

腓骨重建及小钛板固定下颌骨体部缺损的三维有限元分析

陈 彪,屈鹏飞,刘耀强,范戌辉,刘吉伦,杨 威(河北医科大学第二医院口腔颌面外科,河北省石家庄市 050000)

文章亮点:

1 血管化的腓骨瓣是下颌骨缺损重建最常用的方法,小钛板固定是临床上常见的内固定骨瓣的方法。由于临床中无法进行腓骨重建修复下颌骨缺损的力学研究,因此建立腓骨重建修复下颌骨的三维有限元模型,并对其进行生物力学研究为下颌骨缺损修复重建的生物力学研究提供了新的思路和方法。

2 实验通过建立腓骨重建小钛板固定下颌骨体部缺损的三维有限元模型,通过加载咬合力分析腓骨重建小钛 板固定下颌骨体部缺损的生物力学特征,为临床进行下颌骨缺损重建修复提供数据支持。

关键词:

生物材料;骨生物材料;腓骨;小钛板;下颌骨体部缺损;应力;位移;重建;固定;有限元分析 主题词:

腓骨; 下颌骨; 应力, 物理; 组织工程 **基金资助**:

河北省卫生厅科研基金项目(20150256)

摘要

背景: 临床研究中进行腓骨重建修复下颌骨缺损的力学研究是不现实的, 而有限元分析法为下颌骨缺损修复 重建的生物力学研究提供了新的方法。

目的:建立腓骨重建小钛板固定下颌骨体部缺损的三维有限元模型,对其进行生物力学分析。

方法:建立下颌骨体部缺损腓骨重建三维模型及内固定模型,在前牙、健侧第一磨牙、健侧第二磨牙加载 100 N 咬合力,观察下颌骨模型重建前后的最大应力值和最大位移值情况,前牙加载和后牙加载下重建模型 钛板、钛钉孔周围骨质的应力情况,前牙加载和后牙加载下腓骨前后端的最大位移值情况。

结果与结论:正常下颌骨的最大应力集中在髁突颈部。在重建模型中,最大应力集中在健侧髁突颈部,加载 相同咬合力的情况下重建下颌骨的最大应力值均大于正常下颌骨的最大应力值,前牙加载最大应力值大于后 牙加载。在每块钛板内侧的两钉孔之间应力值最大,下颌角部位的应力比较集中,加载侧近下颌骨缺损处前 上方的第一颗钛钉为下颌骨残端钛钉的最大应力集中部位,近腓骨中段后下方钛钉为腓骨端钛钉的最大应力 集中部位。下颌骨残端近缺损处以及腓骨中段上板处的钉孔周围皮质骨为最大应力集中部位,前牙加载时的 最大应力大于后牙加载时的最大应力。腓骨在 X 轴上从上缘到下缘的位移值不断减少,在 Y 轴上从前下方及 后端至中份的位移值逐渐减少,在 Z 轴上从前端到后端的位移值逐渐减少。腓骨前端的最大位移值在 Z 轴方 向,后端的最大位移值在 Y 轴方向上,前牙加载时的最大位移值均较后牙加载时的最大位移值大。说明下颌 角后上方钛板最易折断,应对其进行加固处理;钛钉尖端和颈部应力比较大,应选择双皮质钛钉;腓骨端和 下颌骨残端钛钉和钛板的应力比较大,应重视其稳定性和固位性;前牙咬合时的应力大于后牙咬合时的应力, 修复后应避免前牙咬合。

陈彪,屈鹏飞,刘耀强,范戌辉,刘吉伦,杨威. 腓骨重建及小钛板固定下颌骨体部缺损的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究,2015,19(47):7550-7555.

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2015.47.002

Fibula reconstruction and small titanium plate fixation for repair of mandibular body defects: a three-dimensional finite element analysis

Chen Biao, Qu Peng-fei, Liu Yao-qiang, Fan Xu-hui, Liu Ji-lun, Yang Wei (Department of Oral and Maxillofacial Surgery, the Second Hospital of Hebei Medical University, Shijiazhuang 050000, Hebei Province, China)

Abstract

BACKGROUND: In clinic, the mechanical study about fibula reconstruction for the repair of mandibular bone defect is unrealistic; the finite element analysis, however, provides a new approach for the biomechanical study of mandibular reconstruction.

OBJECTIVE: To establish the three-dimensional finite element model of mandibular body defect under fibula reconstruction and small titanium plate fixation, and to analyze the biomechanical features.

METHODS: The three-dimensional model of mandibular body defect under fibula reconstruction and internal fixation was established. 100 N bite force was loaded on the anterior teeth, contralateral first molar and contralateral second molar, respectively. The maximum stress and maximum displacement before and after

陈彪,男,1981年生,河 北省张家口市人,汉族, 2003年河北医科大学毕 业,硕士,主治医师,研 究方向为口腔颌面部肿瘤 与术后缺损修复。

通讯作者:杨威,硕士, 主任医师,教授,河北医 科大学第二医院口腔颌面 外科,河北省石家庄市 050000

中图分类号:R318 文献标识码:A 文章编号:2095-4344 (2015)47-07550-06 稿件接受: 2015-10-06 http://WWW.crter.org

Chen Biao, Master, Attending physician, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, the Second Hospital of Hebei Medical University, Shijiazhuang 050000, Hebei Province, China

Corresponding author: Yang Wei, Master, Chief physician, Professor, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, the Second Hospital of Hebei Medical University, Shijiazhuang 050000, Hebei Province, China

Accepted: 2015-10-06



model reconstruction, the stress of bone tissues around the titanium plate and titanium screw holes under anterior and posterior loading, and the maximum displacement of the front and rear ends of the fibula under anterior and posterior loading were observed.

RESULTS AND CONCLUSION: The maximum stress of the normal mandible concentrated in the condylar neck. In the reconstructed models, the maximum stress concentrated in the contralateral condylar neck. Under the same bite force, the maximum stress value of the reconstructed mandibular model was greater than that of the normal mandible. The maximum stress value of the anterior teeth was greater than that of the posterior teeth. The stress value was maximal between two screw holes inside each titanium plate and almost concentrated in the mandibular angle. The maximum stress of the residual titanium screw of the mandible concentrated in the first titanium screw over the mandibular defect under loading, while the maximum stress of the titanium screw of the fibular end concentrated in the titanium screw below the mesial segment of the fibula. The cortical bone around the screw holes located at the residual end of the mandible near the defect area and the upper plate of the mesial segment of the fibula was the maximum stress concentrated site, and the maximum stress of anterior tooth loading was greater than that of the posterior tooth loading. The displacement values of the fibula gradually reduced from the upper edge to the lower edge in the X-axis, from the anterior and posterior ends to the middle part in the Y-axis, as well as from the anterior end to the posterior end in the Z-axis. The maximum displacement values of the anterior and posterior ends of the fibula were at the Z-axis and Y-axis, respectively. The maximum displacement value under anterior tooth loading was greater than that under posterior tooth loading. These results show that the titanium plate over the mandibular angle that is most easy to break should be reinforced. If the stress of titanium screw tip and neck is relatively large, double cortical titanium screw is preferred; if the stress of titanium screw and titanium plate at the fibula end and residual end of the mandible is relatively large, we should pay attention to their stability and fixation; if the stress of anterior tooth occlusion is greater than that of posterior tooth occlusion, anterior tooth occlusion should be avoided after repair.

Subject headings: Fibula; Mandible; Stress, Physical; Tissue Engineering Funding: the Scientific Research Program of Hebei Province Health Department, No. 20150256

Chen B, Qu PF, Liu YQ, Fan XH, Liu JL, Yang W. Fibula reconstruction and small titanium plate fixation for repair of mandibular body defects: a three-dimensional finite element analysis. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2015;19(47):7550-7555.

0 引言 Introduction

下颌骨是头颅骨的主要组成部分,发挥吞咽、咀嚼等功能。下颌骨缺损在口腔科比较常见,主要有创伤、肿瘤等原因引起,严重影响面部的结构和功能异常。下颌骨的修复重建是口腔外科面临的一大难题,不仅需要回复下颌骨结构的连续性和完整性,还需要恢复下颌骨的吞咽、咀嚼等功能。随着技术的发展,血管化游离腓骨瓣具有血供恒定、血管粗易吻合、血运丰富、愈合快以及移植骨为活骨等优点^[1],成为下颌骨修复重建的常用骨瓣。

下颌骨缺损最常发生在下颌骨体部,对下颌骨重建 后稳定性的研究有多种方法,包括临床研究、人工假体 模型研究以及计算机仿真实验研究等。对腓骨重建修复 下颌骨缺损的固定方法,有研究发现小钛板固定优于重 建板固定,小钛板固定后的稳定性优于镍钛合金钉,钢 丝固定的稳定性最差^[2-3]。由于在临床研究中进行腓骨重 建修复下颌骨缺损的力学研究是不现实的,而有限元分 析法能够在一定程度上取代人体生物力学研究,因此建 立腓骨重建修复下颌骨的三维有限元模型,并对其进行 生物力学研究为下颌骨缺损修复重建的生物力学研究提 供了新的思路和方法。

本实验通过建立腓骨重建小钛板固定下颌骨体部缺损 的三维有限元模型,通过加载咬合力分析腓骨重建小钛板 固定下颌骨体部缺损的生物力学特征,为临床腓骨重建小 钛板固定下颌骨缺损提供力学依据。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维有限元分析。

1.2 时间及地点 实验于2013年6月至2014年12月在河 北医科大学第二医院实验室完成。

1.3 对象 健康40岁女性志愿者1人,无外伤及手术史, 无遗传病及慢性病史,X射线及CT扫描排除下颌骨和腓骨 病变。实验获得志愿者知情同意。

1.4 材料 钛板和钛钉由Wlorenz公司提供。钛钉长1 cm, 直径0.2 cm; 钛板长2.45 cm, 宽0.45 cm,高0.1 cm。
1.5 方法

1.5.1 获取影像数据 对志愿者进行CT(美国GE医疗公司)扫描,获得腓骨和下颌骨的CT扫描图像,以DICOM格式保存。

1.5.2 建立腓骨和下颌骨三维模型 将腓骨的CT数据导入Mimics软件(比利时 Materialise 公司),建立三维模型,通过分割调整至图像清晰,然后将腓骨从下肢模型中提出,将模型中的皮质骨和松质骨单独建模,然后将文件导出至逆向重建软件中,对模型进行精细化处理,使模型表明圆顺光滑,生成腓骨的三维图形。同样方法建立下颌骨的三 维模型。

1.5.3 建立钛钉钛板的三维模型 测量钛钉和钛板数据,利用三维软件进行建模,将钛钉模型简化为圆柱型模型(图1)。

1.5.4 建立下颌骨体部缺损腓骨重建三维模型 将上述





图 1 钛板和钛钉的三维模型 Figure 1 Three-dimensional models of titanium plate and titanium screw 图注:图中A为钛板, B为钛钉。

表 2 下颌骨重建前后模型前后牙加载最大位移值 (μm) Table 2 The maximum displacement value of anterior and posterior tooth loading before and after mandibular reconstruction

组别	前牙加载	后牙加载
重建组	382.05	226.98
正常组	315.92	190.13

表 4 前牙加载和后牙加载下重建模型钛钉钉孔相应皮质骨的最大应 力值 (MPa)

Table 4The maximum stress value of corresponding cortical boneof titanium screw holes reconstructed under anterior and posteriortooth loading

钛钉	前上板	前下板	后上板	后下板
前牙加载				
1	5.22	5.21	14.31	5.48
2	11.81	3.32	5.65	6.08
3	7.41	7.38	4.99	2.57
4	14.38	13.28	4.90	2.83
后牙加载				
1	3.04	2.87	8.29	2.86
2	6.97	1.79	3.26	3.15
3	3.89	3.89	2.71	0.95
4	8.17	7.04	2.96	1.74

建立的腓骨和下颌骨模型导入ANSYS Workbench软件(美国ANSYS公司),切除下颌骨体部左侧下颌尖牙远中至升支前缘部分,腓骨中段切除与切除下颌骨等长的腓骨,将切除的腓骨段装配到下颌骨缺损模型中,使各骨段之间接触紧密,对暴露部分进行处理,使其圆润光滑。

1.5.5 建立内固定模型 将已建立的钛钉钛板三维模型 导入ANSYS Workbench软件,装配到下颌骨体部缺损腓 骨重建的三维模型中:在腓骨和下颌骨交界处放置钛板, 用钛钉将其固定到皮质骨上。将每块钛板上从前到后钛钉 分别标为1, 2, 3, 4。

网络划分:在Workbench软件中对上述重建模型进行 网络划分建立三维有限元模型。

接触设置: 腓骨和下颌骨、钛钉和钛板、骨质和牙齿 及钛钉直径完全绑定, 钛板和下颌骨及腓骨之间无摩擦, 无法向分离。 表 1 下颌骨重建前后模型前后牙加载最大应力值 (MPa) Table 1 The maximum stress value of anterior and posterior tooth

loading before and after mandibular reconstruction

组别	前牙加载	后牙加载
重建组	69.22	40.01
正常组	51.97	37.02

表 3 前牙加载和后牙加载下重建模型钛板钛钉的最大应力值(MPa) Table 3 The maximum stress value of titanium plate and titanium nail reconstructed under anterior and posterior tooth loading

钛钉	前上板	前下板	后上板	后下板
前牙加载				
1	11.90	8.57	20.55	59.50
2	32.81	9.42	18.12	11.23
3	12.01	13.77	14.58	6.29
4	21.84	20.53	11.84	5.25
后牙加载				
1	6.69	4.77	11.41	33.79
2	18.02	5.12	10.53	5.69
3	6.27	7.85	8.59	3.60
4	12.05	10.83	7.23	3.35

表5 前牙加载和后牙加载下重建模型腓骨前后端的最大位移值(μm) Table 5 The maximum displacement value of anterior and posterior ends of the fibula reconstructed under anterior and posterior tooth loading

钛钉	前牙加载	后牙加载	
前端			
X 轴	97.73	59.89	
Y轴	179.62	106.38	
Z轴	265.46	150.04	
后端			
X 轴	93.13	56.71	
Y轴	146.01	86.63	
Z轴	68.31	38.11	

材料属性: 钛的弹性模量为10 550 MPa, 泊松比为 0.30; 牙齿的弹性模量为19 550 MPa, 泊松比为0.25; 松 质骨的弹性模量为79 350 MPa, 泊松比为0.25; 皮质骨的 弹性模量为13 850 MPa, 泊松比为0.25。

边界条件:完全固定右髁突,上下前后方向固定左髁 突。

分组:分为正常组和重建组,正常下颌骨为正常组, 下颌骨重建模型为重建组。

载荷:前牙、健侧第一磨牙、健侧第二磨牙的咬合力载荷为100 N。

观察下颌骨模型重建前后的最大应力值和最大位移值 情况,前牙加载和后牙加载下重建模型钛板钛钉、钛钉孔 周围骨质的应力情况,前牙加载和后牙加载下腓骨前后端 的最大位移值情况。

1.6 主要观察指标 下颌骨模型应力变化。

2 结果 Results

2.1 下领骨模型重建前后的最大应力值 由各牙加载后 的应力分布可以看出,正常下颌骨的应力主要集中在髁突 颈部,升支前后缘,乙状切迹以及下颌角,其中应力值最 大的为髁突颈部。在重建后的下颌骨模型中,应力除了主 要集中在髁突颈部,升支前后缘,乙状切迹以及下颌角外, 在腓骨和下颌骨交界、钛钉周围骨皮质以及钛板的中间部 位也是应力的常见集中部位,健侧髁突颈部是最大应力集 中部位。后牙咬合力加载时的最大应力小于前牙咬合力加 载时的最大应力。重建下颌骨模型前后牙加载最大应力均 较正常下颌骨大(**表1**)。

2.2 下领骨模型重建前后的最大位移值 最大位移在下 颌骨重建前后均发生在下颌骨前部,重建下颌骨模型和正 常下颌骨的前牙加载最大位移值均大于后牙加载时的最大 应力值,重建下颌骨模型的前牙加载和后牙加载时的最大 位移值均较正常下颌骨有所增加(**表2**)。

2.3 前牙加载和后牙加载下重建模型钛板钛钉的应力情况。 钛板内侧钉孔之间是每块钛板的最大应力部位,前上板、前下板和后下板的下缘为最大应力部位,后上板的上缘为最大应力部位;后上板的最大应力值最大,大于其他板的最大应力值,前下板的最大应力值最小;前牙加载和后牙加载情况下,后上板和后下板钛钉从前到后的最大应力值逐渐增加;所有钛钉的颈部为最大应力值部位;前牙加载时钛钉的最大应力值均较后牙加载时大(**表3**)。

2.4 前牙加载和后牙加载下重建模型钛钉孔周围骨质的 应力情况 钛钉孔周围的应力主要集中在骨皮质,腓骨前 端和下颌骨后残端的钉孔后缘为最大应力集中部位,腓骨 后端和下颌骨前残端的钉孔前缘为最大应力集中部位,腓 骨端的最大应力值集中在前上方腓骨中份钉孔周围的骨皮 质,下颌骨残端的最大应力值集中在前上方交界处钉孔周 围的皮质骨。前牙加载时各钉孔周围皮质骨的最大应力较 后牙加载时大(**表4**)。

2.5 前牙加载和后牙加载下腓骨前后端的最大位移值 腓骨长轴方向为X轴,颊舌侧方向为Y轴,上下方向为Z轴。 腓骨在X轴上从上缘到下缘的位移值不断减少,在Y轴上从 前下方及后端至中份的位移值逐渐减少,在Z轴上从前端到 后端的位移值逐渐减少。腓骨前端的最大位移值为Z轴方向 上大于Y轴方向上大于X轴方向上,后端的最大位移值为Y 轴方向上大于X轴方向上大于Z轴方向上;前牙加载时的最 大位移值均较后牙加载时大(**表5**)。

3 讨论 Discussion

颌骨与咬合吞咽和咀嚼功能关系密切,颌骨缺损的主 要原因为外伤、肿瘤等,颌骨缺损不仅造成颌面部的结构 缺陷和功能障碍,而且对患者的心理也造成一定影响。颌 骨重建的目的是恢复颌骨的完整性,恢复因缺损造成的功 能障碍,目前颌骨缺损重建的方法有多种。领骨缺损修复 的传统方法是骨移植,Benlidayi等^[4]通过猪的颌骨修复研 究证实了血管化和非血管化骨移植对颌骨缺损进行修复是 可行的。随着颌骨缺损修复方法的改进,骨结合式种植体 的出现使颌骨缺损修复进入了一个新的时代,骨结合种植 体进行颌骨缺损重建修复临床效果较好^[5]。上颌骨的重建 目前多采用颧种植体重建颧上颌支柱结合膺复体修复的方 法^[6-8],上颌骨重建的成功率与颌骨应力状态及种植体对咬 合力的传导方式有关,近年来,血管化骨瓣联合钛植入物在 上颌骨的重建中被广泛应用,是目前上颌骨重建比较理想的 方法^[9-11],有研究通过血管化腓骨瓣联合颧种植体修复上颌 骨缺损的生物力学分析,认为这种方法是上颌骨缺损重建的 理想方法^[12]。下颌骨的功能结构比较复杂,下颌骨缺损的修 复重建较上颌骨困难,目前常用的下颌骨修复方法有血管化 腓骨瓣修复、血管化髂骨瓣修复以及即刻种植义齿修复等,

Cuesta Gil等¹¹³对下颌骨缺损采用髂骨肌肉瓣联合钛板重建 修复,在随访10年中效果良好。He等¹¹⁴对下颌骨缺损采用腓 骨瓣修复的方法进行修复,所有患者对修复效果比较满意。 裘罡等^{115]}也对下颌骨缺损也采用腓骨肌皮瓣修复,患者下颌 骨结构和功能基本都回复正常。近年来随着图像处理和影像 学的发展,使手术导航系统在医学领域也得到广泛应用,陈 晓军等^{116]}证明了计算机辅助口腔种植手术实时导航系统导 航系统有良好的精度及可靠性。随着计算机技术的发展,三 维重建技术在口腔领域也被逐渐应用,随着三维种植体模型 的设计和应用,可以使种植体的植入方向、位置得到优化, 可以精确的指导临床医生^[17-18]。对于修复时机,以前大多采 取二期修复,近年来随着技术的发展,即期修复成为大多颌 骨缺损修复的首选^[19]。

腓骨皮瓣是目前治疗长骨缺损的比较理想的手术方 法,1975年首次治疗胫骨缺损成功,1977年开始了临床应 用,随着医疗技术和设备的不断发展,腓骨皮瓣治疗长骨 缺损技术不断成熟。腓骨是小腿外侧的一根长骨, 腓骨和 胫骨之间构成胫腓关节,胫腓关节不参与构成膝关节,腓 骨上段是惟一能携关节供骨区的骨,是桡腕关节功能重建 的有效方法^[20],腓骨具有双皮质结构,有滋养动脉从中 上段滋养孔通过。腓骨的血供来自滋养动脉、干骺端动 脉和骨膜动脉,外侧皮肤血供也比较丰富,皮穿支主要 集中在小腿中段,此段血管蒂长径粗,适合皮瓣的切取 和移植。带血管腓骨具有血供恒定、血管粗易吻合、血 运丰富、愈合快以及移植骨为活骨等优点。腓骨皮瓣移 植治疗长骨缺损的方式多种多样^[21-22],只保留腓骨血管 和骨膜的完整性不用携带肌袖的方法即可减少术后并发 症,保留供区肌肉的完整性,又不影响腓骨血供。腓骨 神经皮瓣的方法能够重建皮瓣感觉。吻合血管折叠腓骨 皮瓣可以避免腓骨骨折,不能过早负重的缺点。腓动脉 大多位于腓骨中部,腓骨上段有腓浅动脉、外侧动脉以 及胫前动脉-胫前反动脉提供血供[23-24]。腓骨的应用非常 广泛:下颌骨常因外伤或肿瘤引起缺损,下颌骨缺损的 修复是临床面临的一大问题,1989年带血管腓骨瓣首次 用于修复下颌骨缺损,随着外科技术的发展,腓骨瓣在 下颌骨缺损重建中的应用取得了良好效果,在多种下颌 骨缺损中都有广泛应用,牵引成骨和双层重叠植骨使原 有腓骨瓣的不足得到改善,吻合神经腓骨瓣使扣钱功能 得到回复,目前腓骨瓣已成为修复下颌骨缺损最有效的 方法^[25-28]。除在下颌骨修复中的应用外,在四肢骨的修 复^[29-31]、躯干骨修复中也有广泛应用。

下颌骨修复重建的方法主要有各种骨瓣修复和重建钛 板修复^[32],在多种重建修复方法中,血管化的骨瓣成为下 颌骨缺损重建的主要方法,由于腓骨具有诸多优点,使其 成为下颌骨重建的最常用方法[33-34]。骨瓣的固定有非坚固 内固定和坚固内固定两种方法,非坚固内固定具有易感染, 固定不稳定,移植骨不愈合等局限性,使其在临床应用受 到限制。坚固内固定后并发症少,稳定性好,骨断段愈合 好,在口腔领域逐渐被应用。坚固内固定包括重建板和小 钛板,小钛板具有操作简单,对外观影响不明显,灵活性 好等优点,使其成为临床上常见的内固定方法,但也有人 认为小钛板的固定力度不足^[35]。随着计算机技术和外科技 术的发展, 三维有限元模型在生物力学分析方面被广泛应 用[36-38]。本实验通过建立腓骨重建小钛板固定下颌骨体部 缺损的三维有限元模型,通过加载咬合力分析腓骨重建小 钛板固定下颌骨体部缺损的生物力学特征。孙健等^[39]研究 发现下颌骨的髁突颈部和冠突后侧以及下颌角是下颌骨的 应力集中部位,本实验发现正常下颌骨的应力主要集中在 髁突颈部、升支前后缘、乙状切迹以及下颌角,其中髁突 颈部的应力最大。与上述研究结果一致。Tie等^[40]对腓骨修 复重建下颌骨缺损的生物力学研究发现压力主要出现在腓 骨上,腓骨与下颌骨交界的地方应力比较集中,也有研究 建立腓骨重建钛支架固定下颌骨缺损模型,对其进行生物 力学分析发现,钉孔周围骨质的应力与皮质骨的厚度、位 移程度和与邻近支架之间的关系有关[41]。本实验发现在重 建模型中,应力除集中在正常下颌骨应力集中部位外,还 主要集中在下颌骨和腓骨交界、钛孔周围皮质骨的边缘以 及下颌角钛板处,加载相同咬合力的情况下重建下颌骨的 最大应力值均大于正常下颌骨的最大应力值,前牙加载最 大应力值大于后牙加载。有研究结果表明下颌角处的钛板 应力大于其他处钛板的应力^[42],不管是重建板修复还是骨 修复下颌角处都是钛板最容易折裂的部位[43-44],本实验发 现在每块钛板内侧的两钉孔之间应力值最大,其中上板大 于下板,后方钛板的应力值较前方钛板大,下颌角部位的 应力比较集中,因此在临床中对下颌角处的钛板尤其是后 上方钛板应考虑进行加固处理。加载侧近下颌骨缺损处前 上方的第1颗钛钉为下颌骨残端钛钉的最大应力集中部位, 这颗钛钉在钛板的固位力和下颌骨的稳定性方面起重要作 用。在腓骨端,近腓骨中段后下方钛钉为腓骨端钛钉的最 大应力集中部位,因此在临床中选择双皮质钛钉是必要的。 下颌骨残端近缺损处的钉孔周围皮质骨以及腓骨中段上板 处为最大应力集中部位,前牙加载时的最大应力大于后牙 加载时的最大应力。腓骨在X轴上从上缘到下缘的位移值 不断减少,在Y轴上从前下方及后端至中份的位移值逐渐 减少,在Z轴上从前端到后端的位移值逐渐减少。腓骨前端 的最大位移值在Z轴方向,后端最大位移值在Y轴方向上, 前牙加载时最大位移值均较后牙加载时的最大位移值大。

综上所述,下颌角后上方钛板最易折断,应对其进行 加固处理: 钛钉尖端和颈部应力比较大,应选择双皮质钛 钉; 腓骨端和下颌骨残端钛钉和钛板的应力比较大,应重 视其稳定性和固位性; 前牙咬合时的应力大于后牙咬合时 的应力,术后应避免前牙咬合。

作者贡献: 陈彪,杨威进行实验设计,实验实施为陈彪 屈鹏 飞,杨威。实验评估为刘耀强,资料收集为陈彪,范戌辉,刘吉 伦,杨威, 陈彪成文,陈彪审校。

利益冲突: 文章所有作者共同认可文章无相关利益冲突。 *伦理问题*:实验方案经河北医科大学第二医院伦理委员会批 准,实验方案已经志愿者知情同意。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审:本刊实行双盲外审制度,文章经国内小同行外审 专家审核,符合本刊发稿宗旨。

学术术语: 下颌骨缺损指由于肿瘤及肿瘤术后、创伤造成的 下颌骨的缺损。下颌骨的缺损直接影响患者的口腔功能及容颜。 下颌骨是颜面部最大的骨骼,是颜面部外形的主要支撑结构,也 是面部唯一可动性骨。下颌骨是咀嚼与语音功能的主要承担部位。

作者声明: 文章第一作者对研究和撰写的论文中出现的不端 行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库) 记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁,可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权 相关协议。

4 参考文献 References

- Bilkay U, Tokat C, Helvaci E, et al. Free fibula flap mandible reconstruction in benign mandibular lesions. J Craniofac Surg. 2004;15(6):1002-1009.
- [2] Zoumalan RA, Hirsch DL, Levine JP, et al. Plating in microvascular reconstruction of the mandible: can fixation be too rigid? J Craniofac Surg. 2009;20(5):1451-1454.
- [3] Strackee SD, Kroon FH, Bos KE. Fixation methods in mandibular reconstruction using fibula grafts: a comparative study into the relative strength of three different types of osteosynthesis. Head Neck. 2001;23(1):1-7.
- [4] Benlidayi ME, Gaggl A, Bürger H, et al. Comparative study of the osseointegration of dental implants after different bone augmentation techniques: vascularized femur flap, non-vascularized femur graft and mandibular bone graft. Clin Oral Implants Res. 2011;22(6):594-599.



- [5] 林野,王兴,毛驰,等.功能性颌骨重建61例临床分析[J].中国口腔 颌面外科杂志,2006,4(1):14-19.
- [6] 吴轶群,张志愿,铁瑛,等.颧种植体用于单侧上颌骨缺损修复的生物力学评价[J].上海口腔医学,2008,17(3):250-255.
- [7] Miyamoto S, Ujigawa K, Kizu Y, et al. Biomechanical three-dimensional finite-element analysis of maxillary prostheses with implants. Design of number and position of implants for maxillary prostheses after hemimaxillectomy. Int J Oral Maxillofac Surg. 2010;39(11):1120-1126.
- [8] 沈毅,孙坚,李军,等.上颌骨功能性重建中用钛植入体重建颧上颌 支柱的生物力学研究[J].中国口腔颌面外科杂志,2011,9(3): 198-203.
- [9] 孙坚,李军,张志愿,等.上颌骨大型缺损的个体化三维闭合式功能 性重建[J].中国口腔颌面外科杂志,2003,1(1):3-8.
- [10] Sun J, Shen Y, Weng YQ, et al. Lateral lip-splitting approach for total and subtotal maxillectomy. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67(6):1197-1205.
- [11] Sun J, Shen Y, Li J, et al. Reconstruction of high maxillectomy defects with the fibula osteomyocutaneous flap in combination with titanium mesh or a zygomatic implant. Plast Reconstr Surg. 2011;127(1):150-160.
- [12] 吴轶群,叶晨,张志愿,等.双侧上颌骨缺损颧种植体修复的有限元 分析[J].中国口腔颌面外科杂志,2011,9(4):271-275.
- [13] Cuesta Gil M, Bucci T, Ruiz BD, et al. Implant mandibular rehabilitation postoncologic segmental resection: a clinical report. Implant Dent. 2012;21(2):104-107.
- [14] He Y, Zhang ZY, Zhu HG, et al. Double-barrel fibula vascularized free flap with dental rehabilitation for mandibular reconstruction. J Oral Maxillofac Surg. 2011;69(10):2663-2669.
- [15] 裘罡,李阳,郭丽盟,等.腓骨肌皮瓣加种植体植入对颌面部软硬组 织缺损的功能重建[J].口腔医学研究,2012,28 (7):676-678.
- [16] 陈晓军,林艳萍,吴轶群,等.计算机辅助口腔种植手术实时导航系统的研究与实现[J].生物医学工程学杂志,2008,25(2):429-438.
- [17] 王培志,夏露,陈宁,等.种植导航模板的计算机辅助设计和制造[J]. 中国口腔种植学杂志,2010,15(3):128-133.
- [18] Yu H, Shen G, Wang X, et al. Navigation-guided reduction and orbital floor reconstruction in the treatment of zygomaticorbital-maxillary complex fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2010;68(1):28-34.
- [19] 邱蔚六.口腔颌面部缺损修复重建的现状和展望[J].中国修复重 建外科杂志,2005,19(10):769-772.
- [20] 陈振光.带血管蒂腓骨瓣移植的研究进展[J].中华显微外科杂志, 2011,34(2):89-91.
- [21] Korompilias AV, Paschos NK, Lykissas MG, et al. Recent updates of surgical techniques and applications of free vascularized fibular graft in extremity and trunk reconstruction. Microsurgery. 2011;31(3):171-175.
- [22] Soucacos PN, Korompilias AV, Vekris MD, et al. The free vascularized fibular graft for bridging large skeletal defects of the upper extremity. Microsurgery. 2011;31(3):190-197.
- [23] 王卫红,刘宗良,邹智荣,等.腓骨瓣的解剖学研究[J].国际口腔医 学志,2011,38(5):509-510.
- [24] 刘雪涛,张成进,刘勇,等.膝下外侧动脉蒂腓骨头骨骺皮瓣的应用 解剖[J].实用医药杂志,2009,26(2):52.
- [25] 白石柱,马秦,雷德林,等.CAD/CAM 技术在游离腓骨瓣移植重建 下颌骨中的应用[J].实用口腔医学杂志,2010,26(4):486-490.

- [26] Lethaus B, Kessler P, Boeckman R, et al. Reconstruction of a maxillary defect with a fibula graft and titanium mesh using CAD/CAM techniques. Head Face Med. 2010;6:16.
- [27] 陈巨峰,李金.游离腓骨肌皮瓣在颌骨缺损修复重建中的应用[J]. 中华口腔医学研究杂志,2010,4(1):52-53.
- [28] Tan BK, Wong CH. An anomalous septocutaneous perforator to the skin paddle of the fibula osteocutaneous flap originating from the posterior tibial artery. J Plast Reconstr Aesthet Surg. 2009;62(5):690-692.
- [29] 郑晓菊,王保山,李海军,等.多方式腓骨及皮瓣移植修复四肢骨及 软组织缺损[J].中华显微外科杂志,2011,34(5):376-378.
- [30] 龚志鑫,张英泽,邵新中,等.应用带双皮岛的串式腓骨瓣游离移植 修复前臂尺桡骨及皮肤联合缺损[J].中华显微外科杂志,2011, 34(1):25-28.
- [31] 芮永军,杨凯.吻合血管游离腓骨瓣移植的临床应用进展[J].实用 手外科杂志,2010,24(1):3-6.
- [32] 区跃坚,温新凤.80例下颌骨节段性缺损修复的临床分析[J].浙江 实用医学,2008,13(5):351-352.
- [33] Chim H, Salgado CJ, Mardini S, et al. Reconstruction of mandibular defects. Semin Plast Surg. 2010;24(2):188-197.
- [34] Wong RC, Tideman H, Kin L, et al. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. Int J Oral Maxillofac Surg. 2010;39(4):313-319.
- [35] Zoumalan RA, Hirsch DL, Levine JP, et al. Plating in microvascular reconstruction of the mandible: can fixation be too rigid? J Craniofac Surg. 2009;20(5):1451-1454.
- [36] Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, et al. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. Int J Periodontics Restorative Dent. 2010; 30(1):89-95.
- [37] Bohluli B, Motamedi MH, Bohluli P, et al. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. J Oral Maxillofac Surg. 2010;68(11):2765-2769.
- [38] Nagasao T, Miyamoto J, Tamaki T, et al. A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010;109(3):346-356.
- [39] 孙健,张富强,王冬梅,等.3种加载方式下正常人下颌骨三维有限 元应力分布分析[J].上海口腔医学,2004,13(1):41-43.
- [40] Tie Y, Wang DM, Ji T, et al. Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. J Craniomaxillofac Surg. 2006;34(5):290-298.
- [41] Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, et al. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. J Craniomaxillofac Surg. 2002;30(3):170-177.
- [42] 殷学民,李燕,张美超,等.下颌骨体部缺损钛板重建的生物力学分析[J].中国口腔颌面外科杂志,2012,10(1):18-22.
- [43] 曲行舟,胡永杰,徐立群,等.下颌骨重建术后内固定失败原因的回 顾分析[J].中国口腔颁面外科杂志,2007,5(2):155-158.
- [44] 邹朝勇,徐金,姜平.不同年龄下颌骨应力分布与骨折发病率的关系[J].法医学杂志,2007,23(6):434-437.