

文章编号: 1004-7220(2020)02-0184-06

伴偏斜对下颌前突患者颞下颌关节应力分布的影响

滕海东, 舒敬恒, 王全义, 马赫迪, 刘展

(四川大学生物力学工程四川省重点实验室, 成都 610065)

摘要:目的 探究伴偏斜对下颌前突患者颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)应力分布的影响。方法 在 Mimics 中建立 4 名下颌前突伴偏斜患者和 4 名下颌前突不伴偏斜患者的三维颌面部模型,在 ABAQUS 中赋予模型偏侧咬合(单侧磨牙咀嚼)的肌肉力与边界条件,分析偏侧咬合工况下患者 TMJ 的最大和最小主应力。结果 偏侧咬合工况下,伴偏斜患者髁突的平均最大应力显著大于不伴偏斜患者($P < 0.05$),伴偏斜会使髁突处应力增加 2~3 倍,关节窝应力增加 5~7 倍,且伴偏斜患者中颞下颌关节紊乱综合征(temporomandibular disorder, TMD)患者同侧 TMJ 处的应力高于无 TMD 患者。结论 伴偏斜会增大患者髁突和关节窝的应力,TMD 会引起伴偏斜患者同侧 TMJ 的高应力。建议根据偏斜与否考虑下颌前突的治疗。

关键词: 下颌前突; 偏侧咬合; 颞下颌关节; 应力分布

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.02.009

The Influence of Facial Asymmetry on Stress Distributions in Temporomandibular Joints for Patients with Mandibular Prognathism

TENG Haidong, SHU Jingheng, WANG Quanyi, MA Hedi, LIU Zhan

(Key Lab for Biomechanical Engineering of Sichuan Province, Sichuan University, Chengdu 610065, China)

Abstract: Objective To explore the effects of facial asymmetry on stress distributions in temporomandibular joints (TMJs) for patients with mandibular prognathism. **Methods** Eight 3D maxillofacial models were established in MIMICS based on cone-beam CT of 4 mandibular prognathism patients with asymmetry and 4 mandibular prognathism patients without asymmetry. Muscle forces and boundary conditions corresponding to the unilateral occlusion (unilateral molar chewing) were applied on the models in ABAQUS. The maximum and the minimum principal stresses of TMJ were chosen for analysis. **Results** There were significant differences in the maximum and minimum principal stresses at the condyles between the mandibular prognathism patients with and without facial asymmetry under unilateral occlusions ($P < 0.05$). Compared with patients without facial asymmetry, the stresses on the condyle in patients with asymmetry increased by 2-3 times, and the stresses on articular fossa increased by 5-7 times. Among the mandibular prognathism patients with asymmetry, the stresses of the ipsilateral TMJ in patients with temporomandibular disorder (TMD) were significantly higher than those in patients without TMD. **Conclusions** Facial asymmetry increased the stresses of the articular fossa and condyle in patients with mandibular prognathism. TMD would cause greater stresses in ipsilateral TMJ of the mandibular prognathism patient with asymmetry. Therefore, different treatment strategies should be considered for mandibular prognathism with facial asymmetry.

Key words: mandibular prognathism; unilateral occlusion; temporomandibular joint (TMJ); stress distributions

收稿日期: 2019-04-23; 修回日期: 2019-05-14

基金项目: 国家自然科学基金项目(31670963), 中央高校基本科研业务费

通信作者: 刘展, 教授, E-mail: bmeliuzhan@163.com

下颌前突伴偏斜畸形是比较常见的颌面畸形,其发病机制除下颌发育过度外,大部分患者还存在两侧髁突发育不对称,后者是导致下颌偏斜的一个主要因素^[1]。相较于下颌前突畸形,此类畸形对患者美观、发音、咀嚼以及身心健康都会带来更大的影响。目前临床上普遍采用正畸-正颌联合治疗,术式也通常是技术成熟的上颌骨 LeFort I 型截骨术、双侧下颌升支矢状劈开截骨术(bilateral sagittal split ramus osteotomy, BSSRO)和颏成形术的搭配。但术后复发仍是此类畸形最常见的并发症,最高可达 31.4%^[2]。

有很多学者针对治疗后复发的展开研究,认为术前髁突的变化与复发有关。周会喜等^[3]研究表明,骨固定方式及固定时尽量使髁突处于正常功能位对术后稳定性尤为重要。赖文莉等^[4]研究发现,术前髁突变化可能是下颌前突伴偏斜患者术后复发的危险因素之一。Feldmann 等^[5]认为,早期切除肥大的髁突可预防畸形的复发。Roth^[6]提出功能颌理论,认为维持正常的髁突-关节窝位置关系对正畸治疗的术后稳定性有重要作用。Frost^[7]则发现,颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)各结构功能位异常会导致内部生物力学环境改变。因此,本文通过分析术前下颌前突伴偏斜畸形与不伴偏斜畸形患者的颞下颌关节应力,探讨伴偏斜患者髁突应力的变化,为临床上设计这类畸形的正颌外科手术提供参考,减少复发率。

通过实验对颞下颌关节进行应力分析存在很多不足和障碍,而有限元法能够避免这些问题,并获得较直观和准确的结果^[8-10]。国内外很多学者建立了正常人和带有畸形患者的颌面模型^[11-13],但有关下颌前突伴偏斜这类畸形的有限元分析较为缺乏。Shu 等^[13]通过有限元方法研究发现,偏斜畸形会使 TMJ 内部应力增大,从而诱发颞下颌关节紊乱综合征(temporomandibular disorder, TMD),揭露了偏斜与 TMD 的联系。本文以患者术前锥形束 CT(cone beam computer tomography, CBCT)为基础,建立包括颞下颌关节的颌面系统有限元模型,模拟偏侧咬合工况,探究下颌前突伴偏斜畸形患者颞下颌关节的应力分布特点,及其与下颌前突不伴偏斜的

区别,并分析下颌前突伴偏斜与 TMD 的联系,为下颌前突伴偏斜畸形及 TMD 治疗提供参考。

1 材料和方法

共选取 8 名下颌前突患者的头部 CBCT 进行建模,其中 4 名为下颌前突不伴偏斜的患者,年龄(23.0±2.0)岁,记为不伴偏斜组;另 4 名为下颌前突伴偏斜患者,年龄(23.5±6.5)岁,且临床表现为上、下颌中线在颈部最前点偏离颌面部中线的距离均大于 5 mm,记为伴偏斜组。两组患者男女比例均为 1:1,且有 1 名伴偏斜患者左侧颞下颌关节弹响明显,患有 TMD。建模时,颌面部仅保留完整下颌骨至上颌恰好包含关节窝的图层(见图 1)。

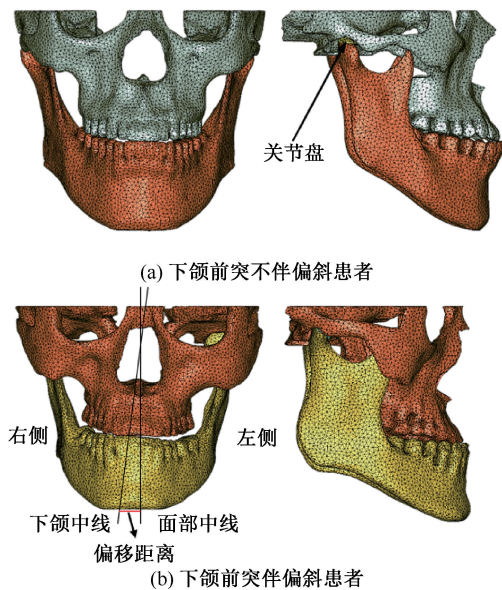


图 1 下颌前突不伴偏斜患者与伴偏斜患者颌面系统三维实体模型

Fig.1 Three-dimensional model of maxillofacial system in patients with mandibular protrusion without facial asymmetry and patients with facial asymmetry

(a) Patients without facial asymmetry, (b) Patients with facial asymmetry

将患者 CT 数据导入 Mimics 15.0 软件中,分离出上颌骨和下颌骨,计算生成三维实体模型。结合相关解剖研究^[14],对照 CT 图,根据关节盘的几何形态与解剖位置,在髁突和关节窝之间建立 1 个平均厚度 2 mm 的关节盘(见图 1 箭头处)。TMJ 是研究重点,故在 TMJ 处使用 10 节点二次四

面体单元 (C3D10 M), 其余部分网格类型采用 4 节点线性四面体单元 (C3D4) [15]。根据灰度值不同, 可在 Mimics 软件中对不同组织赋予不同的材料属性, 参照骨组织的材料性能与灰度值间的经验公式 [16-21]:

$$\rho = -13.4 + 1017 \times Gv$$

$$E = -388.8 + 5925 \times \rho$$

式中: ρ 为各结构的密度; Gv 为灰度值; E 为各结构的弹性模量。

下颌骨、上颌骨均考虑为线弹性非均质材料, 关节盘考虑为均质材料。上、下颌骨泊松比设置为 0.3, 关节盘泊松比设置为 0.4 [22-23]。赋予材料属性后, 将模型导入 ABAQUS 6.13 软件中进行。

采用接触单元模拟关节盘-髁突、关节盘-关节窝以及上下咬合面之间的相互作用关系, 将法向接触属性设为硬接触, 切向接触属性的摩擦系数设为 0.001 [23-25]。

本文探讨伴偏斜对下颌前突患者 TMJ 的应力的影响, 模拟偏侧咬合工况下的受力情况。模拟加载左右各 7 组共 14 个肌肉力, 分别为浅层咬肌 (shallow masseter, SM)、深层咬肌 (deep masseter, DM)、颞肌前束 (anterior temporalis, AT)、颞肌中束 (middle temporalis, MT)、颞肌后束 (posterior temporalis, PT)、翼内肌 (medial pterygoid, MP)、翼外肌下头 (inferior head of lateral pterygoid, ILP) [26-28]。偏侧咬合工况下, 上颌可视为固定不动, 故在上颌顶部设置固定约束。结果选用组内平均最大主应力和最小主应力分析。

2 结果

最小主应力在本实验中表现为负值, 故取最小主应力的绝对值进行对比分析。单侧咬合工况下, 8 名患者 TMJ 处最大、最小主应力的分布情况如图 2 所示。右侧咬合工况下, 下颌前突伴偏斜患者与不伴偏斜患者两侧髁突处平均最大、最小主应力存在显著差异 ($P < 0.01$), 伴偏斜患者髁突处平均最大、最小主应力大于不伴偏斜患者; 左侧咬合工况下, 伴偏斜和不伴偏斜患者两侧髁突处平均最大、最小主应力均存在显著差异 ($P < 0.05$), 且均表现为

伴偏斜患者髁突处应力大于不伴偏斜患者。伴偏斜和不伴偏斜患者关节窝仅左侧咬合时的平均最大主应力及右侧咬合工况时的平均最小主应力存在差异 ($P < 0.05$); 而单侧咬合工况下, 伴偏斜和不伴偏斜患者关节盘处平均应力差异无统计学意义 ($P > 0.05$), 但均表现为伴偏斜患者关节窝、关节盘处应力大于不伴偏斜患者。

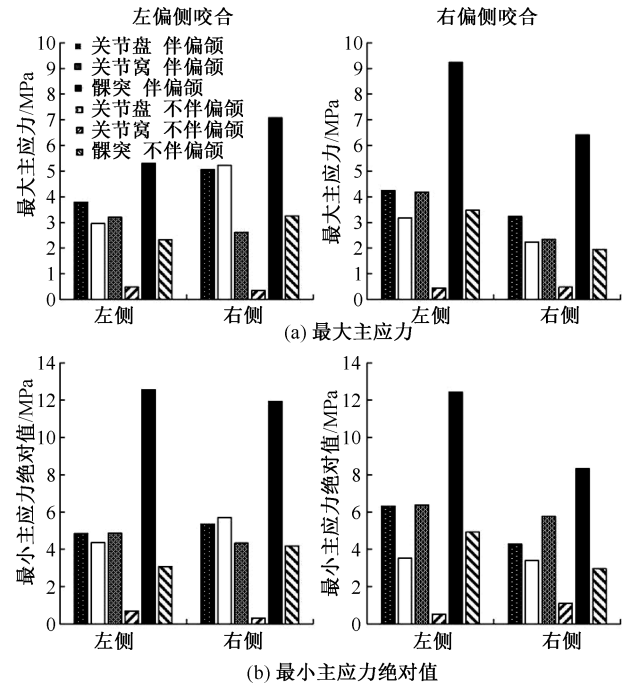


图 2 患者 TMJ 平均最大、最小主应力情况

Fig.2 Average maximum and minimum principal stress of patient with TMJ (a) Maximum principal stress, (b) Absolute value of the minimum principal stress

结果显示, 不伴偏斜患者非咬合侧关节盘和髁突处应力均显著高于咬合侧, 关节窝处应力则表现为咬合侧大于非咬合侧。右侧咬合工况下, 伴偏斜患者 TMJ 处应力分布规律与不伴偏斜患者一致, 表现为非咬合侧关节盘和髁突处应力均显著高于咬合侧, 关节窝处应力则表现为咬合侧大于非咬合侧。左侧咬合工况下, 伴偏斜患者关节盘与关节窝应力分布规律与不伴偏斜的一致, 而髁突咬合侧的最小主应力却大于非咬合侧, 是不伴偏斜患者的 3 倍左右。此外, 伴偏斜患者中, TMD 患者左侧 (患 TMD 侧) TMJ 处最大、最小主应力均大于未患 TMD 患者 (见图 3)。

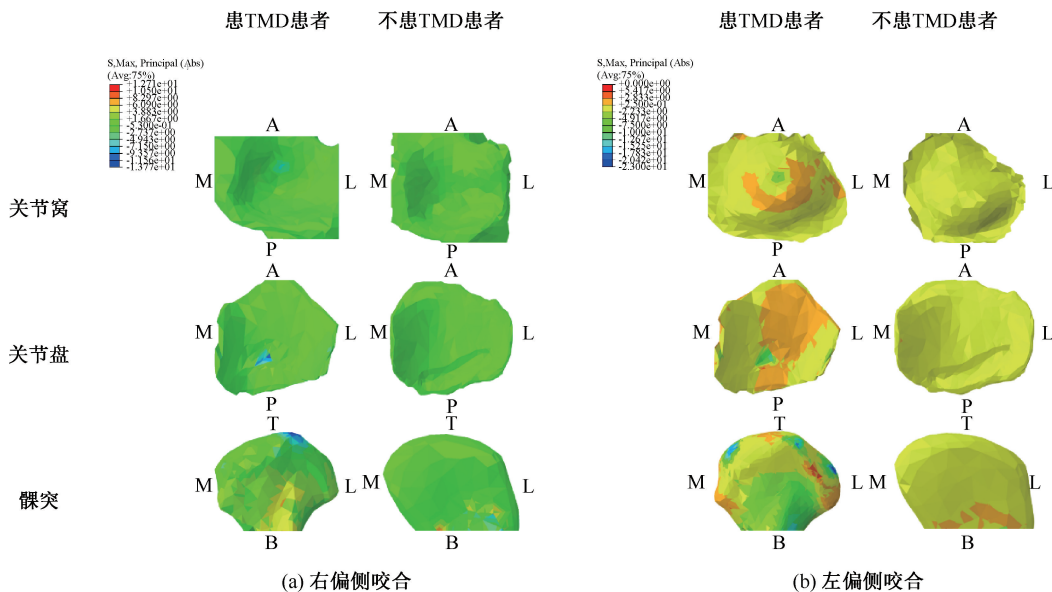


图3 不同偏侧咬合工况下下颌前突伴偏斜患TMD与不患TMD患者左侧(患TMD侧)TMJ处最大、最小主应力云图

Fig.3 Distributions of the maximum and minimum principal stress at the left (with TMD side) TMJ of mandibular protrusion patients with facial asymmetry with and without TMD under different unilateral occlusions (a) Right unilateral occlusion, (b) Left unilateral occlusion

3 讨论与结论

本文依据8名患者的CBCT建模,计算得到偏侧咬合工况下患者TMJ的最大、最小主应力,然后取平均值进行比较,以此探讨伴偏斜对下颌前突患者TMJ的影响。结果显示,下颌前突不伴偏斜患者在左右侧咬合工况下,TMJ处的应力分布规律与正常人一致,关节盘、髁突的最大应力均发生在非咬合侧^[29]。由此可见,仅患下颌前突不会影响左右偏侧咬合工况下TMJ的应力规律。而在左偏侧咬合工况下,伴偏斜患者左侧(咬合侧)髁突的最小主应力则会大于右侧(非咬合侧),与正常人不同,说明伴偏斜可能会影响偏侧咬合时TMJ处的应力分布规律。

本文模拟了关节盘-关节窝、关节盘-髁突的相互作用。张远理^[30]通过5次3D打印模型实验,验证了该方法的有效性。采用5种载荷(100、150、200、250、300 N)作用于3D打印模型,进行模拟正中咬合的实验。有限元模型和3D打印实验模型具有相同的几何形状、材料特性、载荷和边界条件。实测应变(来自3D打印模型)与预测应变(来自有限元模型)数据的最大差异仅为5%。因此,本研究

中将关节盘与关节窝、关节盘与髁突之间的相互作用考虑为接触是合理的。

对比下颌前突伴偏斜与不伴偏斜患者的应力分布发现,伴偏斜患者关节窝、髁突的最小、最大主应力相比不伴偏斜患者有显著增大,关节窝的应力增加了5~7倍,与关节盘的应力相近。髁突的应力则增加了2~3倍,最高达12.56 MPa,是受力最大的部位。因此,偏侧咬合工况下,伴偏斜会显著地提高下颌前突患者髁突和关节窝的应力,加重颞下颌关节的负荷。Rodrigues等^[31]发现,TMJ的形态同生长型与错颌畸形紧密联系。Shu等^[13]研究认为,偏斜患者颞下颌关节的形态改变是导致应力分布异常的可能因素。因此,伴偏斜导致的髁突、关节窝处应力显著增大可能与髁突-关节窝处于异常功能位有关。髁突长期处在高应力环境下,将会引起髁突退行性病变,继而可能增加术后复发率^[3-4]。下颌前突伴偏斜患者与不伴偏斜患者需要具体的区别治疗,降低髁突处的高应力是减少伴偏斜患者术后复发率的关键。为减小术后复发率,可考虑虚拟手术,并通过有限元分析进行手术方案的预测和改进,减小髁突的高应力。关节窝应力增长5~7

倍,也可能是引起术后复发的因素之一。因此,治疗下颌前突伴偏斜患者,首先应保持正常的髁突-关节窝位置关系以降低髁突的应力,这也与临床上保持正畸治疗长期稳定的关键点一致^[6]。

由于是单侧咀嚼且伴偏斜患者面部不对称,故患者髁突两侧受力不均衡,这将会加速一侧髁突的磨损,进而引发一侧出现紊乱等现象。而在4例下颌前突伴偏斜患者中,有1例左侧颞下颌关节弹响明显。出现TMD侧与偏斜侧同侧,说明伴偏斜可能诱发TMD,这与相关研究^[13,30]的结论一致。对比伴偏斜患者中TMD患者与未患TMD患者同侧TMJ,可以发现,差异表现为左右偏侧咬合工况下,伴偏斜且患TMD患者左侧(患TMD侧)TMJ处最大、最小主应力均显著高于未患TMD患者,说明TMD导致伴偏斜患者患TMD侧TMJ的高应力,使患者同侧咀嚼更加不利。TMD在伴偏斜的基础上进一步加大了下颌前突患者TMJ处的应力水平,而髁突处应力的增加可能导致术后复发,故建议患者及时进行诊断和治疗。长期单侧咀嚼造成的受力不均也会诱发TMD^[29],即未患TMD的伴偏斜患者长期偏侧咀嚼也极可能引发TMD。因此,下颌前突伴偏斜患者应积极进行治疗,尽量避免长期单侧咬合,一旦发现TMD症状,更应及时就医。

本文只初步模拟了单一的偏侧咬合工况,并对8名患者进行三维有限元分析,样本量较少,故下颌前突伴偏斜畸形方面仍需要进一步研究。

综上所述,伴偏斜会显著地提高下颌前突患者髁突、关节窝的应力峰值,TMD会导致下颌前突伴偏斜患者同侧TMJ处产生高应力。建议根据偏斜与否针对性地考虑下颌前突的治疗方案。

致谢:感谢四川大学基础力学实验室邵冰菀、王柏戈老师提供的帮助。

参考文献:

- [1] BORATTO R, GAMBARDELLA U, MICHELETTI P, *et al.* Condylar-mandibular asymmetry, a reality [J]. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol*, 2002, 44(2): 52-56.
- [2] 周会喜. 正畸正颌联合治疗下颌前突伴偏斜畸形的疗效研究[D]. 广州: 南方医科大学, 2007.
- [3] 周会喜, 周磊, 艾伟健, 等. 下颌前突伴偏斜畸形患者正畸正颌联合治疗的疗效[J]. *实用医学杂志*, 2007, 23(10): 1534-1535.
- [4] 赖文莉, 山田一寻, 花田晃治, 等. 下颌前突伴偏位患者正颌外科术后的长期稳定性探讨[J]. *四川大学学报(医学版)*, 2003, 34(1): 104-108.
- [5] FELDMANN G, LINDER-ARONSON S, RINDLER A, *et al.* Orthodontic and surgical treatment of unilateral condylar hyperplasia during growth: A case report [J]. *Eur J Orthod*, 1991, 13(2): 143-148.
- [6] ROTH RH. Functional occlusion for the orthodontist. Part III [J]. *J Clin Orthod*, 1981, 15(3): 174-179.
- [7] FROST HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1983(175): 286-292.
- [8] 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.
- [9] 张丙淑, 随力. 颅脑有限元模型的研究进展及应用[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(6): 559-565.
ZHANG BS, SUI L. Research progress and application of head finite element model [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(6): 559-565.
- [10] 章浩伟, 孙思, 李磊, 等. 基于有限元法研究足跟痛发生与康复机制[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(6): 515-522.
ZHANG HW, SUN S, LI L, *et al.* The mechanism of occurrence and rehabilitation of heel pain based on finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(6): 515-522.
- [11] TANAKA E. 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.
- [12] 刘展, 樊瑜波, 钱英莉. 下颌前突的三维非线性有限元应力分析[J]. *中国生物医学工程学报*, 2007, 26(6): 912-916.
- [13] SHU JH, YAO J, ZHANG YL, *et al.* The influence of bilateral sagittal split ramus osteotomy on the stress distributions in the temporomandibular joints of the patients with facial asymmetry under symmetric occlusions [J]. *Medicine*, 2018, 97(25): e11204.
- [14] HANSSON T, NORDSTROM B. Thickness of the soft tissue layers and articular disk in temporomandibular joints with deviations in form [J]. *Acta Odontol Scand*, 1977, 35(6): 281-288.
- [15] KOPP S, KUZELKA J, GOLDMANN T, *et al.* Modeling of

- load transmission and distribution of deformation energy before and after healing of basal dental implants in the human mandible [J]. *Biomed Tech*, 2010, 56(1): 53-58.
- [16] CARTER DR, HAYES WC. The compressive behavior of bone as two phase porous structure [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1977, 59(7): 954-962.
- [17] KOPPERDAHL DL, MORGAN EF, KEAVENY TM. Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone [J]. *J Orthop Res*, 2002, 20(4): 801-805.
- [18] RHO J. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone [J]. *Med Eng Phys*, 1995, 17(5): 347-355.
- [19] HOBATHO MC, RHO JY, ASHMAN RB. Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties *in vitro* [J]. *Bone Res Biomech*, 1997, 40: 157-173.
- [20] HARP JH, ARONSON J, HOLLIS M. Noninvasive determination of bone stiffness for distraction osteogenesis by quantitative computed tomography scans [J]. *Clin Orthop Rel Res*, 1994(301): 42-48.
- [21] CIARELLI MJ, GOLDSTEIN SA, KUHN JL, *et al.* Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography [J]. *J Orthop Res*, 1991, 9(5): 674-682.
- [22] TANNE K, TANAKA E, SAKUDA M. Stress distribution in the temporomandibular joint produced by orthopedic chin cup forces applied in varying directions: A three-dimensional analytic approach with the finite element method [J]. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1996, 110(5): 502-507.
- [23] LIU Z, FAN Y, QIAN Y. Comparative evaluation on three-dimensional finite element models of the temporomandibular joint [J]. *Clin Biomech*, 2008, 23(S1): S53-S58.
- [24] MURALIDHAR S, JAGOTA A, BENNISON SJ, *et al.* Mechanical behaviour in tension of cracked glass bridged by an elastomeric ligament [J]. *Acta Materialia*, 2000, 48(18-19): 4577-4588.
- [25] TANAKA E. Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening [J]. *Med Eng Phys*, 2004, 26(6): 503-511.
- [26] PRUIM GJ, JONGH HJ, BOSCH JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels [J]. *J Biomech*, 1980, 13(9): 755-763.
- [27] KORIOOTH TW, HANNAM AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching [J]. *J Dent Res*, 1994, 73(1): 56-66.
- [28] WEJJS WA, HILLEN B. Relationship between the physiological cross-section of the human jaw muscles and their cross-sectional area in computer tomograms [J]. *Acta Anat*, 1984, 118(3): 129-138.
- [29] 张远理, 刘展, 樊瑜波. 不同咬合方式对颞下颌关节内应力分布的影响[J]. *四川大学学报(工程科学版)*, 2012, 44(S1): 129-132.
- [30] 张远理. 下颌升支矢状劈开截骨术对偏颌畸形患者颞下颌关节影响的形态学和生物力学研究[D]. 成都: 四川大学, 2017.
- [31] RODRIGUES AF, FRAGA MR, VITRAL RWF. Computed tomography evaluation of the temporomandibular joint in Class I malocclusion patients: Condylar symmetry and condyle-fossa relationship [J]. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 2009, 136(2): 192-198.