

## • 临床研究 •

## 下颌第一磨牙半切术后两种双端固定桥修复的光弹性应力分析

张少锋<sup>1a</sup>, 张冬梅<sup>1a</sup>, 张铁<sup>1a</sup>, 越野<sup>1b</sup>

[摘要] 目的 观察下颌第一磨牙半切术后两种双端固定桥修复对牙槽骨应力分布的影响。方法 以正常下颌第一磨牙受载为对照组,以下颌第一磨牙近中根半切术后, ⑤⑥和 ⑤⑥⑦桥两种固定桥设计为实验组,运用光弹性应力分析法,分析两种修复设计对第一磨牙半切术后余留区牙根周围支持组织应力分布状况的影响。结果 两种双端固定桥修复后的牙槽骨应力值均大于对照组,但未超出其 2 倍;三基牙与双基牙两种双端固定桥设计的应力值间无显著性差异( $P > 0.05$ )。结论 下颌第一磨牙半切术后选用双基牙双端固定桥的修复设计较适宜。

[关键词] 半切术;双端固定桥;光弹性试验;应力分析

**Photoelastic Stress Analysis of Two Kinds of Rigid Fixed Bridge Design after Hemisection of Mandibular First Molar** ZHANG Shao-feng, ZHANG Dong-mei, ZHANG Tie, et al. The Department of Prosthodontics, College of Stomatology, the Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, Shaanxi, China

[Abstract] **Objective** To observe the effects of the two kinds of rigid fixed bridge design on the stress of the alveolar bone of mandibular first molar after hemisection. **Methods** The normal mandibular first molars were selected as control group. The two-abutment teeth and three-abutment teeth rigidly fixed bridge designs were selected as trial group. Stress distributions in the remaining sections of the alveolar bone models were evaluated with photoelastic stress analysis method. **Results** The stress values of two kinds of rigid fixed bridge design were higher than the control group but still below the twice. There was no significantly difference between two-abutment teeth rigidly fixed bridge design and three-abutment teeth rigidly fixed bridge design ( $P > 0.05$ ). **Conclusion** Two-abutment teeth rigidly fixed bridge of mandibular first molar should be chosen after hemisection.

[Key words] hemisection; rigid fixed bridge; photoelastic experiment; stress analysis

中图分类号: R783.3 文献标识码: A 文章编号: 1006-9771(2006)04-0355-02

[本文著录格式] 张少锋,张冬梅,张铁,等. 下颌第一磨牙半切术后两种双端固定桥修复的光弹性应力分析[J]. 中国康复理论与实践, 2006, 12(4): 355-356.

牙半切除术对于保留患有重度牙周炎或牙根纵裂牙齿的健康牙根具有良好疗效<sup>[1]</sup>,它可以避免牙槽骨缺乏功能性刺激而逐渐吸收,并为以后的修复减轻邻牙负荷,增强修复体固位提供有利条件<sup>[2]</sup>。磨牙半切术后采用何种修复形式可以更好地分散力,维护牙根及其支持组织健康,目前报道较少。本实验采用光弹应力冻结切片法,对下颌第一磨牙半切术后余留远中根的两种双端固定桥修复后垂直及斜向力作用下其支持组织的应力分布特点进行研究,以期从实验力学的角度,为临床磨牙半切术后的修复设计提供实验依据。

## 1 材料与方法

1.1 材料与仪器<sup>[3]</sup> 聚甲基丙烯酸甲酯(上海日进齿科材料有限公司)、107# 硅橡胶及胶联剂(上海晨光化工研究所)、E-44 型环氧树脂(西安树脂厂)、顺丁烯二酸酐分析纯(固化剂,西安化学试剂厂)、邻苯二甲酸二丁酯分析纯(增塑剂,西安化学试剂厂)、二甲基苯胺分析纯(催化剂,西安化学试剂厂)、室温硫化硅橡胶(西北橡胶研究所)、钴铬合金(上海日进齿科材料有限公司)。

XMT626 型智能调节可编程电热鼓风干燥箱(重庆威尔实验设备有限公司)、偏振光弹应力分析仪(北京 409-II 型)。

## 1.2 方法

1.2.1 测试模型制备 本实验制作的光弹模型包括下颌牙列(牙冠和牙根)、牙槽骨和牙周膜,其中 D 区 5、6、7 牙齿为甲基

丙烯酸甲酯模型,牙体、牙槽骨和牙周膜弹性模量比为 1.35:1:0.0035,与实际的弹性模量比 1.35:1:0.00025 基本一致。

1.2.2 实验设计与分组 实验模型设计:模型 1 为 ⑤⑥ 固定桥;模型 2 为 ⑤⑥⑦ 固定桥;模型 3 为正常 5、6、7。模型 1、模型 2 中的 6 为半切术后余留远中牙冠及牙根。基牙的固位体均为全冠,肩台宽度 1 mm,角度约 135°,预备体形态与原牙齿相似,修复体为钴铬合金整体铸造。忽略黏固剂的弹性形变,冠和预备体为共点位移<sup>[4]</sup>。

实验分组:每种修复设计模型制备 20 副,随机分为 2 组,分别进行垂直向和斜向加载。

1.2.3 加载方式及应力冻结 本实验采用垂直、斜向 45°(由颊侧向舌侧倾斜)于 D 区 6 定点加载方式进行不同修复设计之间的对比,加载及应力冻结方式参考文献报道<sup>[5]</sup>。光弹模型在冻结温度下的所需载荷是实际载荷的 1/40<sup>[6]</sup>,因此本试验采用 1.0 kg 砝码垂直加载,即相当于 40 kg 载荷。为减少人为因素的影响,采用 XMT626 型智能温度调节仪对冻结全过程实行微机程序温度控制。

1.2.4 冻结模型切片的制取及测试<sup>[7]</sup> 将待加载模型放入程控恒温干燥箱,设定温度,进行应力冻结。冻结温度达 120℃时加载,恒温 4 h,室温卸载<sup>[8]</sup>。测试方法按照文献报道<sup>[9,10]</sup>,将模型置于 409-II 型光弹仪在白光源下观察模型内应力分布特征,并拍摄等差线条纹照片,测定条纹级数,根据  $\sigma = nf/h$  ( $n$  为条纹级数,  $f$  为材料条纹值,  $h$  为切片厚度)求出各观测点的应力值,每组相同的切片应力值取平均值。

1.2.5 统计学处理 测定结果采用 SPSS 10.0 软件进行统计分析和处理,两组均数间的比较应用  $t$  检验,多组均数间的比较

作者单位:1. 第四军医大学口腔医学院 a. 修复科; b. 修复工艺科; 陕西西安市 710032。作者简介:张少锋(1963-),男,陕西西安市人,副教授,副主任医师,主要研究方向:牙颌生物力学分析。



应用方差分析。

2 结果

不同加载方式下,两种固定桥修复半切术后下颌第一磨牙余留远中根和正常下颌第一磨牙远中根支持组织的应力分布情况见表 1~4。

表 1 垂直载荷下应力冻结模型近远中向切片牙槽骨各测试点应力值( $\bar{x}\pm s, n=5$ )

实验组	应力值( MPa)		
	颈缘近中	颈缘远中	根尖部
模型 1	5.0743±0.139	5.9417±0.163	2.1765±0.490
模型 2	4.7721±0.405	5.8764±0.318	1.7225±0.339
模型 3	4.6317±0.216	5.5483±0.182	1.6421±0.179

注:各组间两两比较,  $P>0.05$ 。

表 2 垂直载荷下应力冻结模型颊舌向切片牙槽骨各测试点应力值( $\bar{x}\pm s, n=5$ )

实验组	应力值( MPa)		
	颊侧颈缘	舌侧颈缘	根尖部
模型 1	3.0743±0.256	5.1117±0.041	1.7765±0.321
模型 2	2.7772±0.107	4.7218±0.538	2.1315±0.213
模型 3	2.6659±0.281	4.4273±0.396	2.0003±0.167

注:各组间两两比较,  $P>0.05$ 。

表 3 斜向载荷下应力冻结模型近远中向切片牙槽骨各测试点应力值( $\bar{x}\pm s, n=5$ )

实验组	应力值( MPa)		
	颈缘近中	颈缘远中	根尖部
模型 1	5.0163±0.263 <sup>a</sup>	5.5487±0.292	2.0218±0.247
模型 2	4.6710±0.111 <sup>b</sup>	5.1764±0.186	1.7124±0.085
模型 3	4.2711±0.317	5.1650±0.322	1.6352±0.263

注:a.与模型 3 比较,  $P<0.05$ ;b.与模型 3 比较,  $P<0.01$ 。

表 4 斜向载荷下应力冻结模型颊舌向切片牙槽骨各测试点应力值( $\bar{x}\pm s, n=5$ )

实验组	应力值( MPa)		
	颊侧颈缘	舌侧颈缘	根尖部
模型 1	5.0312±0.212 <sup>a</sup>	5.6247±0.492 <sup>b</sup>	1.4720±0.087
模型 2	4.6411±0.303 <sup>a</sup>	5.7224±0.144 <sup>a</sup>	1.8210±0.255
模型 3	4.0175±0.281	4.4120±0.232	1.4023±0.316

注:a.与模型 3 比较,  $P<0.01$ ;b.与模型 3 比较,  $P<0.001$ 。

3 讨论

本实验采用整体浇注法和应力冻结切片法进行口腔生物力学的光弹性分析,提高了模型与原型物理相似性和几何相似性,克服了以往光弹性试验中直接在模型和修复体原件上进行加载分析,结果与实际情况有一定差距的缺陷,并且使实验结果量化,直接获得应力值数据,增强了实验的精度和可信度。同时,在切片时,为防止产生加工应力,采用手动钢锯,切片厚度约 3 mm,切片时控制施力的大小、频率一致,并间断进行,期间甘油无间断滴入加工部位予以冷却<sup>[6]</sup>。切片完成后在 3 h 内观察完毕,避免产生时间边缘效应。

下颌第一磨牙半切术后,对患牙进行合理的修复可减小牙

周支持组织应力峰值并使其分布更均匀<sup>[11]</sup>。有限元研究显示,磨牙半切术后修复应首选双端固定桥设计<sup>[12]</sup>,因该设计方式避免了单端桥的杠杆作用,不仅可以减小直接受载牙的应力,增加非直接受载牙应力,有效地分散力,而且利于义齿固位,增强修复体的稳定性,从而更有利于牙体牙周组织的健康,具有单端固定桥不具备的优点,因此应是下颌第一磨牙半切术后的首选方案<sup>[12]</sup>。

本实验结果显示,第一磨牙半切术后,两种修复设计在垂直和斜向定点加载情况下,模型 1 和模型 2,即两种固定桥修复半切术后的下颌第一磨牙,余留远中根颈缘及根尖部牙槽骨的应力值均高于模型 3,即正常下颌第一磨牙远中根的支持组织应力值,但未超出其 2 倍,且模型 1 的应力值与模型 2 的相应测试点间均无显著性差异( $P>0.05$ );在垂直载荷下,模型 1 与模型 3 及模型 2 与模型 3 余留远中根颈缘及根尖部牙槽骨相应测试点的应力值间亦无显著性差异( $P>0.05$ );在斜向载荷下,模型 1 与模型 3 及模型 2 与模型 3 颈缘远中和根尖部牙槽骨相应测试点的应力值之间无显著性差异( $P>0.05$ );但颈缘的近中、颊侧和舌侧的相应测试点的应力值间均有显著性差异或非常高度显著性差异( $P<0.05\sim 0.001$ ),而通常在正常情况下,咬合力仅使用了牙周组织所能支持力的一半,另一半为牙周潜力。本实验模型 1 和模型 2 两种双端固定桥修复模型应力值并未超出模型 3 正常情况下应力值的 2 倍,即处于牙周潜力的范围,不会损伤牙周支持组织<sup>[13]</sup>,表明磨牙半切术后,如牙周支持组织良好,以上两种双端固定桥设计均为可选方式。但在临床实际操作中,考虑到 ⑤⑥固定桥较 ⑤⑥⑦固定桥即模型 1 较模型 2 既能减少患者的痛苦,减轻经济负担,又能更好地保护天然牙,因此,磨牙半切术后双基牙双端固定桥宜为首选。

[参考文献]

[1] 徐莉,曹采方. 截根术后临床疗效观察[J]. 临床口腔医学杂志, 1992,8:74—76.  
[2] 王涛. 磨牙半切术与修复治疗 30 例根分叉病变分析[J]. 山西临床医药杂志,2001,11(10):22—25.  
[3] 凌月华,张富强,姜卫东. 下颌牙列三维光弹模型的设计和制作[J]. 口腔材料器械杂志,2003,12(4):183—185.  
[4] 吴哲,王京云. 三种预备体材料对前牙烤瓷冠及牙本质应力分布的影响[J]. 现代口腔医学杂志,2002,16(2):163—165.  
[5] 张文云,施长溪,陈吉华. 两种材料桩钉对牙根应力分布影响的三维光弹应力分析[J]. 口腔医学研究,2003,19(2):122—124.  
[6] 大连工学院数理力学系光测组编著. 光弹性实验[M]. 北京:国防工业出版社,1978:215.  
[7] Fernandes P, Glantz PJ, Svensson SA, et al. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry[J]. Dental Materials,2003,19(2):106—117.  
[8] 肖永谦,段自力. 光弹性矩阵原理和方法[M]. 武汉:华中理工大学出版社,1990:131.  
[9] 张如一. 实验应力分析[M]. 北京:机械工业出版社,1984.  
[10] 贾有权. 材料力学实验[M]. 北京:高等教育出版社,1984.  
[11] 周书敏,江泳. 截根术、牙半切除术及术后不同修复设计的应力分析[J]. 中华口腔医学杂志,1999,1(34):42.  
[12] 王懿,张少锋,王延荣,等. 磨牙半切术后修复治疗的三维有限元应力分析[J]. 临床口腔医学杂志,2004,2(20):77—79.  
[13] 徐君伍. 现代口腔修复学[M]. 北京:高等教育出版社,2000.

(收稿日期:2006-01-24)