

[文章编号 1000-1182(2005)06-0485-04

髁突颈部骨折坚固内固定后骨折愈合进程中髁突表面应力分布

杨壮群¹, 虎小毅¹, 王正辉², 荔鹏¹, 屠军波¹, 凌伟³

(1. 西安交通大学口腔医院 口腔颌面整形外科, 陕西 西安 710004;

2. 洛阳市中心医院 口腔科, 河南 洛阳 471000; 3. 西安交通大学 建筑工程与力学学院, 陕西 西安 710049)

[摘要] 目的 分析微型钛板内固定对髁突颈部骨折愈合进程中髁突表面生物力学环境的影响, 从理论上探讨临床上髁突颈部骨折内固定术后继发颞下颌关节紊乱病的可能原因。方法 采用三维有限元应力分析方法, 分析模拟髁突颈部骨折微型钛板内固定后骨折愈合进程中髁突表面应力分布的变化。结果 从骨折初期到骨折完全愈合, 微型钛板的固定有助于恢复髁突局部的生物力学环境, 但经过 12 周的固定仍然与正常值有一定的差别。结论 钛板内固定至骨折完全愈合后对髁突表面应力分布的影响可能是临床上髁突颈部骨折内固定术后继发颞下颌关节紊乱病的原因。

[关键词] 三维有限元; 骨折; 内固定; 髁突

[中图分类号] R 782.4 [文献标识码] A

Stress Distribution Analysis of the Surface of Condyle during Simulated Fracture Healing of the Neck of Condyle by Miniplate Osteosynthesis YANG Zhuang-qun¹, HU Xiao-yi¹, WANG Zheng-hui², LI Peng¹, TU Jun-bo¹, LING Wei³. (1.

Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710004, China; 2. Central Hospital of Luoyang, Luoyang 471000, China; 3. School of Civil Engineering and Mechanics, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

[Abstract] **Objective** To find the reasons why patients always have temporomandibular disorders (TMD) after condylar fracture by analyzing the stress distribution change of the condylar surface whose subcondylar fracture were fixed by miniplate during the whole healing process. **Methods** Analyzing the stress distribution change of the condylar surface whose subcondylar fracture were fixed by miniplate during the whole healing process by three-dimension finite element method (3D FEM). **Results** During the whole healing process of the fracture, the miniplate osteosynthesis was helpful to the biomechanics environment rehabilitation of the condylar local, but it still had difference with normal after fixing 12 weeks long. **Conclusion** The difference of stress distribution of condylar surface that fractured and fixed by miniplate with normal may be part of the reason of TMD after the subcondylar fracture miniplate osteosynthesis.

[Key words] three-dimensional finite element; fracture; internal fixation; condyle

骨、骨折及骨折治疗的生物力学作为创伤治疗的基础性研究是一个十分重要而又相对薄弱方面¹。颞下颌关节紊乱病(temporomandibular disorders, TMD)病因比较复杂, 目前尚未完全阐明。但颞下颌关节创伤作为其病因之一已被多数学者认同。研究髁突颈部骨折后髁突局部生物力学环境的改变对颞下颌关节功能紊乱的影响有着重要的意义。目前, 已有学者研究了单侧髁突骨折错位愈合并伴有颞下颌关节紊乱症状患者的髁突应力分布, 但关于髁突骨折内固定后不同骨折愈合阶段颞下颌关节局部的应力分布规律的研究尚未见报道, 而临床常见到髁突颈部骨折内

固定术后患者出现颞下颌关节病症状²。本研究利用三维有限元法分析髁突骨折内固定后不同骨折愈合阶段颞下颌关节局部的应力分布规律, 以探讨内固定术对于髁突生物力学环境的改变。

1 材料和方法

1.1 三维有限元分析的建模

选用牙列完整、咬合关系正常、无任何 TMD 症状和体征的成年健康男性志愿者 1 例, 作为建模素材。具体建模方法见文献³。

1.2 三维有限元分析的载荷条件及分析工况

模拟正常功能状态下即双侧咀嚼状态进行加载和约束, 比较和分析正常下颌骨、模拟左侧髁突颈部骨折后微型钛板内固定下双侧髁突不同愈合时期(骨折固定当日、4 周、8 周、12 周)髁突表面的应力分布。

[收稿日期 2005-01-15; 修回日期 2005-10-09]

[作者简介] 杨壮群(1957-), 男, 陕西人, 教授, 学士

[通讯作者] 杨壮群, Tel: 029-87256632

1.3 观察部位及指标

将髁突表面按照解剖学标志分成9个区,从前至后区分为前斜面、髁突峭顶、后斜面,从外至内又分别区分为外侧、中部、内侧。确定各个分区表面的节点以及单元编号,观察最大主应力 S1,即第一主应力(指结构内的最大拉伸应力)和最小主应力 S3,即第三主应力(指结构内最大的压缩应力)两个指标。一般认为主应力能够较客观反映单元的应力情况。将不同工况下髁突表面的应力值按照一定顺序绘制应力分布图,正值代表拉应力,负值代表压应力。

2 结果

2.1 正常下颌骨髁突表面的应力分布

正常下颌骨左侧髁突表面应力分布的测量结果见图1。下颌骨正常时,双侧髁突表面应力分布基本对称,均为第一主应力与第三主应力并存,但在各个斜面拉压应力大小不同。髁突前斜面,压应力远大于拉应力,以压应力为主,并且中外侧压应力大于内侧;在髁突顶部,仍然是压应力远大于拉应力,以压应力为主,中部大于两侧,但各部位压应力绝对值小于前斜面;在后斜面,仍然是第一主应力与第三主应力并存,但较前斜面和髁突顶部而言,总体上压应力绝对值减小,约为前斜面的一半,而第一主应力则较前斜面和髁突顶部明显增大,即在髁突的后斜面以第一主应力为主,其中以后斜面的中部为最高。

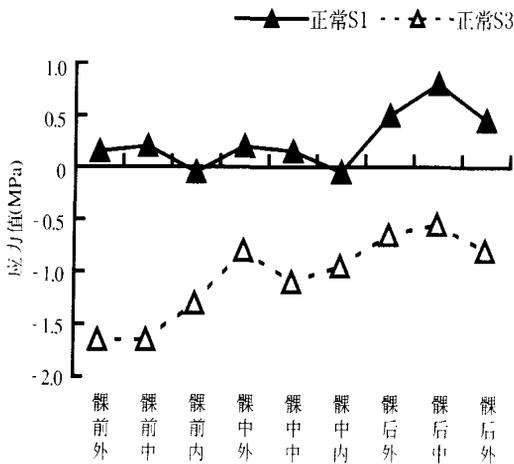


图1 正常下颌骨左侧髁突表面应力分布

Fig 1 The stress distribution of the left condyle surface under normal conditions

2.2 骨折固定后不同时期髁突表面的应力分布

左侧髁突颈部骨折微型钛板固定当日左侧髁突表面应力分布的测量结果见图2。从图2可见无论是第一主应力还是第三主应力,其总体分布趋势与正常下颌骨相似。但双侧髁突表面应力绝对值大小不同。在右侧,前斜面和髁突峭顶部的各个区的应力值与正常值差别很小,最大差别的区域在髁突峭顶,应

力值绝对值最大相差仅 0.1 MPa;在左侧,在各个面压拉应力值大小均与正常值有很大差别。在前斜面,第三主应力值均明显小于正常值,差值大小处于 0.15~0.45 MPa之间,第一主应力也明显减小接近于 0 或成为负值,表明在前斜面只存在压应力;在髁突峭顶的中部和内侧,第一主应力也明显减小接近于 0 或成为负值,第三主应力值远大于第一主应力,而在髁突峭顶的外侧区,压应力的绝对值高于正常值 0.1 MPa;在后斜面中外区的第一主应力低于正常值 0.2~0.25 MPa,第三主应力的变化不大。而后斜面内侧区的应力变化则以第三主应力的减小为主,第一主应力变化不大。

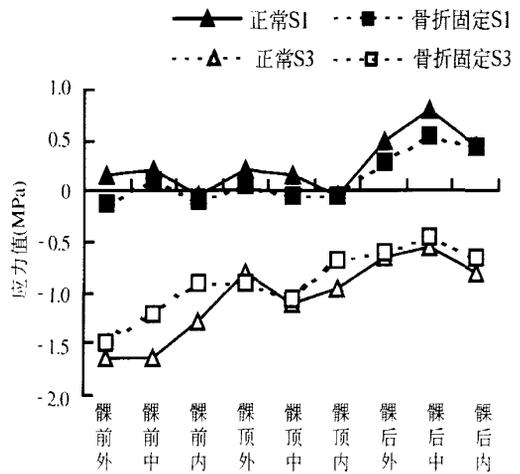


图2 骨折固定当日左侧髁突表面应力分布

Fig 2 The stress distribution of the left condyle surface after fixation

骨折固定 4 周左侧髁突表面应力分布的测量结果见图3。从图3可见,在左侧,应力分布趋势同骨折固定当日的情况,但各应力值与正常值的差值明显减小,差值最大的部位在前斜面,而在髁突峭顶的外侧区,第三主应力的绝对值仍高于正常值。在右侧,髁突表面各区的应力值均接近或等于正常值。

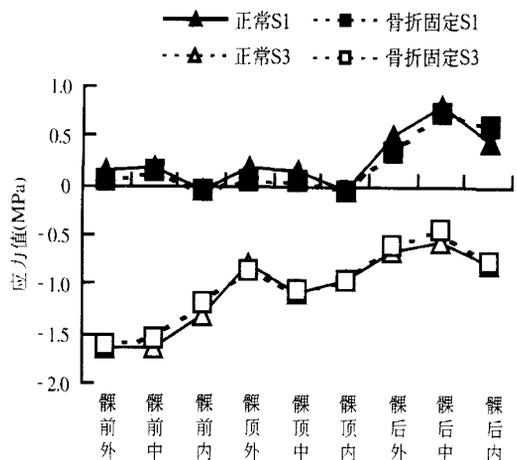


图3 骨折固定4周左侧髁突表面应力分布

Fig 3 The stress distribution of the left condyle surface four weeks after fixation

骨折固定 8 周时左侧髁突表面应力分布的测量结果见图 4。从图 4 可见,在左侧,总体应力分布趋势同骨折固定 4 周的情况相似,各个区的第三主应力分布与正常值的差距介于 0~0.25 MPa 之间。差值最大的部位仍在前斜面,而在髁突峭顶的外侧区仍然存在压应力的绝对值仍高于正常值的情况。在右侧,各个区的应力区应力分布与正常值相等或相差很小。

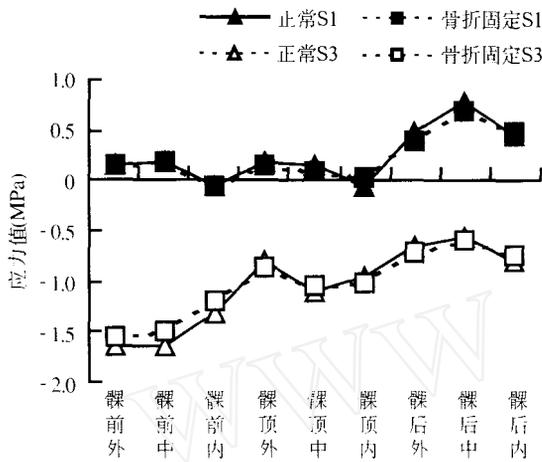


图 4 骨折固定 8 周左侧髁突表面应力分布

Fig 4 The stress distribution of the left condyle surface eight weeks after fixation

骨折固定 12 周时左侧髁突表面应力分布的测量结果见图 5。从图 5 可见,在左侧,髁突前斜面的外侧出现了第三主应力高于正常值,而前斜面的中部和内侧则仍低于正常值 0.1 MPa。而在髁突峭顶的中部和内侧基本与正常值相同,而在髁突峭顶的外侧区,压应力的绝对值仍高于正常值。在后斜面,第三主应力基本接近正常,但第一主应力仍低于正常值 0.1 MPa。在右侧,髁突表面各个分区的应力值与正常值完全相同或十分相近。

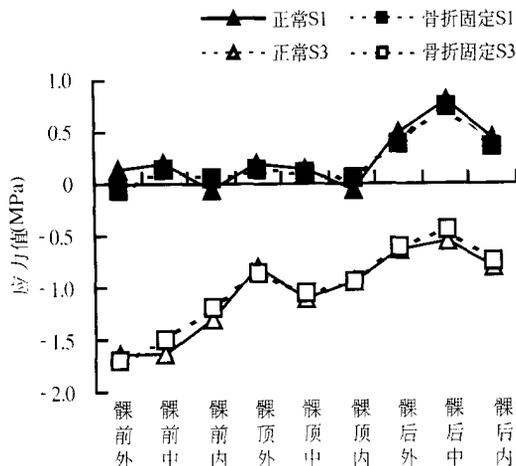


图 5 骨折固定 12 周左侧髁突表面应力分布

Fig 5 The stress distribution of the left condyle surface twelve weeks after fixation

3 讨论

人类 TMD 的病因有很多,目前尚不能明确哪些因素是直接导致颞下颌关节紊乱病的直接原因。一般认为创伤导致的关节局部生物力学环境的改变可能是其中的一种因素。除直接的局部外伤创伤外,关节载荷改变导致的关节组织生物合成活性的改变也可能是其中一种机制。生物力学分析可以作为一种手段来分析活体上很难进行测量的关节载荷改变,进而可以探讨生物力学环境与关节紊乱病之间的关系^{4,5}。

Miller 等²对 30 例颌面部创伤后 TMD 患者理疗疗效进行 6 个月的随访观察,发现在骨折固定 1 个月时,下颌骨复合型骨折患者的 TMD 症状较单纯髁突骨折者重,而非髁突骨折患者与无骨折的患者之间的 TMD 症状相似。

本实验发现正常下颌骨双侧髁突表面应力分布基本对称,在髁突前斜面,以压应力为主;在髁突顶部,仍然以压应力为主,但其压应力绝对值小于前斜面;在后斜面,较前斜面和髁突顶部而言,总体上压应力绝对值减小,约为前斜面的一半,而第一主应力则较前斜面和髁突顶部明显增大,表明正常下颌骨在咀嚼过程中前斜面是功能面,前斜面应力环境的改变可能与 TMD 有关。

当左侧髁突颈部骨折固定当日,双侧髁突表面应力分布趋势与正常下颌骨相似,但右、左侧应力绝对值大小有明显差别。右侧前斜面和髁突峭顶部的各个区的应力值与正常值差别很小。而在左侧,在各个面压拉应力值大小均与正常值有很大差别,主要表现在前斜面和髁突峭顶。提示在髁突骨折后,早期行使咀嚼功能虽对右侧无明显影响,但对左侧髁突的生物力学环境有明显的改变,因此在骨折固定短期内的制动是十分必要的。如果过早的运动可能会造成骨折的畸形愈合和髁突位置偏离正常。骨折固定 4 周后,右侧髁突表面应力值接近正常。在左侧,髁突各个部位的应力值仍然低于正常值,但相对骨折固定当日而言,与正常下颌骨的应力值差别明显减小,但髁突峭顶外侧部压应力值高于正常值,表明经过 4 周的固定,即通常认为已经达到临床愈合的时候,左侧髁突的应力环境与正常值的差别缩小。经过 8 周的固定,右侧髁突表面应力值接近正常。在左侧,髁突表面应力分布状况与第 4 周基本相似。经过 12 周的固定,骨折完全愈合。右侧髁突表面应力分布基本与正常相同。在左侧,髁突前斜面中内侧的压应力值仍然低于正常,而在前斜面和髁突峭顶的外侧压应力值高于正常值,表明在骨折 12 周后,由于内固定板的存在髁

突功能面的应力分布仍不能与正常下颌骨完全相同。

从整个模拟骨折愈合过程中髁突表面的应力分布变化情况来看,尽管在骨折固定4周后,由于内固定及骨折局部强度的增加,已经较好的恢复了髁突的生物力学环境,但是仍然与正常值存在一定的差别,这种差别在骨折固定12周后仍然存在,主要体现在髁突的前斜面,这种差别的存在,可能是临床上一些骨折内固定术后出现颞下颌关节症状的生物力学原因^{6,7}。

由于本实验是在正常下颌骨上模拟出来的下颌骨髁突颈部骨折,在模型上模拟的骨折固定也是完全理想的固定方式,骨折愈合后髁突的位置与正常下颌骨完全相同,而临床上髁突颈部骨折固定可能受手术方式、患者的具体情况等多方面因素的影响,也可能由于固定材料的弹性形变,造成髁突的位移,进而导致骨折畸形愈合或愈合后髁突的位置可能与正常下颌骨有一定的差异,这些均可能导致髁突生物力学环境的改变,但这种位置的改变是笔者实验模型无法模拟的,也正是本研究的不足所在。

[参考文献]

1] 张益,顾晓明.我国口腔颌面创伤外科的现状与展望
J. 中华口腔医学杂志,2001,36(2):88-90.

(Zhang Y, Gu XM. The present status and prospect of oral and maxillofacial traumatology in China J. Chin J Stomatol, 2001, 36(2):88-90.)

2] Miller VJ, Bodner L. The long-term effect of oromaxillofacial trauma on the function of the temporomandibular joint J. J Oral Rehabil, 1999, 26(9):749-751.

3] 杨壮群,虎小毅,王正辉,等.模拟下颌骨骨折内固定以及骨折愈合进程的三维有限元模型的建立J. 中国口腔颌面外科杂志,2004,2(1):24-27.
(Yang ZQ, Hu XY, Wang ZH, et al. Development of three-dimensional finite element models of mandibular which may simulate fracture or fracture fixation or fracture healing J. China J Oral Maxillofacial Surg, 2004, 2(1):24-27.)

4] Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, et al. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc J. J Biomech, 2000, 33(3):307-316.

5] Chen J, Akyuz U, Xu L, et al. Stress analysis of the human temporomandibular joint J. Med Eng Phys, 1998, 20(8):565-572.

6] Kryst L, Piekarczyk J, Mlosek K, et al. Late results of treatment of mandibular fractures J. Czas Stomatol, 1990, 43(2):85-90.

7] Gorgu M, Deren O, Sakman B, et al. Prospective comparative study of the range of movement of temporomandibular joints after mandibular fractures: Rigid or non-rigid fixation J. Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg, 2002, 36(6):356-361.

(本文编辑 王 晴)

(上接第484页)

为进一步的修复体计算机辅助设计及辅助制造奠定基础。

[参考文献]

1] 陈建治,徐圣瑞,孙桂兰.无牙颌模型的三维重构技术J. 华西口腔医学杂志,2003,21(4):331-332.
(Chen JZ, Xu SR, Sun GL. Three-dimensional reconstruction of edentulous models J. West China J Stomatology, 2003, 21(4):331-332.)

2] 王晓波,姚月玲,高勃,等.改进的层析测量系统建立后牙三维模型的实验研究J. 实用口腔医学杂志,2004,20(1):5-7.
(Wang XB, Yao YL, Gao B, et al. Three-dimensional reconstruction of posterior teeth by cutting and scanning layer-by-layer with an improved measurement system J. J Pract Stomatol, 2004, 20(1):5-7.)

3] 邹波,吕培军,王勇.标准牙冠数据的获取J. 实用口腔医学杂志,2002,18(6):550-552.
(Zou B, Lv PJ, Wang Y. Acquisition of the data of standard teeth

crowns J. J Pract Stomatol, 2002, 18(6):550-552.)

4] Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, et al. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures J. Quintessence Int, 1995, 26(11):757-763.

5] 华先明,程祥荣.全口义齿计算机辅助设计系统的研制与应用J. 华西口腔医学杂志,2001,19(4):235-236.
(Hua XM, Cheng XR. Development and Applications of a Computer Aided Complete Denture Design System J. West China J Stomatology, 2001, 19(4):235-236.)

6] 高勃,周剑,毛勇,等.应用激光近形制造方法制作口腔修复体的基础研究.牙颌石膏模型的层析三维测量J. 实用口腔医学杂志,2000,16(1):4-6.
(Gao B, Zhou J, Mao Y, et al. Fabrication dental prosthesis with laser engineered net shaping method. Part I: Measurement of dentognathic gypsum models with a 3D digitizer by cutting and scanning layer-by-layer J. J Pract Stomatol, 2000, 16(1):4-6.)

(本文编辑 王 晴)