的应力发现, 关节盘-关节窝软骨接触面(关节盘背面)所承受的等效应力小于关节盘-髁突软骨接触面(关节盘腹面)等效应力, 提示关节盘和软骨结构是 TMJ 内重要的应力缓冲结构。本实验模型中, 关节盘和关节盘腹面的等效应力相同, 说明在垂直方向上关节盘的应力主要位于与髁突软骨的接触面上。

口颌系统是以殆、TMJ、咀嚼肌为核心, 由中枢神经系统调控的功能运动整体, 各个组织之间存在密切的功能协调关系, 如果其中某一结构发生变化, 就会引起口颌系统发生适应性或病理性改变^[20]。牙弓宽度不调的患者咬合接触面积较正常人小, 并且咬合不稳定^[21]。由于上颌扩弓主要表现为牙弓中后段宽度的增加, 随着咬合锁结的打开,

下颌双侧前磨牙及磨牙间的宽度也有所增宽,并且咬合接触面积增大^[22]。因此,上颌扩弓器产生的矫形力,以及扩弓后咬合关系的改变可能是引起 TMJ 产生应力变化的主要原因。儿童 TMJ 骨组织改建较为活跃,上颌扩弓能够诱导髁突软骨细胞增生,引导髁突头和髁突颈部发生形态学的改建^[23-24]。Melgaco 等^[25]使用 CBCT 评估上颌扩弓后短期内髁突的位置变化,发现扩弓后髁突向前下方移位,并且发生侧方倾斜。Leonardi 等^[26]研究发现,功能性后牙反骀的患者,通过上颌扩弓,原本不对称的两侧髁突位置得到改善。本实验结果表明,与扩弓前相比,当扩弓器对上颌骨产生作用力时,髁突的等效应力明显增加,并且应力分布区域向前、外侧移动,提示扩弓器产生的矫形力能够传递到髁突,刺激受力部位发生骨组织改建,通过改善髁突形态协调髁突-关节窝的位置关系。下颌骨髁突和颞骨关节窝是形态不规则的解剖结构,由于关节盘的存在,使髁突与颞骨关节窝的接触面积增加,作为 TMJ 内重要的应力缓冲结构,本研究发现,扩弓后关节盘的应力集中区减小,说明关节盘可以通过胶原纤维的牵拉和收缩等形变适应力学环境的改变,缓冲关节内应力的增加,而这一结果也证实了上颌扩弓并不会改变关节盘的形态和位置^[27-28]。

4 结论

从生物力学角度,扩弓器产生的矫形力使 TMJ 内各组织的应力分布更加均匀,适宜的矫形力可以诱导髁突向有利的方向进行组织改建,协调髁突-关节窝的位置关系。因此,临床上对于上颌牙弓狭窄的患者,应该进行必要的扩弓矫治,恢复正常的咬合接触关系,为 TMJ 提供一个良好的解剖和生物力学环境。

参考文献:

[1] WANG Z, SPOON ME, KHAN J, *et al.* Cone beam computed tomographic evaluation of the changes in condylar position in growing patients with unilateral posterior crossbite undergoing rapid maxillary expansion followed by fixed orthodontic therapy [J]. *Eur Arch Paediatr Dent*, 2021, 22(5): 959-967.

[2] 高丽萍, 万露, 曾曼曼, 等. 上颌扩弓对儿童颞下颌关节及气道的影响 [J]. *中国组织工程研究*, 2021, 25(35): 5723-5728.

[3] WANG DJ, CHENG HY, PAN YN, *et al.* Research on biomechanical behavior of three-dimensional bilateral temporomandibular disorder models [J]. *J Exp Clin Med*, 2013, 5(1): 17-21.

[4] 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.

[5] PULLINGER AG, BALDIOCEDA F, BIBB CA. Relationship of TMJ articular soft tissue to underlying bone in young adult condyles [J]. *J Dent Res*, 1990, 69(8): 1512-1518.

[6] 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.

[7] KNOX J, KRALJ B, HUBSCH P, *et al.* An evaluation of the quality of orthodontic attachment offered by single- and double-mesh bracket bases using the finite element method of stress analysis [J]. *Angle Orthod*, 2001, 71(2): 149-155.

[8] NZT A, PM B, BM B, *et al.* Image analysis and the finite element method in the characterization of the influence of porosity parameters on the mechanical properties of porous EVA/PMMA polymer blends [J]. *Mech Mater*, 2019, 129: 1-14.

[9] 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.

[10] FORSTER H, FISHER J. The influence of loading time and lubricant on the friction of articular cartilage [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 1996, 210(2): 109-119.

[11] CHEN X, WANG Y, MAO Y, *et al.* Biomechanical evaluation of Chinese customized three-dimensionally printed total temporomandibular joint prostheses: A finite element analysis [J]. *J Craniomaxillofac Surg*, 2018, 46(9): 1561-1568.

[12] BHARGAV AD, NEELAKANDAN RS, DALSINGH V, *et al.* A three dimensional (3D) musculoskeletal finite element analysis of DARSN temporomandibular joint (TMJ) prosthesis for total unilateral alloplastic joint replacement [J]. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*, 2019, 120(6): 517-522.

[13] 王斯任, 陈君捷, 褚衍昊, 等. 种植钉辅助扩弓后腭中缝断裂的有限元模型建立 [J]. *医用生物力学*, 2020, 35(4): 443-448.

WANG SR, CHEN JJ, CHU YH, *et al.* Establishing the finite element model of mid-palatal suture fracture by

- microimplant-assisted palatal expansion [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(4): 443-448.
- [14] 鄢荣曾, 胡敏. 颞下颌关节三维有限元建模相关因素分析 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(2): 182-187.
YAN RZ, HU M. Analysis on relevant factors in 3D finite element modeling of the temporomandibular joint [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 182-187.
- [15] FILARDI V. Stress shielding FE analysis on the temporomandibular joint [J]. *J Orthop*, 2020, 18: 63-68.
- [16] SCAPINO RP, CANHAM PB, FINLAY HM, *et al.* The behaviour of collagen fibres in stress relaxation and stress distribution in the jaw-joint disc of rabbits [J]. *Arch Oral Biol*, 1996, 41(11): 1039-1052.
- [17] MORI H, HORIUCHI S, NISHIMURA S, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching [J]. *Arch Oral Biol*, 2010, 55(11): 879-886.
- [18] BERKOVITZ BKB, ROBINSON S, MOXHAM BJ, *et al.* Ultrastructural quantification of collagen fibrils in the central region of the articular disc of the temporomandibular joint of the cat and the guinea pig [J]. *Arch Oral Biol*, 1992, 37(6): 479-481.
- [19] 李中杰, 万超. 关节软骨力学特性间接预测方法的研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(3): 472-478.
LI ZJ, WAN C. Progress of indirect estimation method for mechanical property of articular cartilage [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(3): 472-478.
- [20] GOODACRE CJ, ROBERTS WE, GOLDSTEIN G, *et al.* Does the stomatognathic system adapt to changes in occlusion? Best evidence consensus statement [J]. *J Prosthodont*, 2020, doi: 10.1111/jopr.13310.
- [21] 曲烁, 战德松. TMD患者咬合接触情况与牙弓宽度的测量分析 [J]. *口腔医学研究*, 2012, 28(4): 328-330.
- [22] AQUINO MOC, JOSÉ CN, MARIS JE, *et al.* Rapid maxillary expansion effects: An alternative assessment method by means of cone-beam tomography [J]. *Dental Press J Orthod*, 2014, 19(5): 88-96.
- [23] PAPACHRISTOU D, PIRTINIEMI P, KANTOMAA T, *et al.* Fos- and Jun-related transcription factors are involved in the signal transduction pathway of mechanical loading in condylar chondrocytes [J]. *Eur J Orthod*, 2006, 28(1): 20-26.
- [24] LIMA FILHO RMA, RUELLAS ACO. Mandibular behavior with slow and rapid maxillary expansion in skeletal class II patients: A long-term study [J]. *Angle Orthod*, 2007, 77(4): 625-631.
- [25] MELGAÇO C, COLUMBANO NETO J, JURACH E, *et al.* Immediate changes in condylar position after rapid maxillary expansion [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2014, 145(6): 771-779.
- [26] LEONARDI R, CALTABIANO M, CAVALLINI C, *et al.* Condyle fossa relationship associated with functional posterior crossbite, before and after rapid maxillary expansion [J]. *Angle Orthod*, 2012, 82(6): 1040-1046.
- [27] STOCUM DL, EUGENE RW. Part I: Development and physiology of the temporomandibular joint [J]. *Curr Osteoporos Rep*, 2018, 16(4): 360-368.
- [28] MASI M, LEDERMAN HM, YAMASHITA HK, *et al.* Temporomandibular joint evaluation with magnetic resonance imaging in children with functional unilateral posterior crossbite, treated with rapid maxillary expansion [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009, 136(2): 207-217.