

文章编号:1004-7220(2010)06-0412-05

不同骀重建工况下 Forsus 前导下颌 后髁突应力、位移的分布变化

李丽华¹, 宋锦璘², 高翔², 邓锋², 李娜¹

(1. 川北医学院 口腔医学系, 南充 637000; 2. 重庆医科大学附属口腔医院 正畸科, 重庆 400015)

摘要: 目的 仿真分析不同工况下推杆式矫治器(Forsus)前导下颌后髁突应力、位移的分布变化,为 Forsus 临床应用提供参考。**方法** 经 Abaqus6.5 软件构建 Forsus 前导下颌三维有限元模型,模拟下颌水平前伸距离分别为 3、4、5、6、7 mm,对应下颌垂直打开距离为 4、3.5、3、2.5、2 mm 的 5 种骀重建工况,分析“下颌骨-颞下颌关节”的应力、位移变化和旋转趋势,以评估髁突生长改建的骀重建方式。**结果** 5 种工况下,最大应力分布在下颌骨髁突、乙状切迹区和髁突颈后份区域。随下颌水平前导的位移量增加,髁突乙状切迹区和髁突颈后份区域应力较缓增大,但仍处于相同数量级(30 MPa);髁突区域应力分布较稳定且没有明显的应力集中。从工况 1~5 髁突水平方向位移逐渐增大,方向皆向前;髁突垂直向位移平均值也逐渐增大,方向皆向下;下颌骨直接拉伸到指定重建位置时,髁突运动方向也为前下。**结论** 生理性咬合重建的范围,不同程度地前导下颌不会改变髁突软骨附近的应力分布趋势。考虑颞下颌关节生理承受性,严重下颌后缩时可分段前伸以利于髁突生长改建。

关键词: 骀重建; 髁突; 有限元分析; 力学仿真; 应力分布

中图分类号: R783.5 **文献标志码:** A

Stress and displacement distribution of mandibular condyle advanced with Forsus under different occlusal reconstruction conditions

LI Li-hua¹, SONG Jin-lin², GAO Xiang², DENG Feng², LI Na¹ (1. Department of Stomatology, Affiliated Hospital of North Sichuan Medical College, Nanchong 637000, Sichuan, China; 2. Department of Orthodontics, College of Stomatology, Chongqing Medical University, Chongqing 400015, China)

Abstract: **Objective** To analyze changes of stress and displacement distribution of the mandibular condyle under different occlusal reconstruction conditions by using the Forsus, and to provide clinical reference for the application of the Forsus. **Method** The software Abaqus6.5 was employed to build the 3D finite element model of mandibular condyle for simulation. Under different occlusal reconstruction conditions, the distances of mandibular protraction were 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm and 7 mm and the mandibular opening distances were got as 4 mm, 3.5 mm, 3 mm, 2.5 mm and 2 mm correspondingly. The stress, displacement and rotation trends of mandibular-temporomandibular articulation were analyzed and the estimation of occlusal reconstruction contributing to the growth of the condyle was made. **Results** The 3D model showed that the maximum stress distributed on the mandibular condyloid process, sigmoid incisure of mandible and the posterior neck of condyle area under the five different conditions. With the increase of displacement in mandibular condyle, the stress increased slowly on the sigmoid incisure of mandible and the posterior neck of condyle area, but the stress still kept in the same order of

收稿日期:2010-11-06; 修回日期:2010-11-22

基金项目:重庆市教育委员会科学技术研究项目资助(kj060316),重庆市医学重点学科建设经费资助。

作者简介:李丽华(1977-),女,讲师,研究方向:牙颌畸形矫治生物力学研究。

通讯作者:宋锦璘,教授、主任医师,E-mail:soongjl@163.com。

magnitude (30 MPa). The stress distribution of mandibular condyloid process was in a steady state with no obvious stress concentration. The displacement of condyle in horizontal direction increased gradually and forward, and the displacement of condyle in vertical direction also increased gradually but downward. When the mandibular was stretched to the designed reconstructive location, the condyle moved downward. **Conclusions** The range of physiological occlusal reconstruction will not change the stress distribution trends of the condylar cartilage, even when the mandibular moves forwards in varying degrees. Considering the physiological nature of temporomandibular articulation and the growth of the condyle, when the mandibular retrusion is severe, it would be advisable by subsection protrusion.

Key words : Occlusal reconstruction; Condyle; Finite element analysis; Mechanical simulation; Stress distribution

下颌后缩是常见的错殆畸形之一^[1],功能矫治系主要的早期矫治方法。近年来,固定功能矫治器以不依赖具有生长潜力的患者配合,可促进其后缩下颌生长的独特疗效受到正畸界广泛重视^[2]。Heinig 等^[3]认为推杆式矫治器(Forsus)能有效改变牙列及后缩的颌骨关系,兼具推上颌第1磨牙向远中及改善Ⅱ类软组织面型,从而获得较好的疗效。理论上,Forsus 前导下颌后,肌肉力量传递到颞下颌关节,髁突在新的应力环境下进行相应的生长改建。但是,临床上 Forsus 如何前导更利于髁突的生长改建,以避免过度的应力集中尚未见文献报道。鉴于髁突的生长量和方向与应力环境变化息息相关^[4],下颌前导不良亦存在双重咬合的风险,可能造成颞下颌关节紊乱综合症^[4]。因此,了解 Forsus 在不同加载方式下前导下颌后髁突应力、位移分布规律极为重要。

本研究在生理性咬合重建的范围^[5-7],采用合力为5 N的静载荷,初步对5种 Forsus 殆重建工况下下颌前导后髁突的应力、位移的分布变化进行仿真分析,为临床合理应用 Forsus 提供参考依据。

1 材料与方法

1.1 研究对象

选择12岁发育正常男性1例(经患者及家长知情同意),手腕骨片示骨成熟第2阶段,恒牙列早期,下颌后缩(前牙Ⅲ°深覆殆、深覆盖,覆盖达9 mm),具体参见文献^[5,7]。

1.2 CT扫描和三维有限元模型的构建

CT扫描前患者用MBT矫治体系行固定正畸治疗,上下牙列排齐整平,符合Forsus安装要求。以0.625 mm为层厚,眼耳平面为参照平面进行连续扫描,自颅顶至下颌体下缘得到384张断层扫描图像

并传入GE Awd4.2图像后处理工作站,利用Mimics9.0和Abaqus6.5软件,经网格划分后建立“Forsus-牙列-颌骨-颞下颌关节”三维有限元模型^[5,7-8]。

1.3 边界约束

材料受力变形为小变形,假设各部分结构诸如牙列、托槽、弓丝加载时不发生相对滑动;肌肉组织与下颌骨相连处采用多点约束进行连接;关节盘上面的关节凹骨质部分采取固定约束^[5,7]。

在奔腾4处理器3.00 GHz,2 GB内存,120 GB硬盘电脑上采用Abaqus6.5软件分析系统研究Forsus矫治中不同殆重建工况下髁突应力、位移的分布变化。

1.4 载荷条件

加载部位:下颌尖牙远中弓丝上;加载力大小:采用合力为5 N的静载荷;加载时间;选择1 s的加载时间以减少计算量,近似模拟初始的应力变化趋势。加载方式:依据临床原型Forsus治疗前后咬合侧位像及头颅侧位片,基于殆重建的原则(下颌向前移位越多,垂直高度打开应越少),具体参见文献^[8-9]。本研究殆重建的类型见表1。

表1 殆重建的类型^[8-9]

Tab.1 The type of occlusal reconstruction^[8-9]

工况	水平前伸距离/mm	垂直打开距离/mm
1	3	4
2	4	3.5
3	5	3
4	6	2.5
5	7	2

2 结果

5种工况应力云图显示下颌前导后最大应力分

布在髁突、乙状切迹区和髁突颈后份区域,随着水平前导下颌的位移量增大,最大应力随之增大,但增幅不大,处于一个数量级(最大值都约为 30 MPa)。应力大小分布也较均匀、稳定且没有明显的应力集中。但是,弓丝加载点处应力较大,系仿真分析中下颌被直接拉伸到指定重建位置,才会出现局部应力过大。

不同殆重建工况下,下颌骨直接拉伸到指定重建位置。由表 2 可见,工况 1~5,在关节盘附近随机取若干节点,髁突水平方向位移 U_2 、垂直向位移 U_3 依次增大; U_2 、 U_3 运动方向分别向前和向下;因此,髁突运动方向为前下。由髁突 U_2 和 U_3 这 2 组数据可知,随着前导下颌的位移量增大,髁突位移量也逐渐增大,虽然髁突附近的应力较大,但位移范围都是在 1~3 mm 的生理承受范围内。图 1~4 则为工况 5 的应力、位移、 U_2 和 U_3 云图。

表 2 不同殆重建的仿真分析结果

Tab.2 Simulation analytic results of different reconstruction of occlusion types

工况	最大应力/ 下颌骨最大 MPa	最大 U_2 及 位移, U /mm	最大 U_2 及 所在位置/mm	最大 U_3 及 所在位置/mm
1	2e+01	5.17	-1.126 髁突 -3.387 牙槽嵴	-1.080 髁突 -4.417 牙槽嵴
2	3e+01	5.483	-1.059 髁突 -4.303 牙槽嵴	-1.184 髁突 -3.620 牙槽嵴
3	3e+01	5.996	-1.279 髁突 -5.232 切牙	-1.222 髁突 -3.094 牙槽嵴
4	3e+01	6.656	-1.503 髁突 -6.178 牙槽嵴	-1.539 髁突 -2.569 牙槽嵴
5	3e+01	7.440	-1.731 髁突 -7.141 牙槽嵴	-1.723 髁突 -2.046 牙槽嵴

注:正负值表示方向,绝对值表示大小。 U_2 为水平方向分位移,负值均表示水平向前; U_3 为垂直方向分位移,负值表示垂直向下,正值表示垂直向上。

髁突附近各关键部位的应力历程路径如图 5~7。图中,横坐标依次为工况 1~5 每种工况的作用时间 1 s,即分析步共 5 s。

3 讨论

固定功能矫治器在前导具有生长潜力患者的后缩下颌时,髁突软骨对颞下颌关节负荷起承载和传

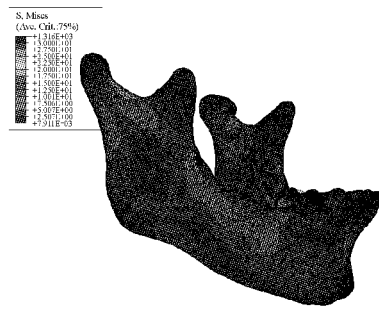


图 1 工况 5 应力云图
Fig.1 Stress distribution of operating condition 5

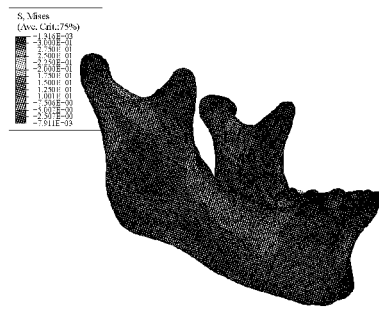


图 2 工况 5 位移云图
Fig.2 Displacement distribution of operating condition 5

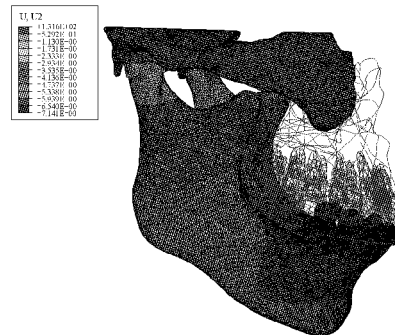


图 3 工况 5 水平位移 U_2 图
Fig.3 Horizontal displacement distribution of operating condition 5

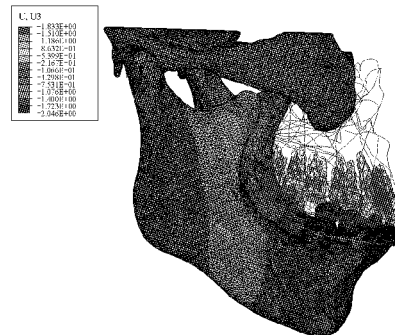


图 4 工况 5 垂直位移 U_3 图
Fig.4 Vertical displacement distribution of operating condition 5

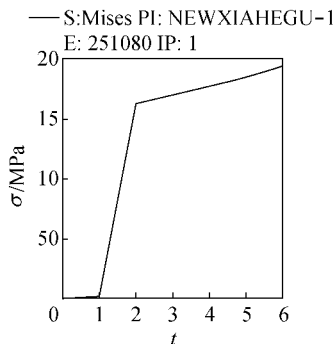


图5 乙状切迹区域应力历程 STEP 分析

Fig. 5 STEP analysis of stress process in sigmoid notch region

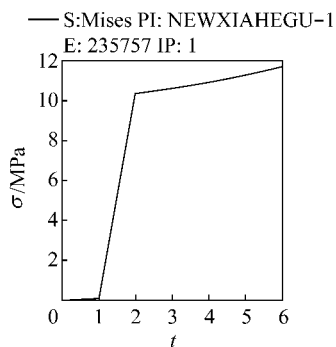


图6 髁突区域应力历程 STEP 分析

Fig. 6 STEP analysis of stress process in condylar region

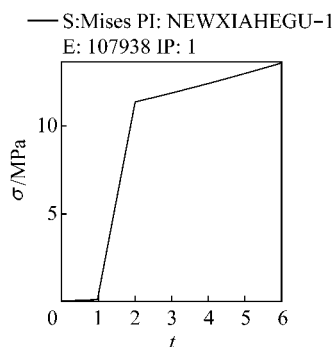


图7 髁突颈后份应力历程 STEP 分析

Fig. 7 STEP analysis of stress process in the rear of neck of condyle

递作用,从而导致髁突软骨发生相应的生长改建^[4]。这直接影响到下颌骨的生长方向、生长速度和生长量,也直接决定了下颌后缩的矫治疗效。Forsus 前导下颌后矫形力分布到上下牙列及颌骨,在抑制上颌生长的同时刺激下颌骨生长并促进下牙

列前移。下颌前伸程度由于髁突的限制存在一定的生理范围,过大不仅患者难以承受且下前牙易前倾,同时超出生理范围的应力会引起髁突软骨的退变性改变^[10],甚至导致临床疗效不佳。

因此,本研究设定逐步打开咬合的方法对“下颌骨-颞下颌关节”的应力和位移分布进行仿真分析,探讨 Forsus 在不同殆重建方式下髁突处的应力、位移分布变化,为其临床应用方式的遴选提供参考。

3.1 髁突附近各关键部位不同殆重建工况下对髁突改建的影响

McNeill^[11]研究证实前伸下颌能改变髁突骨小梁的排列方向,不过髁突需长期刺激与适应。由应力历程图发现(见图5~7),工况1时髁突、髁突颈后份、乙状切迹基本无应力,即工况1的殆重建方式基本不存在,对髁突缺乏相关的功能前伸刺激。这是因为前导下颌主要是进行矢状向下颌后缩的生长改建,难以出现垂直向比前伸打开还多的咬合重建,应力分析结果恰如其分地反应了临床实际情况。

工况2髁突、髁突颈后份、乙状切迹的应力值变化最大,此时垂直打开的距离仍较大,只略比前伸的距离稍小0.5 mm。适度或者较大范围的垂直向咬合重建可能会使上颌生长方向发生改变^[12],该咬合重建方式仅适应于需同时改变上颌生长方向的下颌后缩。

从工况3~5,髁突、髁突颈后份、乙状切迹的应力值变化不大,数量级一致且趋于稳定。这说明工况3~5的咬合重建方式均可促进髁突软骨的生长改建,其应力范围不会出现较大的变化。因此,下颌前导应循序渐进的进行,也利于咀嚼肌生理改建^[13]。尤其是严重下颌后缩时可分段前伸,更利于髁突的生长改建,与 Petrovic^[14]和 Shaye^[15]的研究结论一致。

3.2 不同殆重建工况对髁突软骨表面应力的影响

本研究发现增大前伸距离和张口度能明显增加髁突软骨表面的应力值,即使前伸3 mm和张口4 mm时亦能在髁突软骨表面产生相当大的 Von Mises 应力值(约20 MPa)。在难以确定最适髁突软骨表面应力值的范围之前,可能分次前导下颌更安全,每次增加2~3 mm为宜。特别是持续地降低髁突负荷引起关节窝快速地向后和向前改位,有助于下颌位置向前调整,利于颌骨关系的改善和殆关系发

生较大的改变,并使该变化保持稳定。

特别是在指定位移 7 mm/2 mm 和 3 mm/4 mm 的对比中,发现两种前伸位置所致的髁突软骨表面应力分布的趋势基本一致,只是应力值的变化;与下颌前伸 7 mm 相比,工况 1 的应力峰值减小并不明显。可能的原因是有限元研究尚不能实行转动的位移约束,只能进行平动的指定位移,即难以模拟复杂的前伸咬合位置的比较,有待数值仿真分析技术的进步方可解决。

3.3 不同骀重建工况对髁突软骨表面位移的影响

5 种工况的对比研究发现,两种前伸位置所致的髁突软骨表面位移的趋势基本一致,只是位移量不同。位移方向与指定位移的方向基本一致,两种位移将造成髁突前斜面及其关节盘紧压关节结节后斜面而产生压应力;而背离位移方向的一侧则离开关节凹,由于盘后组织和双板弹性纤维的牵拉,髁突的后上部软骨表面将产生明显的张应力,将引起髁突后上部的新骨形成和前部的骨吸收,从而促进下颌骨得以生长改建。适度或者较大范围上的垂直向咬合重建可能会使上颌生长的方向发生改变,上下颌骨不调关系得到改善。

5 种工况发现水平方向分位移 U_2 最大值都在牙槽嵴,这与以灵长类动物^[12]的研究结果一致,功能矫治器促进基骨的形成不是在根间部而是在牙槽嵴上。

4 结语

在生理性骀重建范围内,不同程度地前导下颌不会改变髁突软骨附近的应力分布趋势。考虑颞下颌关节生理承受性,严重下颌后缩时可分段前伸以利于髁突生长改建,临床上可视功能矫治的具体情况灵活设定相应的 Forsus 骀重建方式。

参考文献:

- [1] 傅民魁. 口腔正畸学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2007: 379-381.
- [2] 董仁萍, 王春玲. 改良式 Forsus 矫治器两种前伸下颌方式的疗效比较[J]. 临床口腔医学杂志, 2009, 9: 537-540.
- [3] Heinig N, Göz G. Clinical application and effects of the Forsus™ spring, a study of a new Herbst hybrid [J]. J Orofac Orthop, 2001, 62: 436-450.
- [4] Gardner DL. The nature and causes of osteoarthritis [J]. Br Med J, 1983, 286(6363): 418-424.
- [5] 柴召午, 李丽华, 宋锦璘, 等. 推杆式矫治器前导下颌三维有限元模型的初步构建与分析[J]. 中华口腔医学杂志, 2009, 44(5): 293-296.
- [6] Ling Xia, Rajab Said, Philippe Young, et al. 基于图像处理的个性化建模: 从医学扫描到高精度计算模型的转换[J]. 医用生物力学, 2008, 23(1): 31-36.
- [7] 高翔, 宋锦璘, 李丽华, 等. Forsus 推上颌第一磨牙向远中瞬时移动趋势的力学仿真分析[J]. 重庆医科大学学报, 2009, 33(2): 88-91.
- [8] 宋锦璘, 赵志河, 胡林华, 等. 不同骀重建时 Herbst 矫治器对口颌肌肉和相关韧带约束反力的影响研究[J]. 华西口腔医学杂志, 2001, 19(1): 43-45.
- [9] 胡林华, 赵志河, 宋锦璘, 等. 不同骀重建时 Herbst 矫治器对髁突软骨表面应力分布的影响[J]. 华西口腔医学杂志, 2001, 19(1): 46-48.
- [10] Nickel JC, Iwasaki LR, Beatty MW. Laboratory stresses and tractional forces on the TMJ disc surface [J]. J Dent Res, 2004, 83(8): 650-654.
- [11] Charles McNeill. Current controversies in temporomandibular joint disorders [M]. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc, 1992: 89.
- [12] Voudouris JC, Kuffinec MM. Improved clinical use of Twin-block and Herbst as a result of radiating viscoelastic tissue forces on the condyle and fossa in treatment and long-term retention: growth relativity [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2000, 117(3): 247-266.
- [13] Graham Jonesa, Peter H Buschangb, Ki Beom Kimc, et al. Class II non-extraction patients treated with the Forsus fatigue resistant device versus intermaxillary elastics [J]. The Angle Orthodontist, 2008, 78(2): 332-338.
- [14] Petrovic AG. Mechanisms and regulation of mandibular condylar growth [J]. Acta Odontol Scand, 1972, 10: 25-34.
- [15] Shaye R. Dr. Robert Shaye on functional appliances [J]. J Clin Orthod, 1983, 17: 330-342.