

[文章编号] 1000-1182(2009)02-0143-04

下颌骨缺损腓骨重建的三维有限元应力分析

季彤¹ 铁英² 王冬梅² 张陈平¹

(1.上海交通大学医学院附属第九人民医院 口腔颌面外科, 上海 200011;

2.上海交通大学机械学院 生物制造与生命质量工程研究所, 上海 200240)

[摘要] 目的 建立下颌骨缺损腓骨重建有限元模型,对模型进行定量的三维有限元应力分析,为临床下颌骨修复重建提供理论依据和指导。方法 通过螺旋CT扫描、CAD/CAM软件,建立下颌骨缺损腓骨重建有限元模型,模拟3种下颌骨缺损类型,对模型进行定量的三维有限元应力分析,了解下颌骨重建后应力分布特征。结果 建立了3种与临床相似的下颌骨部分切除腓骨重建的三维有限元模型。各腓骨重建模型的应力分布与正常模型有明显差别,最大应力出现在腓骨和下颌骨交界处。腓骨重建模型各兴趣区Von Mises应力和最大主应力与正常下颌骨模型相比,除健侧(左侧)髁突区外多数兴趣区均有显著差异。结论 应用CT扫描、计算机建模和有限元分析软件,可以建立模拟腓骨重建下颌骨缺损的三维有限元模型。下颌骨缺损腓骨重建后,下颌骨的应力出现显著改变,而这一改变在手术侧的髁突和髁颈表现最为明显。

[关键词] 下颌骨; 腓骨重建; 三维有限元

[中图分类号] R782.2 **[文献标识码]** A

Three-dimensional finite element analysis of the mandible reconstruction with fibula Ji Tong¹, TIE Ying², WANG Dong-mei², ZHANG Chen-ping¹. (1. Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery, The Ninth People's Hospital, School of Medicine, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200011, China; 2. Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

[Abstract] **Objective** To construct a three-dimensional finite element model of reconstructed mandible and analyze the stress distributions of the model. **Methods** CT scan and CAD/CAM software was used to develop the three-dimensional finite element model of reconstructed mandible and stress analysis was performed with ANSYS 7.0 software. **Results** The three-dimensional finite element models of normal mandible and reconstructed mandible were constructed. The stress analysis discovered an unbalanced stress distribution in the mandible. **Conclusion** Reconstructing mandible with fibular flap not only damages its structure, but also induced the badness of its biomechanical environment, in which condyle was the most sensitive region during the stresses in the mandible were changed.

[Key words] mandible; fibula reconstruction; three-dimensional finite element

下颌骨承担着咀嚼功能,受到了来自咀嚼肌等多方面的力负荷,因此下颌骨的力学特性一直受到关注。人们一直努力探讨建立机械力学、光弹应力、数学力学模型等多种生物力学模型^[1-3]以确切模拟、反映下颌骨受力状况。目前广泛应用的有限元分析法为下颌骨生物力学研究开辟了广阔的空间。

血管化的腓骨肌(皮)瓣移植是下颌骨重建的主要方法,其临床应用已有很多报道^[4-5],但对重建术

后的下颌骨应力分布特点研究尚不充分。本研究通过螺旋CT扫描、CAD/CAM软件,模拟常见下颌骨缺损类型,建立下颌骨缺损腓骨重建的三维有限元分析模型(three-dimensional finite element analysis, FEA),对模型进行定量的三维有限元应力分析;了解腓骨重建下颌骨后下颌骨及移植骨应力分布特征,为临床下颌骨修复重建提供力学参考。

1 材料和方法

1.1 下颌骨重建三维有限元模型的建立

1.1.1 建摸素材 选择牙列完整,咬合关系正常,无咬合障碍,后牙咬合关系为中性,无任何颞下颌关节症状和体征的健康成年女性志愿者1例。采用

[收稿日期] 2008-07-20; [修回日期] 2008-11-03

[基金项目] 上海市重点学科(优势学科)建设资助项目(Y0203);上海市科学技术委员会资助项目(08DZ2271100)

[作者简介] 季彤(1969-),男,上海人,副教授,博士

[通讯作者] 张陈平, Tel: 021-63138341-5157

美国GE螺旋CT对下颌骨及腓骨螺旋CT扫描，参数：层厚/层距为1.25 mm/1.25 mm，螺距为3，无间隙容积扫描。志愿者体位：仰卧位，头部用头架固定，扫描平面平行于眶耳平面，范围为从髁突至颏下点；小腿取左小腿，从膝关节至踝关节。

1.1.2 建立腓骨重建下颌骨三维有限元模型 将下颌骨及腓骨CT图像数据以DICOM文件格式通过CAD/CAM软件读取，进行连接，完成正常人下颌骨及腓骨造型。参考Urken等^[9]报道的分类标准，对下颌骨缺损进行分类，将下颌骨分为对称的4个区域：髁突、下颌支、下颌骨体部、半侧颈部，分别以C、R、B、S表示。通过它们的组合代表各种下颌骨缺损情况(图1)。在电脑中将正常人下颌骨模型参照前述的下颌骨缺损分类进行模块化处理。参考临床实际，选择较有代表性的3种下颌骨缺损情况：右侧体部缺损(简称B型)；右侧体部及整个颈部缺损(简称BSS型)；保留髁突和升支后缘的右半侧缺损(简称RBS型)作为研究对象。在电脑中按照手术操作要求，保留腓骨下端8 cm，取腓骨中段。针对不同缺损类型，模拟临床手术方式，以腓骨分段后重建缺损，建立正常下颌骨和3种缺损类型腓骨重建的三维有限元模型。导入ANASYS 7.0有限元分析软件，以手工和自动方式对模型进行网格划分。

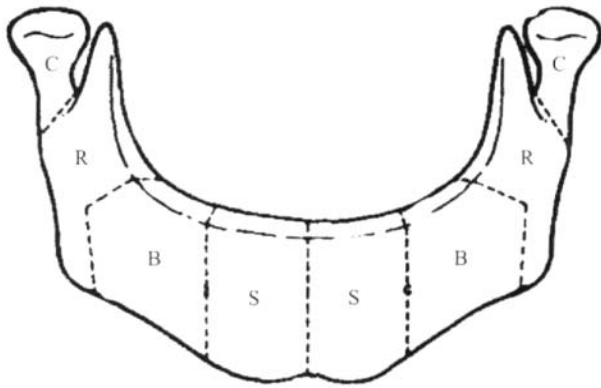


图 1 下颌骨缺损分类
Fig 1 Classification of mandible defect

1.2 加载

加载方式：在余留左侧后牙区加载。采用2种加载方式：1)模拟正常咬合对后牙区垂直加载。2)模拟侧方咬合对后牙区45°加载。

加载力的选取：采用不同牙位50%的正常殆力加载。在第一前磨牙和第二前磨牙分别为120 N和150 N，第一磨牙和第二磨牙分别为200 N和175 N。单侧后牙45°斜向加载时，取垂直加载力大小的70%。

1.3 边界条件

对咬肌、翼内肌、颞肌和翼外肌附着处单元进行约束。所采用的材料力学性质均引自有关文献^[6]，材料性质均假定为各向同性、均质和线弹性。

1.4 观测分析指标

分别观察3种下颌骨缺损重建模型，在2种加载方式下的应力分布特点。

兴趣区设定，定量测定左、右下颌骨各5个部位，分别为髁突、髁颈、下颌角、第二磨牙对应体部(以下简称磨牙区)、颏孔对应的下颌体部(以下简称颏孔区)以及正中颈部，共11个兴趣区垂直加载下的Von Mises应力和最大主应力。

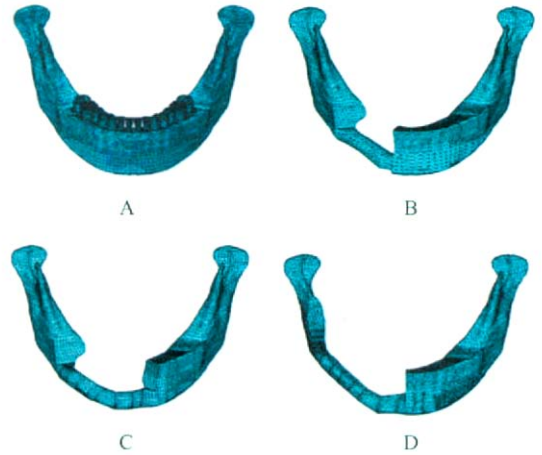
1.5 统计学处理

采用SPSS 10.0统计软件对结果进行方差分析， $P<0.05$ 为统计学差异。

2 结果

2.1 建立了正常下颌骨和3种下颌骨缺损腓骨重建的三维有限元模型

本研究成功的建立了正常下颌骨和3种下颌骨缺损腓骨重建的三维有限元模型。其中正常下颌骨模型节点数为73 335，单元数为431 899；B型缺损重建模型节点数为63 537个，单元数为390 410；BSS型模型节点数为51 400个，单元数为267 379；RBS型模型节点数为53 476个，单元数为274 584(图2)。



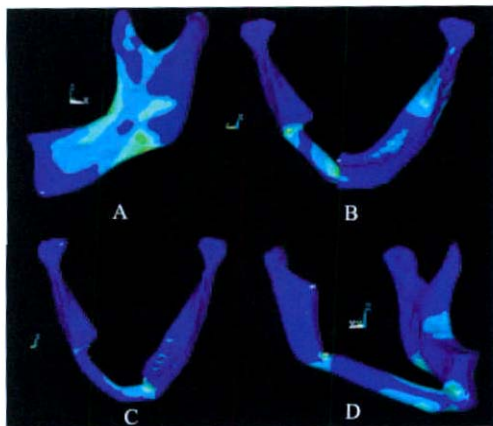
A: 正常下颌骨; B: B型腓骨重建模型; C: BSS型腓骨重建模型; D: RBS型腓骨重建模型

图 2 三维有限元模型

Fig 2 The three-dimensional finite element model reconstruction

2.2 加载后下颌骨及腓骨的应力分布

2.2.1 模拟垂直加载下应力分布 正常下颌骨在升支前缘、下颌角和下颌下缘应力较集中，最大应力出现在左侧下颌角，为23.35 N。腓骨重建模型的应力分布则有很大差别，应力在腓骨和下颌骨交界处集中，B型和RBS型模型最大应力出现在腓骨与右下颌升支交界部位；BSS型模型出现在腓骨和左侧下颌骨体部的交界处，即左侧颏孔附近。最大应力分别为69.35 N(B型)、67.79 N(BSS型)和131.21 N(RBS型)(图3)。



A: 正常下颌骨; B: B型腓骨重建模型; C: BSS型腓骨重建模型; D: RBS型腓骨重建模型

图3 垂直加载下下颌骨三维有限元模型应力分布

Fig 3 Stress distribution under vertical loading of the three-dimensional finite element model

2.2.2 模拟侧方咬合的45°加载下应力分布 3种腓骨重建模型的最大应力区位置没有改变, B型和RBS型缺损在腓骨与右下颌升支交界部位; BSS型出现在腓骨和左侧下颌骨体部的交界处。但最大应力值在B型(29.63 N)和RBS型(47.71 N)出现下降; BSS型的最大应力则上升到70.59 N。

2.3 垂直加载下的最大主应力

各兴趣区垂直加载下的最大主应力显示, 重建模型右侧的最大主应力分布与正常下颌骨有较大差异, 腓骨重建区最大主应力明显升高; 左侧除BSS模型在腓骨下颌骨连接的颞孔区应力明显升高外, 其余各区最大主应力分布与正常下颌骨相近(图4)。

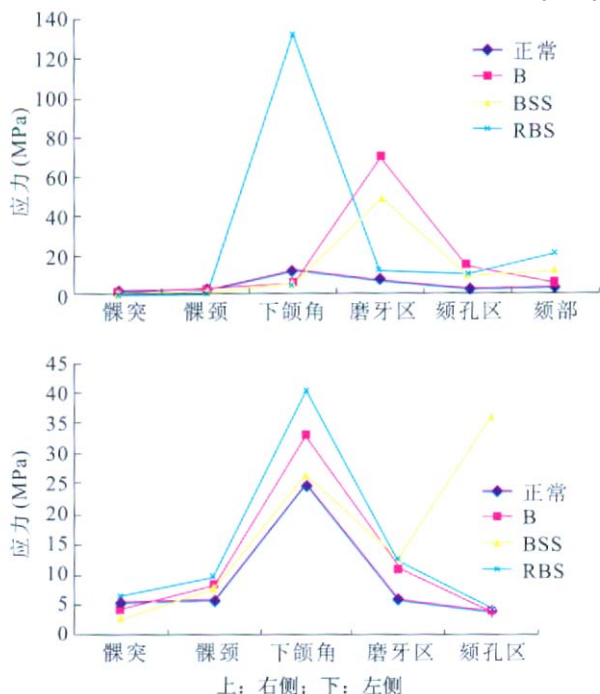


图4 正常与重建下颌骨三维有限元模型最大主应力分布

Fig 4 Principle stress distribution of three-dimensional finite element model of normal mandible and fibular reconstruction

2.4 垂直加载下Von Mises应力

垂直加载下腓骨重建模型的各兴趣区Von Mises应力显示, 与正常下颌骨模型相比, 除左侧髁突区外其余多数兴趣区受力均有变化($P < 0.05$)。各缺损模型右侧(手术侧)髁突和髁颈应力明显小于左侧(健侧), 两侧相差近10倍, BSS型和RBS型应力明显小于B型($P < 0.05$)(表1、2)。

表1 右侧各兴趣区垂直加载下Von Mises应力(MPa)

Tab 1 Von Mises stress in right mandible interesting region(MPa)

模型兴趣区	Von Mises应力			
	正常	B	BSS	RBS
髁突	0.740 030 3	0.162 645 9*	0.130 463 3*	0.012 210 5*
髁颈	0.943 552 5	0.409 233 0*	0.251 196 5*	0.035 951 4*
下颌角	2.148 323 7	1.159 324 0*	0.973 855 3*	5.293 026 4*
磨牙区	4.641 756 2	11.774 814 0*	13.537 882 0*	8.444 499 0*
颞孔区	1.761 510 0	3.198 381 5*	4.300 908 7*	3.811 072 2*
颞部	1.726 540 2	2.474 851 4	5.810 725 7*	5.382 795 5*

注: *与正常下颌骨应力比较, $P < 0.05$

表2 左侧各兴趣区垂直加载下Von Mises应力(MPa)

Tab 2 Von Mises stress in left mandible interesting region(MPa)

模型兴趣区	Von Mises应力			
	正常	B	BSS	RBS
髁突	1.634 336 8	1.629 678 6	1.184 740 4	1.247 965 4
髁颈	1.997 499 1	3.554 306 1*	2.777 489 5*	4.018 223 6*
下颌角	4.234 166 6	6.990 001 2*	5.731 520 4*	7.140 992 3*
磨牙区	3.577 263 4	6.069 813 8*	7.804 776 7*	7.780 561 2*
颞孔区	1.965 255 5	2.204 857 3	9.021 118 0*	2.677 882 7

注: *与正常下颌骨应力比较, $P < 0.05$

3 讨论

随着下颌骨生物力学研究的深入, 人们逐渐认识到: 骨缺损和骨折不应简单地视为解剖结构的破坏, 而应看作骨承载主应力轨迹的中断。从生物力学角度, 下颌骨重建的最直接目的是恢复中断的承载主应力轨迹。有限元法是一种从工程结构分析发展来的数值方法。在有限元研究中, 模型与实物的几何相似性是获得真实和可靠结果的重要条件。CT三维影像重建技术的应用为精确重建有限元模型并获得准确的生物力学研究结果提供了可能。

对于正常下颌骨应力分布, 以往学者主要通过光弹法和有限元法进行研究。Ralph等^[7]通过光弹法研究结果显示, 正常下颌骨应力线沿其体部下缘走行至髁突; 也有学者^[8]用有限元法发现冠突、下颌

角和髁突颈部是应力集中区。对于下颌骨手术后的应力分布研究主要集中在种植、创伤和正颌手术等的影响,对下颌骨腭骨重建后的应力分布进行定量研究,目前较少。由于腭骨重建的特殊性,很难通过动物实验模拟。本研究采用螺旋CT作为下颌骨和腭骨的数据来源,较其他建模方式,所得模型几何形态接近真实结构形态,较为准确地反映了腭骨重建后下颌骨的生物力学特性,为获得精确地生物力学分析提供了基础,能够进行目前在活体和动物实验中无法完成的研究。

研究表明^[4,9],临床病例中累及体部的下颌骨缺损最为常见,多数腭骨修复患者未行种植牙修复。因此本研究以B型、BSS型和RBS型缺损作为研究对象,加力方式模拟了未行义齿修复的腭骨重建患者的咀嚼情况,与临床实际有很大相似性。本研究显示正常下颌骨在单侧后牙区加载的情况下,应力分布与以往的研究报道^[8]近似,应力集中区在冠突、升支前缘和下颌角等部位,最大应力为23.35 N。腭骨重建后下颌骨在加载时,出现明显应力集中。位置均表现在下颌骨和腭骨的连接部位;B型和RBS型模型最大主应力出现在腭骨与右下颌升支交界部位;BSS型模型出现在腭骨和左侧下颌骨体部的交界处,即左侧颞孔附近。各重建模型最大主应力都明显大于正常下颌骨。这说明腭骨重建下颌骨后,原有的下颌骨应力轨迹并没有得到恢复,使下颌骨的应力分布不均匀。在斜向45°受力时,不同的缺损类型的变化不同。最大主应力在B型和RBS型模型分别下降到29.63 N和47.71 N,而BSS型的最大主应力上升至70.59 N,说明缺损的范围也是影响应力分布的重要因素,跨中线缺损对侧方受力更为敏感。

各兴趣区的Von Mises应力显示,腭骨重建后下颌骨加载侧和腭骨修复部分应力和正常下颌骨相比有显著变化。腭骨重建模型手术侧下颌升支应力明显小于健侧,说明腭骨重建使下颌骨两侧受力发生明显改变。笔者认为这是由于腭骨主要由皮质骨构成,弹性模量高于正常下颌骨,较多承担了应力,因而使其远端(主要是下颌升支)的下颌骨出现应力中断,应力明显减小。

各腭骨重建模型健侧升支应力分布与正常下颌骨模型相近,说明下颌骨的结构完整性在下颌骨应力分布中起主要作用。下颌骨缺损腭骨重建后尽管恢复了下颌骨的连续性,但由于腭骨结构以密质骨为主,且垂直高度上只有15 mm,与下颌骨固有的力学结构相差很大,导致应力分布出现显著变化。

本研究的结果表明,在下颌骨缺损腭骨重建后,下颌骨的应力出现异常改变,而这一改变在手

术侧的髁突和髁颈表现更为明显。本研究结果与胡凯等^[10]对髁突骨折的有限元研究结论完全不同,手术侧显著小于正常。有研究^[11]认为髁突正常生长发育以及病理改变与所受负荷有关,负荷过大或过小都将产生不利影响。腭骨重建后颞下颌关节长期不对称负荷的影响,是否有可能导致患者的颞下颌关节病理性改变,尚待进一步研究。

【参考文献】

- [1] Smith DM, McLachlan KR, McCall WD Jr. A numerical model of temporomandibular joint loading[J]. J Dent Res, 1986, 65(8): 1046-1052.
- [2] Ferrario VF, Sforza C. Biomechanical model of the human mandible in unilateral clench: Distribution of temporomandibular joint reaction forces between working and balancing sides[J]. J Prosthet Dent, 1994, 72(2): 169-176.
- [3] van Loon JP, Otten E, Falkenström CH, et al. Loading of a unilateral temporomandibular joint prosthesis: A three-dimensional mathematical study[J]. J Dent Res, 1998, 77(11): 1939-1947.
- [4] Cordeiro PG, Disa JJ, Hidalgo DA, et al. Reconstruction of the mandible with osseous free flaps: A 10-year experience with 150 consecutive patients[J]. Plast Reconstr Surg, 1999, 104(5): 1314-1320.
- [5] Urken ML, Buchbinder D, Weinberg H, et al. Functional evaluation following microvascular oromandibular reconstruction of the oral cancer patient: A comparative study of reconstructed and nonreconstructed patients[J]. Laryngoscope, 1991, 101(9): 935-950.
- [6] Meijer HJ, Starman FJ, Steen WH, et al. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional, finite-element study[J]. J Oral Rehabil, 1996, 23(11): 757-763.
- [7] Ralph JP, Caputo AA. Analysis of stress patterns in the human mandible[J]. J Dent Res, 1975, 54(4): 814-821.
- [8] Vollmer D, Meyer U, Joos U, et al. Experiment and finite element study of a human mandible[J]. J Craniomaxillofac Surg, 2000, 28(2): 91-96.
- [9] 季彤, 张陈平. 541例下颌骨节段性缺损的临床回顾性研究[J]. 中华口腔医学杂志, 2006, 41(12): 705-708.
JI Tong, ZHANG Chen-ping. A retrospective study of 541 cases with segmental resection of mandible[J]. Chin J Stomatol, 2006, 41(12): 705-708.
- [10] 胡凯, 周继林, 刘洪臣, 等. 单侧髁突骨折对下颌骨应力分布的影响[J]. 中华口腔医学杂志, 1999, 34(6): 337-339.
HU Kai, ZHOU Ji-lin, LIU Hong-chen, et al. Effect of unilateral condylar fracture on stress distribution in the mandible[J]. Chin J Stomatol, 1999, 34(6): 337-339.
- [11] Copray JC, Jansen HW, Duterloo HS. An *in vitro* system for studying the effect of variable compressive forces on the mandibular condylar cartilage of the rat[J]. Arch Oral Biol, 1985, 30(4): 305-311.

(本文编辑 汤亚玲)