

[文章编号] 1000-1182(2007)04-0320-03

下颌骨骨折骨断端生物力学特性的三维模型研究

刘春丽¹, 吴安平¹, 朴正国¹, 吴宏², 彭铁男¹, 刘磊²

(1. 吉林大学口腔医院 口腔颌面外科, 吉林 长春 130000;

2. 吉林大学 机械科学与工程学院, 吉林 长春 130022)

[摘要] 目的 研究下颌骨不同部位骨折断端的生物力学特性, 指导临床术后患者进行合理的功能性咀嚼运动。方法 精确测量9个成年男性下颌骨标本, 建立下颌骨三维力学研究模型。分别计算在下颌牙列不同咬合点功能负载时下颌角、下颌体颊孔区及下颌正中联合区3个骨折好发部位骨折断端截面上的弯矩、扭矩及剪应力。应用Origin 6.0数据处理软件分析。结果 下颌角区骨折断端截面上具有相对较高的正弯矩及剪应力; 下颌体颊孔区骨折骨断端截面上正负弯矩作用较大, 而且骨折侧下颌骨后牙咬合时扭矩最大; 正中联合骨折时, 整个牙列不同部位负载骨折截面上均只形成负弯矩, 扭矩和剪应力作用较小。结论 在功能负载条件下, 下颌角、下颌体颊孔区及下颌正中联合等骨折断端截面上呈现出各自的生物力学特性, 这些力学特性对于临床上治疗不同部位下颌骨骨折和对患者术后正确的咬合指导具有十分重要的意义。

[关键词] 下颌骨骨折; 生物力学; 三维模型

[中图分类号] R318.01 **[文献标识码]** A

Study of three-dimensional model on biomechanical characteristics of mandibular fractures in different site
LIU Chun-li¹, WU An-ping¹, PIAO Zheng-guo¹, WU Hong², PENG Tie-nan¹, LIU Lei². (1. Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery, College of Stomatology, Jilin University, Changchun 130000, China; 2. College of Mechanical Engineering, Jilin University, Changchun 130022, China)

[Abstract] Objective To determine the biomechanical characteristics of mandibular fractures in different site. Methods Nine adult mandibular specimens were measured precisely. The data was used to establish a three-dimensional model. When mandibular was under functional loading, the bending and torsion moment as well as shear force of angle, body and symphyseal fracture was calculated. The data were analyzed by Origin 6.0 software. Results Angle fracture had relatively high positive bending moment and high shear force. Body fracture had positive as well as negative bending moment and the highest torsion moments. Symphyseal fracture had only negative bending moment and relatively low shear force. Conclusion Angle, body and symphyseal fractures each have a biomechanics characteristic. These biomechanics characteristic should have an important meaning in the treatment of mandibular fractures and instructing patient how to bite correctly.

[Key words] mandibular fractures; biomechanics; three-dimensional model

下颌骨发生骨折的部位常与解剖结构有关, 如正中联合、颊孔区、下颌角区等为骨折好发部位^[1]。目前大多采用小夹板坚固内固定的方法加以治疗。但是对不同部位骨折, 采用的夹板的形态、固定的部位以及术后如何指导患者进行正确的咀嚼运动, 避开较大的咀嚼应力区, 达到骨断端的坚固固定, 防止骨断端翘动, 以达到良好的治疗效果, 缩短疗

程, 一直是学者关注的焦点问题, 上述问题与下颌骨骨折骨断端的生物力学特性密切相关^[2-3]。本实验旨在建立下颌骨三维力学模型, 对比研究不同部位的下颌骨骨折骨断端截面上的弯矩、扭矩、剪应力的大小与方向, 以及它们随功能负载点位置的变化关系, 以指导临床改良骨折固定线, 正确指导患者的术后功能性咀嚼运动。

1 材料和方法

1.1 下颌骨三维力学模型的建立

以下颌骨右侧髁突为中心建立空间平行力系, x轴通过两侧髁突中心, x-y平面与下颌咬合平面平

[收稿日期] 2007-01-15; [修回日期] 2007-06-08

[基金项目] 长春市科技发展计划基金资助项目(20029)

[作者简介] 刘春丽(1955-), 女, 吉林人, 教授, 学士

[通讯作者] 刘春丽, Tel: 13596043595

行, z轴通过坐标中心且垂直于x-y平面。下颌功能负载时关节区反应力、咀嚼肌牵拉力以及下颌咬合力作用线均垂直于x-y平面。以双侧下颌第二磨牙、第一磨牙、第二前磨牙、第一前磨牙、尖牙、侧切牙及中切牙近中接触点等共13个部位作为咬合功能负载点。磨牙、前磨牙、尖牙及切牙咬合力值的大小比例关系为1.4 1.1 0.8 0.7, 平均咬合力值为100 N。依据空间平行力系静力平衡原理建立静力平衡方程: 沿x轴的合力矩: $\sum_{i=1}^5 M_{ix}=0$; 沿y轴的合力矩: $\sum_{i=1}^5 M_{iy}=0$; 沿z轴的合力: $\sum_{i=1}^5 F_{iz}=0$ 。对于每一

个给定的咬合力作用于对应的功能负载点, 下颌关节区的反应力、肌肉的拉力以及骨折断端截面上的应力情况均可以通过静力平衡方程求得结果。

1.2 力学模型数据的收集与处理

解剖由吉林大学基础医学院解剖教研室提供的9个成年男性下颌骨标本, 去除下颌骨表面软组织后精确测量标本下颌骨关节顶点之间的距离, 测量牙列中不同负载点至右侧髁突的水平及垂直向距离。以临床上最常见的下颌角、下颌体颊孔区及正中联合区单一线性骨折作为研究对象, 假定骨折均位于下颌骨右侧并将该侧定为骨折侧, 对侧为非骨折侧。其中下颌角骨折为自咀嚼肌附着前缘至第二、三磨牙间的斜型骨折; 下颌体部及正中联合区骨折分别为通过第一、二前磨牙和双侧中切牙之间的垂直骨折。测量并记录骨折断端截面中心至右侧髁突中心的垂直距离。取9组记录结果的平均值。

1.2 力学模型数据的收集与处理

解剖由吉林大学基础医学院解剖教研室提供的9个成年男性下颌骨标本, 去除下颌骨表面软组织后精确测量标本下颌骨关节顶点之间的距离, 测量牙列中不同负载点至右侧髁突的水平及垂直向距离。以临床上最常见的下颌角、下颌体颊孔区及正中联合区单一线性骨折作为研究对象, 假定骨折均位于下颌骨右侧并将该侧定为骨折侧, 对侧为非骨折侧。其中下颌角骨折为自咀嚼肌附着前缘至第二、三磨牙间的斜型骨折; 下颌体部及正中联合区骨折分别为通过第一、二前磨牙和双侧中切牙之间的垂直骨折。测量并记录骨折断端截面中心至右侧髁突中心的垂直距离。取9组记录结果的平均值。

下颌功能负载时通过骨折断端截面的负载由弯矩、扭矩及剪应力组成, 作用于骨断端截面上的弯矩、扭矩及剪应力导致骨折线前后断端产生不同的移位运动。计算下颌功能负载时不同骨折断端截面上弯矩、扭矩及剪应力的大小, 将计算结果应用Origin 6.0数据分析软件进行拟合处理, 绘制出不同骨折断端截面弯矩、扭矩以及剪应力大小与下颌功能负载点间的变化关系曲线。

2 结果

下颌骨在功能负载活动时下颌角、下颌体颊孔区以及正中联合区3个骨折好发部位骨折断端截面的生物力学特性及其对比情况见图1~3。下颌角骨折断端截面上产生的弯矩最大, 而该部位骨折截面上产生的扭矩较小。最大弯矩出现于非骨折侧磨牙区功能负载时。靠近骨折线的磨牙承担咬合时截面上剪应力最大, 咬合点离骨折线越远, 骨折断端截面上的剪应力作用越小。

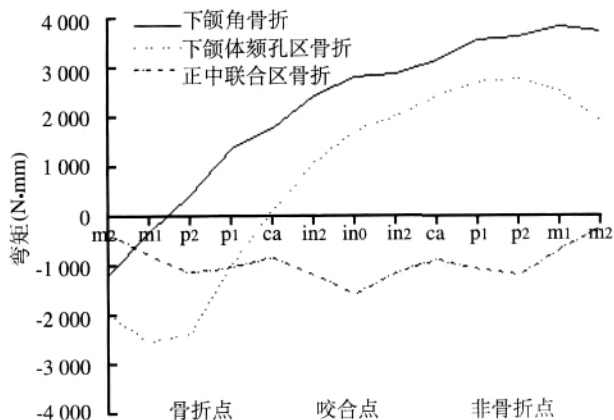


图1 下颌骨骨折功能负载条件下骨断端截面弯矩的变化曲线
Fig 1 Curve of bending moment on the bone stump when fracture mandibular was under functional loading

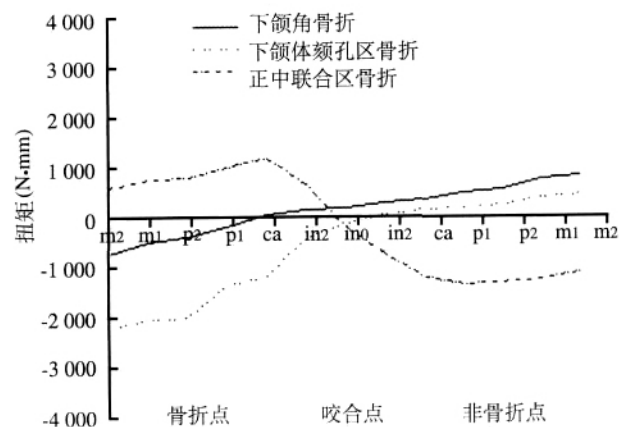


图2 下颌骨骨折功能负载条件下骨断端截面扭矩的变化曲线
Fig 2 Curve of torsion moment on the bone stump when fracture mandibular was under functional loading

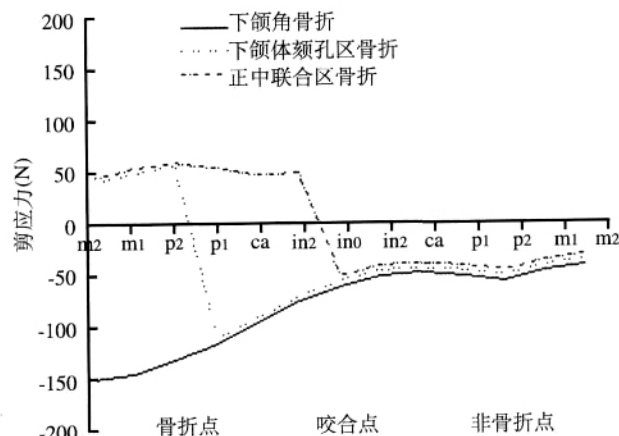


图3 下颌骨骨折功能负载条件下骨断端截面剪应力的变化曲线
Fig 3 Curve of shearing moment on the bone stump when fracture mandibular was under functional loading

下颌体颊孔区骨折骨断端截面弯矩及扭矩均较大, 骨折侧后牙负载时不仅产生最大负弯矩而且有最大负扭矩。非骨折侧咬合尽管正弯矩较大但扭矩相对较小。剪应力在骨折线前后牙列咬合变化明显, 骨折后方负载截面上受正性剪应力作用, 而在骨折前方及非骨折侧咬合时截面上形成负性剪应力。

正中联合区骨折在牙列各部位行使咬合功能时,骨折断端截面上均只有弯矩作用最大,弯矩点出现于临近骨折的中切牙受力时,扭矩最大值产生于双侧尖牙区功能负载时。最大弯矩与扭矩值相近。与前两种骨折相比剪应力作用也不明显。

3 讨论

下颌骨功能负载活动时受到升颌肌群、降颌肌群、咬合力及颞下颌关节区反应力等综合作用,下颌骨内部呈现特定的应力传导和分布状态^[4]。健康负重下颌骨通常以骨内主应力轨迹抵抗和传递功能负载,下颌骨骨折时,其结构连续性破坏可以视为主应力轨迹中断,从而下颌骨失去抗力结构和承载功能。固定的目的是通过固定结构替代中断的骨抗力结构,在骨折愈合期内重新建立主应力轨迹以中和功能负载^[9]。

本研究成功地建立了下颌骨骨折三维力学模型。这个三维数学模型同以往的力学分析模型相比更能够真实地模拟下颌骨在体内的功能状态。模型建立数据来自于多个成人下颌骨标本的精确测量结果,将下颌功能活动时升颌肌群不同组分对下颌骨的作用进行矢量叠加以及肌力作用部位均符合体内的生理特点^[6-7]。研究中100 N平均咬合负载的选择与下颌骨骨折内固定术后6周内的临床测定结果相一致^[8]。牙列中前后牙咬合力值之间0.7 0.8 1.1 1.4的比例分布更真实地模拟了体内实际咬合状况^[9]。本模型的建立对以后有关下颌骨受力分析的研究提供了前期模型制作的基础和便利,并省去大量建立模型所需的费用及时间。而且本模型建立的数据来源于多个新鲜成人下颌骨标本的准确测量结果,对以后相关研究提供了宝贵的数据资料。

本研究力学模型计算结果表明:下颌骨在行使功能负载活动时,不同区域骨折骨断端截面上的力学性能存在着很大差异。下颌角骨折时呈现出高的正性弯矩和负性剪应力特点,表明治疗该部位骨折主要以对抗断端间的牙槽嵴区张开的弯曲运动和骨折线后段骨断端倾向移位。下颌体颊孔区骨折断端截面上不仅存在较大的正负弯矩,而且存在较大的负性扭矩作用。对于该部位骨折的固定治疗不仅要有效地对抗骨折断端间的弯曲移位,还要对抗断端间的颊舌向扭转运动。正中联合区骨折在下颌牙列不同咬合点功能负载时,骨折断端间产生负弯矩,扭矩及剪应力作用不明显。因此,对于正中联合区骨折的固定治疗主要以对抗断端间产生下颌下缘分

离的弯曲运动。临床上颌骨骨折固定术后对患者咬合进行正确的指导是取得良好治疗效果的必要措施,但是目前针对下颌骨不同部位骨折断端的负载变化与牙列功能负载点之间的关系尚缺乏系统性认识。该模型分析结果不仅揭示了下颌骨骨折断端的力学特征与骨折部位间的关系,而且客观地显示了这些力学变化与功能咬合点间的关系。下颌角区骨折非骨折侧的牙列后区是影响骨折断端间稳定性的危险区,下颌体骨折临近骨折区的咬合点受力时断端间产生的弯矩、扭矩及剪应力均较大,提示该部位骨折避免应用这一区域咬合。本研究通过对下颌骨在功能负载活动时不同区域骨折断端截面上的力学性能研究,明确了下颌骨骨折钛小夹板内固定后骨折处的最大应力,这样就可以直接指导临床,使患者在功能性咀嚼运动时避开较大应力区,以减轻患者痛苦,缩短治疗时间。

[参考文献]

- [1] Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, et al. Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. . Biomechanical bases[J]. Rev Stomatol Chir Maxillofac, 1976, 77(3):569-576.
- [2] Schilli W, Luhr HG. Oral and maxillofacial traumatology[M]. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1982:308-370.
- [3] Rudderaman RH, Mullen RL. Biomechanics of the facial skeleton [J]. Clin Plast Surg, 1992, 19(1):11-29.
- [4] Rozema FR, Otten E, Bos RR, et al. Computer-aided optimization of choice and positioning of bone plates and screws used for internal fixation of mandibular fractures[J]. Int J Oral Maxillofac Surg, 1992, 21(6):373-377.
- [5] 张 益, 张陈平. 颌骨外科与AO内固定新进展——AO内固定理论和系统[J]. 口腔颌面外科杂志, 1999, 19(4):329-331. ZHANG Yi, ZHANG Chen-ping. New advances in maxillofacial surgery and AO—the theory and technology of AO[J]. Chin J Oral Maxillofac Surg, 1999, 19(4):329-331.
- [6] Barbenal JC. The mechanics of the temporomandibular joint—a theoretical and eletromyographical study[J]. J Oral Rehabil, 1974, 1(1):19-27.
- [7] 皮 昕. 口腔解剖生理学[M]. 4版. 北京:人民卫生出版社, 1999:186. Pi Xin. Dental anatomy and oral physiology[M]. 4th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 1999:186.
- [8] Tate GS, Ellis E 3rd, Throckmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: Implications for fixation recommendations[J]. J Oral Maxillofac Surg, 1994, 52(7):734-736.
- [9] Pruim GJ, de Jongh HJ, ten Bosch JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels [J]. J Biomech, 1980, 13(9):755-763.

(本文编辑 王 晴)