

下颌骨缺损钛重建板修复的生物力学分析*

刘峰¹, 黄迪炎², 马杰³, 赵伟霞⁴

Biomechanical analysis of human mandible reconstructed with titanium-plate

Liu Feng¹, Huang Di-yan², Ma Jie³, Zhao Wei-xia⁴

¹Liaoning Medical University, Jinzhou 121001, Liaoning Province, China; ²Department of Oral and Maxillofacial Surgery, General Hospital of Jinan Military Area Command of Chinese PLA, Jinan 250031, Shandong Province, China; ³Shandong Provincial Communications Planning and Design Institute, Jinan 250032, Shandong Province, China; ⁴First Department of Internal Medicine, Shanghe People's Hospital, Jinan 251600, Shandong Province, China

Liu Feng★, Studying for master's degree, Liaoning Medical University, Jinzhou 121001, Liaoning Province, China liufeng1983919@163.com

Correspondence to: Huang Di-yan, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, General Hospital of Jinan Military Area Command of Chinese PLA, Jinan 250031, Shandong Province, China diyuan_huang@163.com

Received: 2010-04-21
Accepted: 2010-05-22

Abstract

BACKGROUND: Mandibular reconstruction plate is the most commonly used metals. Titanium plate titanium screw fracture and loosening leads to surgical failure. Studies show that the causes for titanium plate titanium screw fracture and loosening include overload, occlusal force, plate length, number of titanium screw, and mechanical injury.

OBJECTIVE: To establish normal mandible and mandibular defect reconstruction plate finite element model, and analyze its biomechanics.

METHODS: Based on the original CT scan image data of 1 male volunteer with normal occlusion relationship, using high-performance computer and reverse engineering software Mimics, normal mandible and mandibular reconstruction plate three-dimensional model and three-dimensional finite element model were established to simulate the vertical and oblique teeth together state, normal plate reconstruction of the mandible and the mandibular stress distribution.

RESULTS AND CONCLUSION: Three-dimensional finite element model was obtained. The normal mandible comprised of 80 044 nodes and 431 899 modules; mandibular defects (SS type) titanium mandibular reconstruction was composed of 68 400 nodes and 247 379 units. Under normal mandibular teeth in the combined posterior vertical large area, the von Mises stress was distributed in the mandibular ramus front 20.15 MPa, mandibular angle and condylar neck 19.45 MPa 15.35 MPa. von Mises stress of titanium plate mandibular reconstruction model under vertical teeth together was ascending branch of the maximum front 19.34 MPa, condylar neck 10.21 Mpa, mandibular angle 18.56 Mpa, titanium central 24.58 MPa, screws 18.35 MPa. Simulated oblique 45° teeth together under the maximum von Mises stress distribution, the reconstruction of mandibular titanium condylar neck and ramus on the right front was 19.34 MPa, right condyle neck 10.21 Mpa, mandibular angle 18.56 MPa, titanium 24.58 MPa titanium nail 18.35 MPa. Stress of reconstruction of mandibular stress distribution plate is focused on the titanium plate, titanium screw, which is distributed unevenly compared with the normal stresses, thereby affecting stability of titanium plate reconstruction of mandibular defects.

Liu F, Huang DY, Ma J, Zhao WX. Biomechanical analysis of human mandible reconstructed with titanium-plate. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(35): 6504-6507. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景: 钛重建板是重建下颌骨最常用金属材料, 术后钛重建板断裂和钛钉松动最终导致手术的失败。研究分析, 钛重建板断裂的钛钉松动的原因很多, 包括钛钉的完全承载, 余留牙的咬合力过大, 钛重建板长度过长, 钛钉数量过少, 手术中预弯机械损伤等。

目的: 首次建立正常下颌骨和下颌骨缺损钛重建板重建的三维有限元模型, 并对其生物进行力学分析。

方法: 选择一名咬颌关系正常的成年男性为志愿者, 对其下颌骨进行多层螺旋 CT 扫描, 获得原始数据。基于 CT 扫描图像原始数据, 利用高性能电子计算机及逆向工程软件 Mimics 建立正常下颌骨及钛重建板重建下颌骨三维模型及三维有限元模型, 模拟垂直和斜向咬颌状态下, 正常下颌骨及钛重建板重建下颌骨应力分布情况。

结果与结论: ①获得了三维有限元模型: 正常下颌骨由 80 044 个节点, 431 899 个单元组成; 下颌骨缺损(SS 型)钛重建板重建下颌骨由 68 400 个节点和 247 379 个单元组成。②正常下颌骨在后牙垂直咬颌下 von Mises 应力较大区域分布在下颌升支前缘 20.15 MPa、下颌角 19.45 MPa 和髁颈部 15.35 MPa。钛重建板重建下颌骨模型的应力分布, 垂直咬颌状态下, 升支前缘 von Mises 应力最大值 19.34 MPa, 髁颈部 10.21 MPa, 下颌角 18.56 MPa, 钛重建板中部 24.58 MPa, 钛钉 18.35 MPa。模拟斜向 45°咬颌状态下 von Mises 应力分布最大值, 钛重建板重建下颌骨右侧髁颈部升支前缘 19.34 MPa, 右侧髁颈部 10.21 MPa, 下颌角 18.56 MPa, 钛重建板 24.58 MPa, 钛钉 18.35 MPa。结果说明钛重建板重建下颌骨应力分布, 明显集中于钛重建板, 钛钉, 与正常对比应力分布不均匀, 因此影响下颌骨缺损钛重建板重建的牢固性。

关键词: 下颌骨缺损; 钛重建板; 有限元分析; 医学植入物; 生物力学分析

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.35.011

刘峰, 黄迪炎, 马杰, 赵伟霞. 下颌骨缺损钛重建板修复的生物力学分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(35):6504-6507. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

0 引言

下颌骨位于面下部, 呈弓形, 是面部惟一能活动的骨骼, 它具有呼吸、咀嚼、吞咽、语言、表情等重要功能, 一旦因肿瘤、外伤及感染造成缺损^[1-4], 则直接影响到颌面部形态和功

能, 因此对下颌骨缺损整复治疗一直备受关注, 其生物力学研究日益受到重视。内固定技术被广泛用于各种颌骨重建中, 但是术后钛重建板断裂和钛钉松动最终导致手术的失败。许多学者研究分析, 钛重建板断裂的钛钉松动的原因很多: 钛钉的完全承载, 余留牙的咬合力过大, 钛重建板长度过长, 钛钉数量过少, 手术中预

弯机械损伤。曾有学者应用光弹性模型模拟下颌骨缺损钛重建板固定, 分析内固定失败原因可能是力矩和剪力使螺钉周围骨质产生应力集中^[5]。目前尚没有利用有限元研究钛重建板重建下颌骨生物力学分析, 本实验拟从三维有限元建模对钛重建板重建下颌骨缺损进行力学分析, 为临床提供理论依据。

1 材料和方法

材料:

实验标本: 选择一名牙列完整, 咬殆关系正常, 无咬殆障碍, 后牙为中性殆, 无任何颞下颌关节症状和体征的健康成年男性志愿者作为测试对象。

软件环境: Windows XP; Mimics10.01; MSC Pantran; Photoshop6.0软件。

硬件环境: 高性能电子计算机: 英特尔奔腾双核处理器2.8G CPU, 2G内存, WindowsXP系统; 德国SIEMENS公司Sensation16层螺旋CT: 电压120.00 kV, 电流为44.25 mA, 分辨率为512×512, 扫描最薄层厚0.75 mm。

实验方法: 测试对象取仰卧息止颌口位, 以利于下颌骨图像后期区分处理, 眶耳平面与水平面垂直, 头部固定。扫描条件: 选择骨组织窗扫描, 层厚0.75 mm, 床进速度1 mm/s。扫描时, 扫描方向为近远中方向, 扫描标志线与下颌平面平行, 由颈部到髁状突连续扫描, 共扫描101层, 直接以Dicom 3.0医学数字图像通讯标准以光盘形式存储。

三维形态模型重建: 在Photoshop6.0软件中, 将Dicom 3.0扫描图像对比度适当提高, 使下颌骨组织与周围组织之间的灰度对比更明显。扫描造成的部分伪影和噪点在Photohshop6.0中行去噪处理。将最终获得的断层影像导入比利时Materialise公司医学影像三维重建软件Mimics中。通过编辑图像建立下颌骨三维模型和下颌骨缺损钛重建板重建模型。下颌骨缺损钛重建板重建模型是切除下颌骨4-4段骨质, 缺损范围为长3 cm, 用CAD软件制作钛重建板钛钉将其赋予下颌骨缺损部位, 每侧以3个钛钉固定。

体网格划分: 在Mimics软件中将3D模型表面网格重新划分, 并且对模型表面进行平滑处理, 将所得数据导入MSC.Patran软件, MSC.Patran可以在封闭的曲面风格上自动生成四面体, 完成了下颌骨及钛重建板重建下颌骨三维实体网格划分工作, 生成下颌骨及钛重

建板重建下颌骨三维有限元模型。将在MSC.Patran中已划分好的三维网格输出, 生成.out格式文件, 再次导入Mimics软件, 于material功能下赋予材料属性。体网格数据载入Mimics后, 利用FEA下的material功能, 赋予模型材料属性。

赋予材料属性: 在一个XML文件中为灰度值分配相应的密度值, 然后在FEA模块中输入这个XML文件, 按照XML文件的定义对每一个体网格分配材料, 再对每一种材料定义弹性模量(E)及泊松比(ν)。参照文献作者采用颌骨密度与灰度值的经验公式为^[6]:

$$\text{density (kg/m}^3\text{)}=1.9\times 10^{-3} \text{Hu}+0.105 \quad (1)$$

$$\text{density (kg/m}^3\text{)}=7.69\times 10^{-4} \text{Hu}+1.028 \quad (2)$$

当 $\text{Hu} \leq 816$ 时利用公式(1); 当 $\text{Hu} > 816$ 时利用公式(2)

最后单元的弹性模量根据下式计算

$$E(\text{GPa})=2875\times \text{density}^3(\text{kg/m}^3) \quad (3)$$

泊松比均设定为0.30^[7]。见表1。

表1 自定义的10种材料属性
Table 1 Custom properties of 10 kinds of material

Assumed material	Gray area (Hu)	Density (kg/m ³)	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio
Materia 1	0-401.1	0.491 9	342.33	0.3
Materia 2	401.1-802.2	1.266 1	5 836.19	0.3
Materia 3	802.2-1 003.3	1.799	16 743.44	0.3
Materia 4	1 003.3-1 604.4	2.107	26 914.00	0.3
Materia 5	1 604.4-2 005.5	2.416	40 547.72	0.3
Materia 6	2 005.5-2 406.6	2.724	58 140.04	0.3
Materia 7	2 406.6-2 807.7	3.032	80 206.81	0.3
Materia 8	2 807.7-3 208.8	3.341 3	107 251.02	0.3
Materia 9	3 208.8-3 609.9	3.649	139 778.86	0.3
Materia 10	3 609.9-4 011	3.958	178 296.53	0.3

最后生成具有材料属性的下颌骨及钛重建板重建下颌骨三维模型。本实验所涉及的生物材料材料力学特性为均质、连续和各向同性, 各单元有足够的稳定性。

有限元分析: 将Mimics中已赋予材料属性的三维模型输出至MSC Pantran进行有限元分析。

边界条件: 双侧下颌骨髁状突作为铰链约束, 咀嚼肌、翼内肌、颞肌、翼外肌附着处单元进行约束, 模拟后牙正中咬合和侧方咬合情况下颌骨应力分布情况。

工况: ①垂直加载: 在余留双侧磨牙区加载, 采用不同牙位50%的正常颌力加载, 在下

¹ 辽宁医学院, 辽宁省锦州市121001; ² 解放军济南军区总医院口腔颌面外科, 山东省济南市250031; ³ 山东省交通规划设计院, 山东省济南市250032; ⁴ 商河县人民医院内一科, 山东省济南市251600

刘峰★, 男, 1985年生, 山东省东平县人, 汉族, 辽宁医学院在读硕士, 主要从事口腔颌面外科研究。
liufeng1983919@163.com

通讯作者: 黄迪炎, 解放军济南军区总医院口腔颌面外科, 山东省济南市250031
diyan_huang@163.com

中图分类号:R318
文献标识码:B
文章编号:1673-8225(2010)35-06504-04

收稿日期: 2010-04-21
修回日期: 2010-05-22
(20100421008/GW-A)

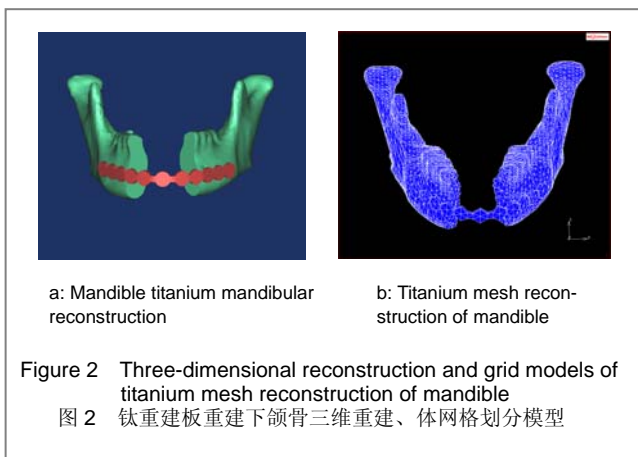
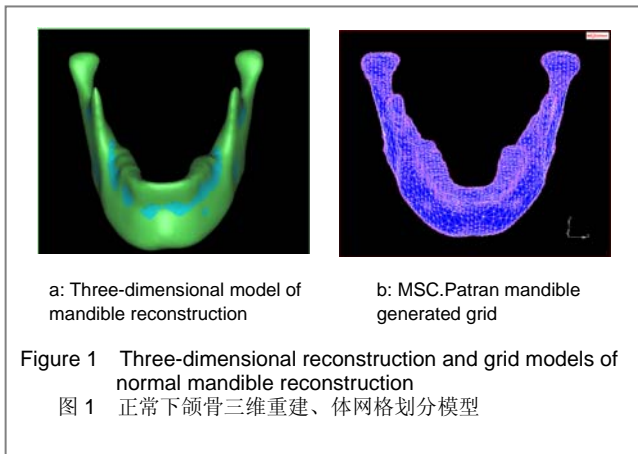
颌骨双侧第一二磨牙颊侧功能尖分别加载200 N和175 N。②斜向加载：右侧第一二磨牙颊侧功能尖45°斜向下加载时，取垂直力70%，分别为140 N和130 N。

观察分析指标：分析正常下颌骨模型及钛重建板重建下颌骨在2种加载方式的应力下的应力分布特点。

兴趣区设定：定量左右下颌部位，分别是升支前缘、下颌角、髁颈、颞部、钛重建板、钛钉加载下的Von Mises应力分布和最大值。

2 结果

2.1 建立三维有限元模型情况 获得三维有限元模型，正常下颌骨由80 044个节点，431 899个单元组成；下颌骨缺损(SS型)钛重建板重建下颌骨由68 400个节点和247 379个单元组成。见图1，2。



2.2 有限元分析

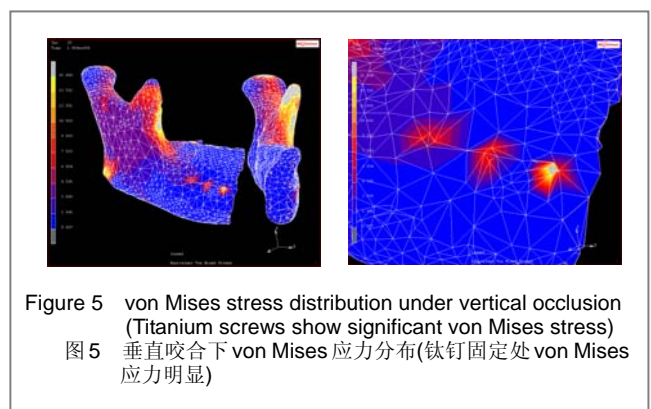
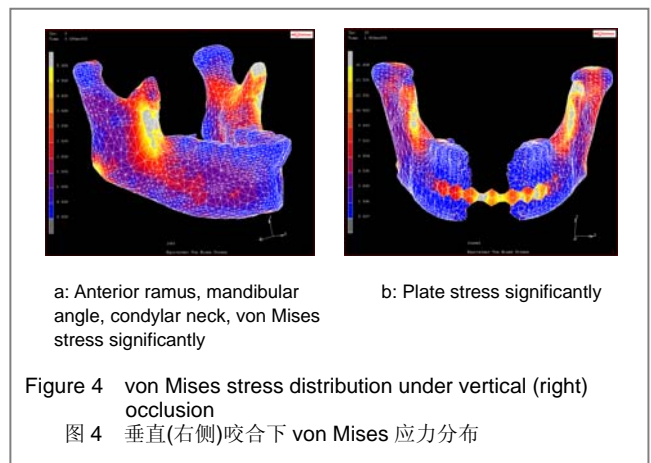
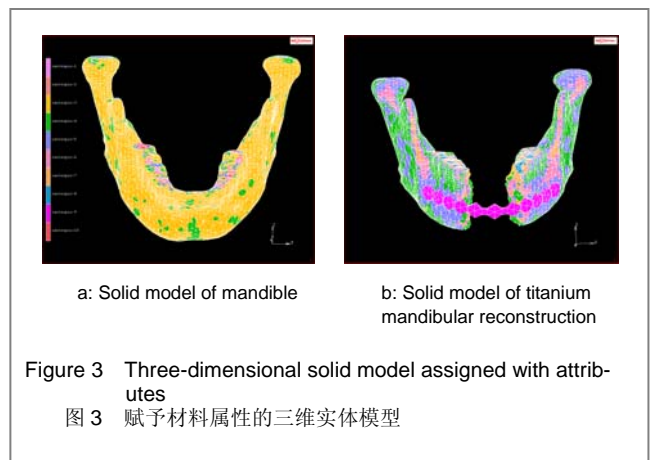
正常下颌骨垂直加载：正常下颌骨在后牙垂直咬合下 von Mises应力较大区域分布在下颌升支前缘20.15 MPa，下颌角19.45 MPa，髁颈部15.35 MPa，颞部1 MPa，颞孔区0.5 MPa。

钛重建板重建下颌骨模型应力分布：

垂直加载下：钛重建板重建下颌骨模型的应力分布，von Mises应力较大区域集中于双侧升支前缘、髁颈部、

下颌角、钛重建板。其中最大值升支前缘19.34 MPa，下颌角18.56 MPa，髁颈部10.21 MPa，钛重建板中部24.58 MPa，其中钛钉固定下颌骨处周围骨质也是应力分布明显区域，其von Mises最大值约18.35 MPa。

右侧侧方45°加载下：von Mises应力分布较大区域分布于右侧髁颈部，左侧髁颈部，左侧喙突及钛重建板区。其中右侧髁突应力明显，von Mises最大值为17.68 MPa，左侧14.67 MPa，右侧升支前缘3.62 MPa，左侧喙突13.45 MPa。下颌骨钛钉固定区周围骨质von Mises最大值为16.53 MPa，钛重建板von mises 应力主要分布于中部，最大值为15.67MPa。见图3~7。



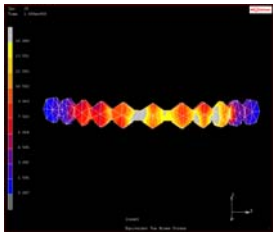


Figure 6 Stress distribution of titanium reconstruction plate under vertical occlusion
图6 垂直咬合下钛重建板应力分布

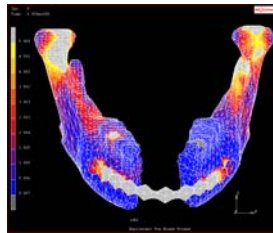


Figure 7 Stress distribution of titanium reconstruction plate under oblique occlusion
图7 斜向咬合状态下应力分布

3 讨论

3.1 下颌骨应力分布 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^[8]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;也有学者用有限元法发现冠突、下颌角和髁突颈部是应力集中区^[9]。本实验在后牙区垂直咬合状态下应力主要分布在升支前缘,下颌角,喙突,髁颈部,与以往学者研究结论相类似。

3.2 钛重建板重建下颌骨应力分布 钛重建板是修复下颌骨的材料,并随之出现并发症,其中主要是钛重建板断裂和钛钉松动,应用建立三维有限元模型来分析尚未见报道,作者进行建模应力分析,实验证明钛重建板重建下颌骨在垂直加载时,应力主要集中区域除升支前缘,髁颈部,下颌角区外,还集中在钛重建板钛钉处。钛重建板处von Mises最大值为24.58 MPa,钛钉处18.35 MPa。45°斜向咬合时钛重建板钛钉处应力较大,钛重建板von Mises应力最大值15.67 MPa,钛钉von Mises最大值为16.53 MPa。各兴趣区的von Mises应力显示,钛重建板重建后下颌骨加载侧和钛重建板修复部分应力和正常下颌骨相比有显著变化。钛重建板重建模型手术侧下颌升支应力明显小于健侧,说明钛重建板重建使下颌骨两侧受力发生明显改变。提示钛重建板断裂和钛钉松动与下颌骨应力分布有关。

3.3 钛重建板重建前后应力比较 正常下颌骨的应力

分布和钛重建板重建下颌骨应力分布,垂直加载下颌骨前部von Mises应力显示,钛重建板重建后下颌骨加载下应力与正常下颌骨相比除钛重建板钛钉兴趣区外,其他兴趣区没有显著变化。下颌骨前部钛重建板及钛钉应力明显增大,说明钛重建板使下颌骨应力分布发生变化。本实验认为是由于钛重建板弹性模量高于正常下颌骨,且体积较小,较多承担了应力,因而前部应力明显增大。钛重建板重建下颌骨升支部分与升支部分与下颌骨相近,说明钛重建板对于恢复下颌骨的完整性起到作用,钛重建板重建下颌骨后尽管恢复了下颌骨的连续性,但也与下颌骨固有的应力分布,尤其钛重建板固定部位结构相差很大。颌骨应力分布状态是观察和骨缺损重建功能的主要指标,如果重建的部位应力过分集中,有可能引起固定材料折断。因此,最理想的状态应该是重建下颌骨应力分布状况与正常下颌骨一致。与正常下颌骨相比,钛重建板应力明显增大,钛钉周围骨质和钛重建板应力较大。为此临床钛重建板重建术后出现钛钉松动,钛重建板断裂,可能与下颌骨应力分布有关。

4 参考文献

- [1] Burkey BB, Coleman JR Jr. Current concepts in oromandibular reconstruction. *Otolaryngol Clin North Am.* 1997;30(4):607-630.
- [2] Qiu WL. Beijing: Renmin Weisheng Chubanshe. 1998: 1039-1042. 邱蔚六. 口腔颌面外科理论与实践[M]. 北京: 人民卫生出版社, 1998: 1039-1042.
- [3] Deschler DG, Hayden RE. The optimum method for reconstruction of complex lateral oromandibular cutaneous defects. *J Head Neck.* 2000;22(7):674-679.
- [4] Liu BL, Li DH, Shiyong Zhongliu Zazhi. 2000;15(6):366-367. 刘宝林, 李德华. 下颌骨肿瘤切除术后的功能性重建[J]. 实用肿瘤杂志, 2000, 15(6): 366-367.
- [5] Yi Z, Jian-Guo Z, Guang-Yan Y, et al. Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28(6):445-450.
- [6] Rice JC, Cowin SC, Bowman JA. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J Biomech.* 1998;21(2):155-168.
- [7] Hong LF, Sun J, Jiao T, et al. Shanghai Kouqiang Yixue. 2006;15(4): 403-406. 洪凌斐, 孙健, 焦婷, 等. 单侧上颌骨缺损修复三维有限元模型的建立及力学分析[J]. 上海口腔医学, 2006, 15(4): 403-406.
- [8] Ralph JP, Caputo AA. Analysis of stress patterns in the human mandible. *J Dent Res.* 1975;54(4):814-821.
- [9] Vollmer D, Meyer U. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 2000;28(2):91-96.

来自本文课题的更多信息--

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

课题的创新点: 首次利用有限元对钛重建板重建下颌骨进行生物力学分析, 国内尚未有重建板研究报道。

课题评估的“金标准”: 有限元研究尚属于定性分析, 还未有精确的定量分析。

设计或课题的倚倚与不足: 因为实验时间短, 本课题为跨学科研究, 工作量较大, 尚未对各种下颌骨缺损逐个进行研究分析。

提供临床借鉴的价值: 为临床进行钛重建板修复下颌骨手术提供理论依据。