

# 单端固定式下颌骨修复体的应力分析\*

龚振宇<sup>1</sup> 李国华<sup>1</sup> 许瑞杰<sup>2</sup> 李涤尘<sup>2</sup> 周冰<sup>1</sup>

(1 南京军区福州总医院口腔科 福建 福州 350025, 2 西安交通大学先进制造研究所 陕西 西安 710049)

**摘要** 目的: 针对包括一侧髁状突的下颌骨缺损, 通过有限元应力分析, 了解单端固定式下颌骨修复体在功能运动时的受力与变形规律, 以期寻求更加合理的修复体的设计和固定方式。方法: 建立下颌骨断端和修复体的简易三维模型, 模拟咀嚼运动, 施加垂直方向载荷, 进行有限元法应力分析, 计算出该模型各组成部分的应力分布和受力变形。结果: 在该模型加载时, 延伸板基部和近断端处上部的螺钉颈部是应力集中的部位, 近断端处下部的螺钉颈部和修复体的远端舌侧为形变最大的部位。结论: 单端固定式下颌骨修复体在加载时, 延伸板的基部和靠近断端的固定螺钉是应力集中的部位, 修复体远离固定的一侧是变形最大的部位, 提示我们应将延伸板形态设计为尽可能加宽, 并应增加下颌骨下缘处的固定, 使修复体与下颌骨断端受力更加合理, 变形也尽可能缩小。

**关键词:** 下颌骨; 修复体; 内固定; 有限元; 应力分析

中图分类号: R783 文献标识码: A 文章编号: 1673-6273(2011)12-2331-04

## Stress Analysis of Single-ended Fixed Mandibular Prosthesis\*

GONG Zhen-yu<sup>1</sup>, LI Guo-hua<sup>1</sup>, XU Rui-jie<sup>2</sup>, LI Di-chen<sup>2</sup>, ZHOU Bing<sup>1</sup>

(1 Department of Stomatology, Fuzhou General Hospital, Nanjing Military Area Command of Chinese PLA, Fuzhou 350025, China, 2

Institute of Advanced Manufacturing Technique, Xi'an JiaoTong University, Xi'an 710049, China)

**ABSTRACT Objective:** To analyze the stress and strain on titanium framework, end of mandible and fixing screws in load when the defect area includes unilateral condyle. **Methods:** Firstly establish 3D finite element model of defective mandible and titanium frameworks, and then vertical load were exerted on them to simulate the mastication movement. Finally, stress and strain situation of the model were analyzed. **Results:** When the model was loaded, the stress concentrated at base of extending plate and neck of the screw upper near bone end. Neck of the screw lower near bone end and lingual part farther from bone end deformed most severely. **Conclusion:** In design of titanium framework fixed unilaterally to repair the mandible bone defects including a condyle, the extend plate should be widen and overcoat the inferior border of it, moreover, stronger fixation in inferior border of mandible is necessary.

**Key words:** Mandibular; Prosthesis; Fixation; Finite element method; Stress analysis

**Chinese Library Classification (CLC):**R783 **Document code:** A

**Article ID:** 1673-6273(2011)12-2331-04

### 前言

下颌骨缺损的范围包括一侧髁状突时, 在应用预成的个体化纯钛假体<sup>[1,2]</sup>进行骨缺损修复时, 修复体只能与下颌骨断端进行单端固定, 升颌肌群中嚼肌、翼内肌可以通过缝合复位包绕下颌角部而对抗修复体的下沉, 颞肌则因修复体结构中喙状突的省略而无法与修复体形成连接, 蝶下颌韧带、翼下颌韧带及茎突下颌韧带三组下颌骨悬吊韧带也因失去附丽而丧失对抗下沉的作用, 术后患者在张口运动及咀嚼时, 修复体以及下颌骨残端势必因受力而发生变形, 本研究旨在通过有限元应力分析, 了解单端固定式下颌骨修复体在功能运动时的受力与变形规律, 以期寻求更加合理的修复体的设计和固定方式。

### 1 材料与方法

#### 1.1 下颌骨残端简易三维模型建立

本研究采用正常成人下颌骨标本, 在右颌孔处截除包括右侧支在内的远端部分, 形成下颌骨部分缺损的模型。根据 CT 扫描的下颌骨断层图像, 采用成都量具刃具总厂出产的规格为 200mm 的游标卡尺和角度尺测量其皮质骨、松质骨及下颌骨颊舌向的厚度, 计算其平均值。有限元计算的原则是在不影响计算结果的情况下模型应尽量简化, 本研究主要针对下颌骨断端部位和修复体的力学特性, 其它部位的几何形状予以一定量的简化处理。所以根据下颌骨的解剖形态, 结合上述测量数据将下颌骨下缘按近似半圆处理, 其它部分近似为矩形, 松质骨的几何外形与皮质骨的外形相类似, 在此基础上利用 Pro/E 软件绘制出下颌骨的节段简易模型。然后采用复合建模, 即分别建立皮质骨和松质骨的实体模型, 再按照一定的关系将它们组合成完整的实体。在建模时首先根据已经得到的几何数据按照点、线、面、体的过程构建皮质骨的三维实体, 然后选用相同的坐标系在该模型内建立松质骨的曲面结构, 用 Pro/E 软件中对

\* 基金项目 福建省科技厅青年人才创新基金资助项目(2008F3089)及(2008F3088)

作者简介 龚振宇(1973-) 男, 口腔医学博士, 副主任医师, 主要研究方向: 口腔颌面外科学与口腔种植学

电话: 15859005119 E-mail: zhenyu\_gong@yahoo.com.cn

(收稿日期: 2011-03-06 接受日期: 2011-03-30)

应的命令 cut-by quilt 操作分别得到皮质骨和松质骨的三维实体模型,以保证皮质骨和松质骨在组合时完全共面。

### 1.2 修复体模型的建立

根据修复体的形状进行简化,其外形与下颌骨节段简易模型连续一致,延伸板长 70.0mm,厚 1.0mm,螺钉长度 10mm。为了方便记录及叙述,将近缺损侧的上下方螺钉分别命名为 A、B,将远缺损侧的上下方螺钉分别命名为 C、D,延伸板形态为矩形,宽 14.0 mm,紧贴下颌骨颊侧(图 1,2)。

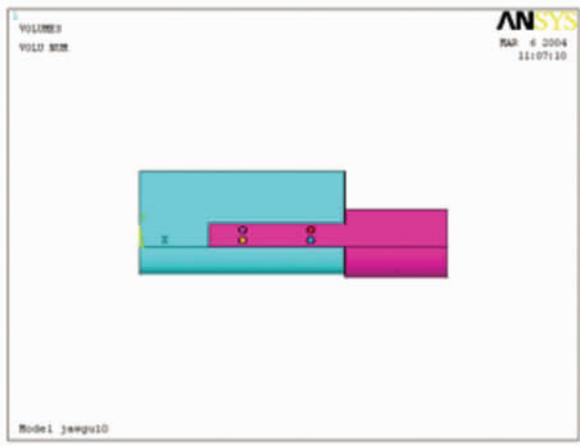


图 1 下颌骨残端和修复体的简易模型

Fig.1 Simplified model of mandibular end and bone substitute

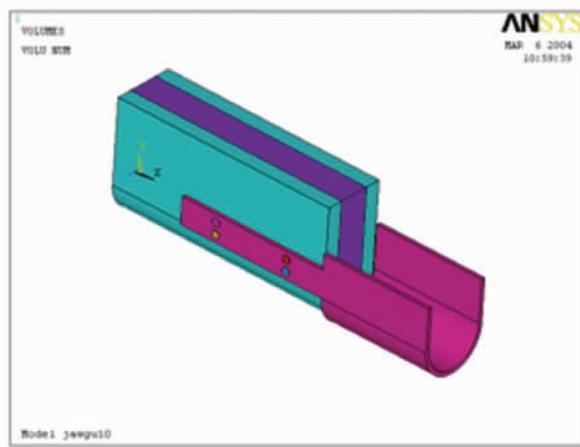


图 2 下颌骨残端和修复体的简易模型

Fig.2 Simplified model of mandibular end and bone substitute

### 1.3 有限元计算

1.3.1 假设条件 下颌骨运动方式极其复杂,在进行力学模拟实验时需要对研究对象作一些假设。实验将研究阶段设定在修复体刚刚固定于下颌骨断端,其内充填的松质骨尚未与下颌骨断端发生愈合的初始状态,同时假定固定螺钉的螺纹与骨质紧紧锚合,无相对位移发生,因此固定螺钉的模型可以简化为圆柱,并设定骨与螺钉的关系,保证加载时两者间无相对移动,并假定螺钉不会发生断裂。

1.3.2 材料属性和单元类型 采用通用分析软件 ANSYS5.7 通过和 Pro/E 2001 的专用接口分别将建立好的模型导入 ANSYS5.7 中进行计算。

a 材料属性 根据以往文献资料<sup>[3,4,5]</sup>,皮质骨基本呈现为各

向同性,而松质骨由于研究比较困难,对它的力学性质的归类很难统一。从已有的下颌骨有限元分析文献中可以得知,大多数研究者把皮质骨和松质骨均作为各向同性的线弹性材料来处理,而且得出的结论基本符合实验数据,因此在本研究中,把下颌骨作为各向同性的线弹性材料来处理,螺钉的材料为钛六铝四钒(TC4),修复体的材料为纯钛<sup>[6]</sup>,则各组件的材料力学属性数值见表 1:

表 1 有关材料的力学参数

Table 1 mechanical data of related materials

材料名称 Materials	弹性模量(MPa) elastic modulus(MPa)	泊松比 Poisson ratio
皮质骨 Cortical bone	13700	0.3
松质骨 Cancellous bone	1370	0.3
螺钉 Screws	114000	0.33
修复体 Bone substitute	111600	0.35

b 单元类型与网格划分 三维 CAD 模型是在 Pro/E 中建立的,由于下颌骨断端皮质骨和松质骨的外观呈不规则的曲面性质,根据 ANSYS 菜单中各单元类型的定义可知,SOLID92 单元(三维十节点四面体结构单元)比较适合形状不规则模型,特别是从三维绘图软件中建立的模型,因此选用该单元类型。分别指定皮质骨、松质骨和固定螺钉的材料属性,按自由网格划分(图 3)。划分之前,控制下颌骨表面、断面及修复体等部位的单元大小,以便使不同固定方式施加载荷和约束的部位相互一致。骨与修复体结合面按面面接触类型进行定义,目标单元类型选用 TARGE170,接触单元类型选用 CONTA174。

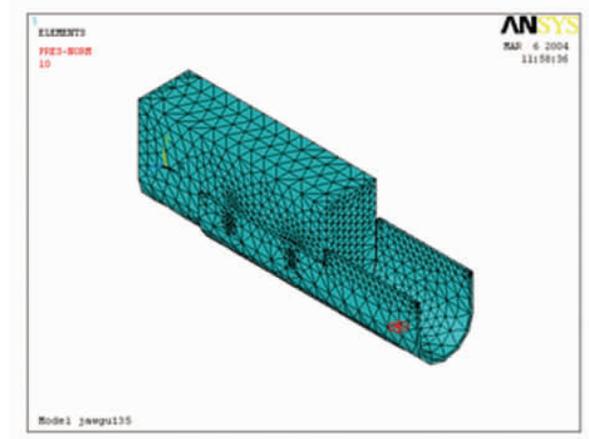


图 3 模型的网格划分

Fig.3 Meshing of the models

### 1.3.3 加载载荷条件

垂直方向加载 140N,这与正常人平时的咀嚼力接近。假设实验中各种材料和组织均为连续、均质和各向同性的线弹性材料<sup>[7]</sup>。有限元的工作方式将所研究的弹性物体离散成有限个单元<sup>[8]</sup>。选择单元位移函数,建立单元刚度矩阵和整体刚度矩阵,引入边界条件,求解方程式。获得所有节点位移分量,由节加载

包括施加约束和施加载荷。修复体通过螺钉与人体下颌骨实现连接固定, 因此对延伸板上与螺钉接触的面施加全自由度约束。本实验只考虑咀嚼力垂直方向的分量, 在下颌骨修复体施加均布载荷。

## 2 结果

采用通用分析软件 ANSYS5.7 计算得出相应数据 (表 2,3)。

表 2 模型加载时的各部位的最大应力与应变

Table 2 The max stress and strain of loaded model

参数	应力(N)	应变(mm)
Data	Stress(N)	Strain(mm)
皮质骨 Cortical bone	450.1	0.090
松质骨 cancellous bone	17.4	0.086
螺钉 Screws	1267	0.095
修复体 Bone substitute	3217	6.755

表 3 模型加载时的最大应力与应变集中位置

Table3 Position of max stress concentrating and max strain occurring

参数	应力集中部位	最大应变发生部位
Data	Position of max stress concentrating	Position of max strain occurring
皮质骨 Cortical bone	A 钉道 Drilling hole of A	骨断端 Bone end
松质骨 Cancellous bone	A 钉道 Drilling hole of A	骨断端 Bone end
螺钉 Screws	A 颈部 Neck of screw A	B 颈部 Neck of screw B
修复体 Bone substitute	延伸板基部 Base of extending plate	游离端舌侧 Lingual part of free end

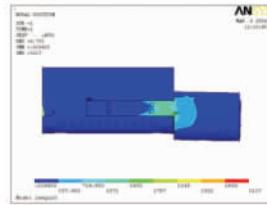


图 6 模型加载时的修复体的应力分布

Fig.6 Stress on bone substitute of loaded model

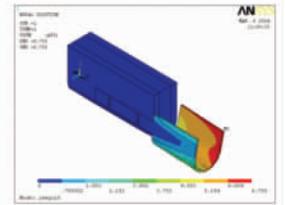


图 7 模型加载时的修复体的受力变形

Fig.7 Strain on bone substitute of loaded model

造成修复体松脱甚至折断导致失败<sup>[11]</sup>, 因此, 进行合理的应力分析和结构设计及术中妥善可靠的固定是解决这一问题的关键, 也是临床实践中迫切需要解决的课题。

有限元法是一种实用的、有效的理论应力分析方法。20 世纪 60 年代初期, 它随着计算机技术的快速发展而诞生, 并逐步发展成为力学研究中应用最广泛的方法, 有限元法可用于任何问题的力学研究。它与传统实验性应力分析相比, 可提供模型任何部位的应力和位移, 并可根据需要修改力学参数, 在维持原模型几何形状不变的情况下, 对各种应力的大小和分布进行对比分析。由于使用了计算机, 庞大的数据处理变得较为容易。该方法高效、精确、可信度高而且成本低, 已成为结构优化设计、材料非线性及几何非线性分析中的一种实用、有效、方便的应力分析方法。但有限元方法分析研究的基础是建立有限元模型, 其分析结果受诸多因素的影响。例如: 单元划分的粗程度、几何形状相似性问题、载荷情况及假设条件与真实情况的差异及使用的分析软件不同等, 均会影响分析结果的精确性<sup>[8,12]</sup>。因此, 为提高有限元分析结果的可靠性, 合理设计模型及设置边界条件是十分重要的。1973 年 Farah 等<sup>[13]</sup>首先将这一方法用于牙列修复的优化设计中。由于牙颌组织中的牙齿、牙周膜、牙槽骨、颌骨以及修复体的结构外形的多样性、不规则性、受力的复杂性, 如何准确获取上述结构的几何形态并将其数字化, 建立完整准确的下颌骨三维有限元模型是有限元分析能否实现的关键<sup>[14,15]</sup>。有限元模型的建立过程是对原有模型进行简化、重新构建的过程。本研究通过曲面重构与设计、CAD 设计实现了下颌骨替代物三维实体模型的重建, 此模型可用于 RP 模型的制作以及熔模铸造, 但不适用于有限元应力分析, 因为通过曲面重构与设计、CAD 设计得到的下颌骨替代物模型是有缺陷的, 一些通过曲面偏置得到的实体在通用 CAD 软件 UG18.0 中无法通过布尔运算联合为一个实体, 这就无法进行有限元应力分析, 即便能够联合成为一个实体, 由于单个实体互相合并时, 结合处会出现不能光滑连接的情况, 这些细微的缺陷对 RP 模型的制作没有影响, 但在进行应力分析时, 它们会掩盖整体的应力情况, 因而需要重新修改并简化原模型<sup>[16,17]</sup>。关于加载方式的选择, 咀嚼运动中, 咬合力的垂直向分量最大<sup>[18]</sup>, 故本实验选择了垂直载荷, 模拟咀嚼早期食团位于后牙咬合面功能尖窝时, 食团被牙尖贯穿、切断及咀嚼后期食团已被磨碎至糊状, 均匀分布到各个后牙咬合面的状态, 较好地模拟了咀嚼运动中不同时期的主要载荷。

修复体的延伸板面积较大, 外形与下颌骨外表面高度密合, 可以在延伸板范围内的任意位置设计螺钉孔, 应尽量避免

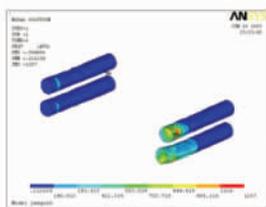


图 4 模型加载时的固定螺钉的应力分布图

Fig.4 Stress on the screws of loaded model

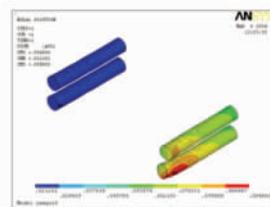


图 5 模型加载时的固定螺钉的受力变形图

Fig.5 Strain on the screws of loaded model

## 3 讨论

下颌骨是人体运动最频繁的骨骼之一。对于下颌骨缺损, 传统的修复方法主要采用骨移植恢复其连续性与功能, 在骨移植修复下颌骨缺损的手术中, 多采用钛接骨板进行坚强内固定<sup>[9,10]</sup>, 在移植骨与宿主骨形成骨性愈合之前, 应确保移植骨可靠的稳定性。近年来, 随着植骨代用品研究的深入, 临床上采用钛网支架修复下颌骨缺损日渐增多, 常因设计不合理、固定不当

将螺钉孔设计在同一直线上, 以免应力集中造成下颌骨的折裂, 因而相对于用多孔接骨板固定移植骨瓣的常规方法而言, 修复体的延伸板固定使下颌骨断端的应力分布更为合理<sup>[9]</sup>。实验结果显示, 靠近骨断端的牙槽嵴方向的螺钉受力与变形最大, 相应的螺钉孔部位下颌骨也是应力最集中的区域, 这提示我们在临床应用中为防止螺钉的松脱、螺纹骨质的微小骨折及螺钉孔的劈裂等情况的发生, 可将钉道预备在骨质条件好、皮质骨相对较厚的位置, 尽量选用可以贯穿双层皮质的长螺钉, 力求使颌骨断端和修复体的应力分布更合理, 达到延长修复体使用寿命的目的。

#### 4 结论

有限元方法分析单端固定式下颌骨修复体在加载时, 延伸板的基部和靠近断端的固定螺钉是应力集中的部位, 修复体远离固定的一侧是变形最大的部位, 提示我们应将延伸板形态设计为尽可能加宽, 并应增加下颌骨下缘处的固定, 使修复体与下颌骨断端受力更加合理, 变形也尽可能缩小。

#### 参考文献(References)

- [1] 龚振宇, 刘彦普, 周树夏, 等. 基于反求工程和快速原型的下颌骨缺损的修复[J]. 中华口腔医学杂志, 2004, 39(1): 9-11  
GONG Zhen-yu, LIU Yan-pu, ZHOU Shu-xia, et al. Reconstruction of mandibular bone defects by using the techniques of reverse engineering and rapid prototyping [J]. Chin J Stomatol, 2004, 39(1): 9-11
- [2] 龚振宇, 周树夏, 刘彦普, 等. 预成纯钛修复体修复下颌骨缺损的临床应用研究[J]. 中国美容医学杂志, 2005, 14(2): 166-168  
GONG Zhen-yu, ZHOU Shu-xia, LIU Yan-pu, et al. Restoration of mandibular bone defects with customized titanium bone substitutes [J]. Chinese Journal of aesthetic Medicine, 2005, 14(2): 66-168
- [3] 巢永烈, 杨永丰, 杜传诗. 下颌第一磨牙种植固定桥的受力分析[J]. 中华口腔医学杂志, 1999, 34(1): 22-24  
CHAO Yong-lie, YANG Yong-feng, DU Chuan-shi. Study of load stress on an implant and a tooth supported fixed bridge for the first mandibular molar[J]. Chin J Stomatol, 1999, 34(1): 22-24
- [4] Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, et, al. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: A laboratory model[J]. J Oral Maxillofac Surg, 2006, 64(10): 1475-1479
- [5] Trivellato AE, Passeri LA. Evaluation of osteotomy fixation changing the number, the extension and the location of the plates[J]. Br J Oral Maxillofac Surg, 2006, 44(5): 377-381
- [6] 周光爵, 王桂生, 郑桂钧译. 钛的应用与选择[M]. 北京: 冶金工业出版社, 1988: 80-100  
ZHOU Guang-jue, WANG Gui-sheng, ZHENG Gui-jun. Application and selection of titanium [M]. Beijing: Publishing House of Metallurgical industry. 1988: 80-100

- [7] 范钦珊, 王波, 殷雅俊. 材料力学[M]. 北京: 高等教育出版社, 2000: 173-175  
FAN Qin-shan, WANG Bo, YIN Ya-jun. Material Mechanics [M]. Beijing: Publishing House of Higher Education, 2000: 173-175
- [8] 蒋孝煜主编. 有限元法基础[M]. 第2版. 北京: 清华大学出版社, 1992  
JIANG Xiao-yu. Basic of finite element method [M]. Beijing: Publishing House of Tsinghua University, 1992
- [9] Meyer U, Büchter A, Hohoff A, et, al. Image-based extracorporeal tissue engineering of individualized bone constructs [J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2005, 20(6): 882-890
- [10] Sverzut CE, Lucas MA, Sverzut AT, et, al. Bone repair in mandibular body osteotomy after using 2.0 miniplate system--histological and histometric analysis in dogs[J]. Int J Exp Pathol, 2008, 89(2): 91-97
- [11] Mariani PB, Kowalski LP, Magrin J. Reconstruction of large defects postmandibulectomy for oral cancer using plates and myocutaneous flaps: a long-term follow-up [J]. Int J Oral Maxillofac Surg, 2006, 35(5): 427-432
- [12] Al-Sukhun J, Kelleway J, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification [J]. J Biomed Mater Res A, 2007, 80(1): 234-246
- [13] Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar [J]. J Biomech, 1973, 6(5): 511-518
- [14] Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis [J]. Clin Oral Investig, 2010, 14(4): 411-416
- [15] Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, et, al. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction [J]. J Craniomaxillofac Surg, 2006, 34(4): 193-200
- [16] Gbara A, Heiland M, Schmelzle R, et, al. Mechanical aspects of a multidirectional, angular stable osteosynthesis system and comparison with four conventional systems [J]. J Craniomaxillofac Surg, 2008, 36(3): 152-156
- [17] Schupp W, Arzdorf M, Linke B, et, al. Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible[J]. J Oral Maxillofac Surg, 2007, 65(5): 924-930
- [18] Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report[J]. J Prosthet Dent, 2008, 99(4): 251-256
- [19] Knoll WD, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects [J]. J Craniomaxillofac Surg, 2006, 34(4): 201-209