

固定桥双基牙侧牙槽骨吸收对基牙应力分布的影响

张翼¹, 廖沐莹¹, 吴娴¹, 张一岭², 陈艳¹

(福建 厦门: 1. 福建医科大学附属解放军第一七四医院, 361003; 2. 厦门大学土木工程系, 361005)

[摘要] 目的: 探讨固定桥双基牙侧牙槽骨有不同程度水平吸收时, 基牙牙周膜的等效力值和分布的变化, 以指导临床固定桥的合理设计。方法: 采用螺旋 CT 扫描技术与 Mimics、Ansys 软件相结合建立双基牙侧牙槽骨有不同程度水平吸收后的三基牙双端固定桥的三维有限元模型, 施加垂直和斜向 45° 载荷, 分析双基牙侧牙槽骨的应力分布状况。结果: ①斜向载荷下各模型应力值均大于垂直向载荷时的应力, 应力集中现象也较垂直向载荷时明显; ②在垂直或倾斜载荷下, 有牙槽骨吸收的第二前磨牙侧增加牙周组织健康的的第一前磨牙时, 应力均变大以分担殆力; 若增加的第一前磨牙有不同程度的牙槽骨吸收, 垂直载荷时应力值变化不大, 斜向载荷时应力值减小, 但应力集中现象较无吸收时明显。结论: 增加牙槽骨有不同程度吸收的基牙不能有效地发挥分散殆力的作用, 不适合做固定桥基牙。加载方向是影响应力分布的重要因素, 应注意防止产生过大的侧向力。

[关键词] 固定桥; 牙槽骨吸收; 三维有限元; 应力分布

[中图分类号] R783

[文献标识码] A

[文章编号] 1005-2593(2012)06-0314-05

[牙体牙髓牙周病学杂志 2012 22(6): 314]

Effect of double abutment absorption of alveolar bone in rigid fixed bridge on the stress distribution of abutments

ZHANG Ying*, LIAO Mu-ying, WU Xian, ZHANG Yi-ling, CHEN Yan

(* Department of Prosthodontics, The 174th Hospital of PLA of Fujian Medical University, Xiamen 361003, China)

[Abstract] **AIM:** To investigate the stress distribution of abutment tooth periodontal ligament when there are different levels of alveolar bone resorption at the abutment teeth with rigid fixed bridge design. **METHODS:** A three dimensional finite element model with different levels of alveolar horizontal absorption at the abutment teeth was established by CT scanning using Mimics 8.1 and Ansys 11.0. Vertical and oblique loading was added to test stress the distribution at the abutment teeth. **RESULTS:** When the periodontally healthy first premolar was added as additional abutment tooth, vertical loading and oblique loading could result in more evenly distributed stress. However, when alveolar bone resorption existed in first premolar, little stress distribution change was observed at vertical loading. But oblique loading led to more concentrated stress. **CONCLUSION:** Adding an abutment tooth with alveolar bone resorption can not improve stress distribution, hence it is not suitable for rigid fixed bridge. The direction of loading seems to play a significant role in determining stress distribution. The oblique force on the bridge should be avoided or reduced as possible.

[Key words] fixed bridge; alveolar bone loss; 3-D finite element; stress distribution

[Chinese Journal of Conservative Dentistry 2012 22(6): 314]

收稿日期: 2011-11-11; 修回日期: 2012-02-22

基金项目: 厦门市科技局资助课题(3502Z20094013)

作者简介: 张翼(1965-) 男, 辽宁省丹东市人。硕士生导师,

主任医师, 教授

通讯作者: 陈艳, E-mail: 345501703@qq.com

有学者^[1]认为如何选择固定桥的基牙有一条关键性的原则是, 当一侧基牙较薄弱时, 适当增加该侧的基牙数目, 可使应力分布更为合理, 避免薄弱处基牙的创伤。三维有限元法应用于口腔修复

学已有较长时间,对固定桥基牙牙槽骨吸收的研究亦不少。本研究通过增加的基牙在不同牙周支持组织条件下对固定桥应力分布的影响进行三维有限元分析,为固定桥的合理设计提供理论依据。

1 材料和方法

1.1 材料和设备

西门子 64 排双源 CT—SOMATOM Definition (西门子公司,德国); Mimcs 8.1 软件(Materialise 公司,比利时); Ansys 11.0 软件(Ansys 公司,美国)。

1.2 基牙牙槽骨为吸收状态下的三维有限元模型的建立

依据王惠芸^[2]我国人牙的测量和统计,选择一名未进行过正畸治疗、牙列完整、第三磨牙正常萌出、牙弓形状基本对称、殆关系基本正常、无明显牙周疾患或牙槽骨吸收、无后牙牙体缺损或明显磨耗的健康青年志愿者作为扫描对象,使用 SOMATOM Definition 64 排螺旋 CT 扫描仪对其上下颌牙槽骨、牙列进行扫描,扫描层厚为 0.6 mm。在 CT 工作站中将扫描图像转换为 BMP 格式,记录并存入计算机作为原始资料。在软件 Mimics 8.1 中输入保存的 BMP 文件,所得数据导入 Ansys11.0 软件,用 Vlscale 和 Glue 命令获得完整的下颌固定义齿实体模型。用 8node 45 单元定义所获取模型的单元类型,按表 1 设定各种材料的力学参数^[3],然后进行自动与手动相结合的网格划分,并在部分细微结构进行网格细化,如牙齿和牙周膜等部位。获得完整的下颌固定义齿三维有限元模型^[4](图 1)。

表 1 有关材料的力学性质

| 材料 | 弹性模量(MPa) | 泊松比 |
|----------|-----------|------|
| 牙本质 | 13 000 | 0.3 |
| 牙周膜 | 5.0 | 0.45 |
| 皮质骨(硬骨板) | 14 000 | 0.3 |
| 松质骨 | 1 500 | 0.3 |
| 钴铬合金 | 210 000 | 0.3 |

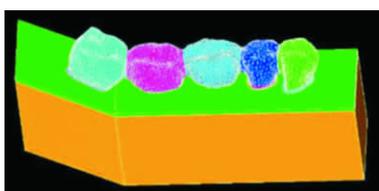


图 1 三维有限元模型

1.3 双基牙侧牙槽骨不同程度水平吸收的分类

本研究按双基牙侧的牙槽骨吸收分别达到根长的 10%、30%、50% 进行分类(表 2)。临床上通常认为基牙牙槽骨吸收最大值为 50%,根据临床经验,吸收值大于 50% 时无意义^[5]。

表 2 模型的分类 (%)

| 项目 | 第一前磨牙 | 第二前磨牙 | 第三磨牙 |
|------|-------|-------|------|
| 模型-1 | - | - | - |
| 模型-2 | 10 | 10 | - |
| 模型-3 | 30 | 30 | - |
| 模型-4 | 50 | 50 | - |
| 模型-5 | - | 10 | - |
| 模型-6 | - | 30 | - |
| 模型-7 | - | 50 | - |

“-”表示无牙槽骨吸收

1.4 加载

根据所求问题的需要,选择静态分析。对模型各材料均做简化,假设为连续、均质、各向同性的线弹性材料,并且材料为小变形;对模型中各结构进行加载后,假设各部分和各组织之间不相对滑动,各单元稳定,不计材料受力变形。把牙槽骨底部设定为固定约束边界,不发生位移。然后在选择各个桥体和基牙的颊尖舌斜面上各选择 60 个承载节点,分别从与牙体长轴平行的垂直向以及舌颊向 45° 两个方向进行加载。每个节点加载力量为 5 N,加载力总共为 300 N,整个实验过程中方向和大小均保持不变。

2 结果

2.1 垂直加载

等效应力^[6]用应力等值来表示模型内部应力分布的情况,以 von Mises 表示。

垂直加载方向下,且双基牙侧牙槽骨无吸收时,第一、第二前磨牙的牙周膜最大等效应力值相差不大,分布也较均匀,牙颈部牙周膜是等效应力的集中区;在第一、第二前磨牙牙槽骨同时吸收的情况下,颈部和中上段牙周膜是等效应力的集中区。随着牙槽骨吸收程度的增加,牙周膜面积减小,第一前磨牙等效应力值约是无吸收时的 2 倍,应力集中区域范围也较大;在只有第二前磨牙牙槽骨吸收的情况下,第一前磨牙牙周膜等效应力集中区域的范围随着其吸收程度的增加更加明显,且最大等效应力值增大(表 3、图 2)。

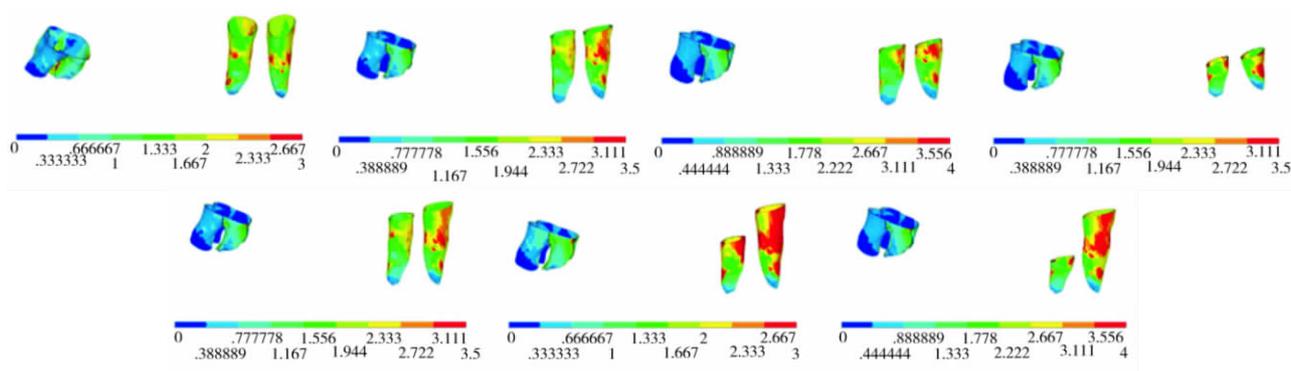


图2 各基牙牙周膜应力云图

表3 各基牙牙周膜应力值 (MPa)

| 项目 | 第一前磨牙 | 第二前磨牙 | 第三磨牙 |
|------|--------|-------|--------|
| 模型-1 | 4.292 | 5.487 | 18.365 |
| 模型-2 | 10.028 | 6.301 | 10.389 |
| 模型-3 | 11.093 | 5.429 | 8.832 |
| 模型-4 | 10.959 | 4.915 | 7.252 |
| 模型-5 | 10.526 | 6.266 | 10.572 |
| 模型-6 | 13.516 | 5.407 | 10.091 |
| 模型-7 | 16.922 | 6.143 | 10.038 |

2.2 舌颊向45°加载

舌颊向45°加载方向下,第一、第二前磨牙牙槽骨同时吸收,两前磨牙牙周膜应力值逐渐减小,但应力值和应力集中区域都较无吸收时大;在只有第二前磨牙牙槽骨吸收的情况下,牙周膜最大等效应力值随着其吸收程度的增大而增大,第一、第二前磨牙则逐渐减小。各模型所有基牙牙周膜最大

等效应力值在舌颊向45°加载时远远超出了垂直加载时,最大值甚至达到了约230 MPa。在两前磨牙牙槽骨同时吸收情况下,第一前磨牙牙周膜等效应力值最大达到垂直载荷的约2倍,第二前磨牙最大达到了约1.5倍,第三磨牙最大达到了约4倍;在只有第二前磨牙牙槽骨吸收的情况下,第一前磨牙牙周膜等效应力值最大达到垂直载荷的约6倍,第二前磨牙最大达到约2倍,且第三磨牙最大达到约3倍(表4)。

应力云图可见,舌颊向45°加载,两磨牙牙周膜等效应力集中区域位于颈部牙周膜。牙槽骨吸收程度逐渐增加,基牙牙周膜应力分布不均匀,出现高水平应力集中,应力集中程度比分散垂直加载时更明显,尤其第一前磨牙表现最为明显(图3)。

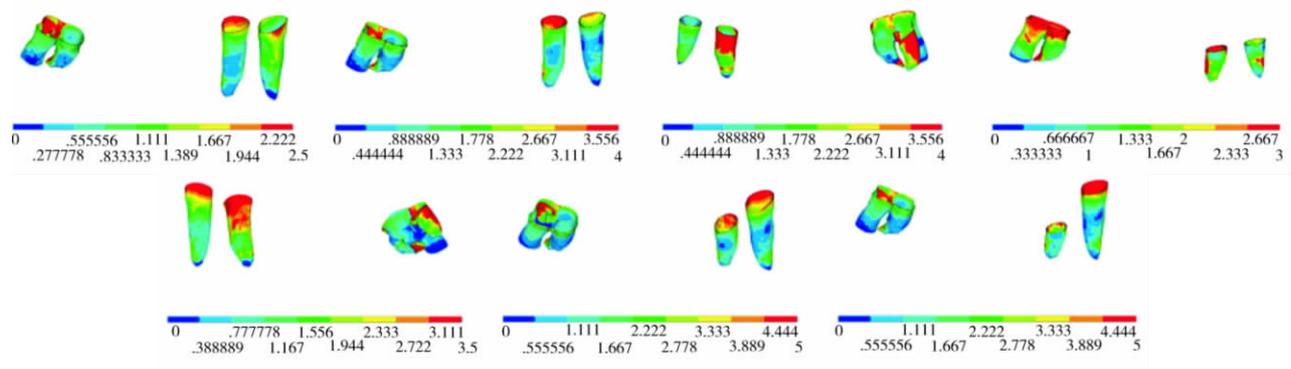


图3 各基牙牙周膜应力云图

表4 各基牙牙周膜应力值 (MPa)

| 项目 | 第一前磨牙 | 第二前磨牙 | 第三磨牙 |
|------|--------|--------|--------|
| 模型-1 | 4.518 | 5.814 | 40.267 |
| 模型-2 | 17.958 | 28.821 | 30.888 |
| 模型-3 | 9.231 | 20.301 | 36.194 |
| 模型-4 | 9.966 | 14.376 | 43.21 |
| 模型-5 | 12.364 | 65.354 | 31.263 |
| 模型-6 | 8.312 | 82.719 | 34.259 |
| 模型-7 | 6.764 | 92.957 | 35.752 |

3 讨论

咬合力的大小由于年龄、性别、咀嚼习惯、健康状况、殆力线方向、颌系统的状况、牙周膜的耐受力等的差异,在不同个体之间和同一个体的不同时期都不同。有学者测定的正常人的咬合力数值为3~30 kg^[7],本研究将咬合力定为300 N,符合正常人咬合力的范围。

牙齿内部的应力分布状况与牙周组织的健康状况有很大关系,咀嚼运动中承受的咬合力通过牙体传给牙周膜,再传给牙槽骨和颌骨,健康的牙周支持组织能起缓冲的作用。但临床上常因为各种牙周病、增龄、咬合创伤造成侧向力过大,加重牙周组织的破坏,牙槽骨和牙周膜高度降低,牙周储备力减少,对咬合力的缓冲作用减少,使得牙齿、牙周膜的应力增加。因此,常因牙周支持组织的破坏而影响牙列缺损的固定义齿修复设计^[8]。牙槽骨吸收后剩余牙周支持组织能否有效分担缺失牙承受的咬合力并未被完全阐述,为了解在患有牙周病的基牙侧增加的基牙的健康状况与机械力学关系,必须先了解不同牙周组织高度在基牙垂直向加载及斜向加载后所产生的应力值及其分布的改变,可利用三维有限元分析法来分析所有基牙的牙体及牙周组织的应力分布^[9]。

本研究中,第二前磨牙牙槽骨有不同程度吸收,并且牙周膜面积较小,增加的第一前磨牙分别为牙槽骨正常及有不同程度吸收,对其施以垂直和斜向45°加载后发现,垂直加载时所有基牙牙周膜等效应力集中区域主要分布于颈部和中部,并在根尖处有应力集中现象,且以压应力为主,根中上段以拉应力为主,与多数学者^[10-11]的研究结果一致。

在只有第二前磨牙牙槽骨吸收的情况下,随其吸收程度逐渐增加,第一前磨牙牙周膜最大等效应力有较大幅度的增长,其他2个基牙应力值稍有减小,提示健康的基牙可更多地分担缺失牙的部分殆力,使弱基牙侧能更好地承担功能载荷。可能是固定桥修复后,有牙槽骨吸收和牙周膜减少的弱基牙一侧增加健康邻牙后,使其成为一个咀嚼整体;当咀嚼过程中对弱基牙施加力量过大时,就会启动相邻健康牙的牙周支持组织储备力。本结果与魏斌等^[12]在两侧基牙牙槽骨均有Ⅱ度吸收的固定桥修复设计中增加基牙数目可以改善应力分布的结果一致。

第一、第二前磨牙同时吸收时,随着牙槽骨吸收程度的增加,虽然第一前磨牙最大应力值增大趋势不明显,但应力值约为无吸收时的两倍,集中区域也较无吸收时大,趋近于牙根颈部及中上段。提示如果在弱基牙侧增加的基牙也有相同的骨吸收,随着吸收程度的增加,可导致其应力的集中,所以若增加的基牙牙周支持组织有不同程度的吸收时,虽能在一定程度上分担一部分殆力,但会引起其牙

周组织的进一步破坏,提示这种条件下对基牙的选择应慎重考虑^[13]。

由于后牙的殆运循环运动伴有下颌的侧方运动,在研究应力分布时,斜向45°加载比单纯的垂直及水平加载更能代表口腔的功能状态。本研究中斜向45°加载时,在第一、第二前磨牙牙槽骨同时吸收的情况下,随吸收程度增加,两前磨牙牙周膜应力值逐渐减小,但应力值和应力集中区域都较无吸收时大,且牙周膜应力分布不均匀,出现高水平应力集中,应力集中程度比垂直加载时更明显。提示斜向加载条件下,如果增加的基牙牙周组织有受损,反而引起基牙牙周膜应力集中区域的增加。当只有第二前磨牙牙槽骨吸收时,随吸收程度增加,第一前磨牙等效应力均增大,第二前磨牙和第三磨牙的应力值变化较小。提示固定桥修复后由于整体受力,可以分担缺失牙的部分殆力,与垂直加载的结果一致。

各模型所有基牙牙周膜最大等效应力值在舌颊向45°加载时远远超出了垂直加载时。其原因是,在垂直载荷下,正常牙周膜几乎使所有的牙周膜纤维受拉呈紧张状态,共同协作使天然牙悬吊在牙槽窝内,能抵抗较大的轴向力。而在侧向力作用下,随着牙槽骨高度的降低,基牙牙周膜一侧受拉,另一侧受压,使得部分纤维呈紧张状态,仅部分纤维能够分担该牙承受的咬合力,所以牙周膜应力值均较垂直加载时大。Holmgren等^[14]也报道,在对基牙和种植体斜向45°加载时的最大等效应力值远远大于垂直加载。Messennan和Dyment等报道,要使牙齿移动相同的距离,所需的轴向力是水平力的62倍。因此,加载方向会较大影响固定桥的应力分布,在弱基牙侧增加健康的牙齿能有效分担一部分咬合力,但应尽可能避免较大的侧向力,适当减小牙尖斜度^[15]。

本研究通过建立双基牙侧牙槽骨不同程度水平吸收的下颌第一、第二磨牙缺失三基牙双端固定桥修复的三维有限元模型,分析其在垂直加载和舌颊向45°加载情况下,基牙牙周膜的应力分布情况。在有牙槽骨不同程度吸收的第二前磨牙侧增加健康的第一前磨牙时,随着吸收程度增加,能调动第一前磨牙牙周储备力,分担了部分缺失牙的殆力,使弱基牙不承受过重的负担,延长了临床使用时间;而当增加的第一前磨牙相同程度牙槽骨吸收后,增加的基牙牙周膜应力集中现象较无吸收时明

显 随着牙周膜面积减少,牙周储备力减少,长期处于大应力作用下的基牙牙周支持组织会进一步破坏,应慎选基牙。另外,相同大小的斜向载荷下,各基牙牙周膜的等效力值较垂直载荷大且分布不均匀,说明加载方向会极大影响力值和分布规律,提示在临床固定桥修复制作中,应尽可能避免过高的侧向力,适当降低牙尖斜度,减小殆面颊舌径,使接触点尽可能位于中心等。

参考文献:

[1] 魏斌,于力牛,张富强. 基于松动牙作基牙的固定桥力学模型的建立与分析[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2006, 7(4): 252 - 253.

[2] 王惠芸. 我国人牙的测量和统计[J]. 中华口腔医学杂志, 1959, 7(3): 149 - 155.

[3] Aydin AK, Tekkaya AE. Stress induced by different loadings around weak abutments[J]. *J Prosthet Dent*, 1992, 68(6): 879 - 884.

[4] 陈艳,吴娴,张一岭,等. 固定桥基牙牙槽骨吸收三维有限元模型的建立[J]. 牙体牙髓牙周病学杂志, 2011, 21(4): 218 - 220.

[5] 刘建平,王忠义,甘云娜. CT扫描建立下颌后牙固定义齿三维有限元模型的应力分析[J]. 中国临床康复, 2004, 8(5): 878 - 879.

[6] 刘建平,冯晓刚,王乐. 固定桥基牙牙槽骨三侧吸收对基牙应力分布的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2010, 27(5): 2178 - 2180.

[7] 皮昕. 口腔解剖生理学[M]. 6版. 北京: 人民卫生出版社, 2008: 294.

[8] Moser P, Hammerle CH, Lang NP, et al. Maintenance of periodontal attachment levels in prosthetically treated patients with gingivitis or moderate chronic periodontitis 5 - 17 years post therapy[J]. *J Clin Periodontol* 2002, 29(6): 531 - 539.

[9] Song Y, Debski RE, Musahl V, et al. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation[J]. *J Biomech*, 2004, 37(3): 383 - 390.

[10] Sutherland JK, Holland GA, Slude TB, et al. A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design[J]. *J Prosthet Dent*, 1980, 44(6): 616 - 623.

[11] Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement[J]. *Angle Orthod* 2001, 71(2): 127 - 131.

[12] 魏斌,张富强,于力牛,等. 基牙牙槽骨吸收对固定义齿应力分布的影响[J]. 上海交通大学学报(医学版), 2006, 26(10): 1105 - 1106.

[13] 牟雁东,樊瑜波,刘展. 不同基牙牙周状况下双侧游离缺损冠外附着体牙齿的三维有限元分析[J]. 中年老年口腔医学杂志, 2009, 7(7): 241 - 245.

[14] Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, et al. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implants shape, and load direction[J]. *J Oral Implantol*, 1998, 24(2): 80 - 88.

[15] 徐明志,王燕一,徐薪. 固定修复后倾斜基牙角度对牙周受力影响的有限元分析[J]. 中华老年口腔医学杂志, 2008, 6(4): 220 - 222.

(上接 342 页)

参考文献:

[1] Toshifumi S, Wetzel E. Microsphere-filled light weight calcium phosphate cements[J]. *J Mater Sci*, 1994, 29(19): 145 - 150.

[2] Takechi M, Miyamoto Y, Ishikawa K, et al. Effects of added antibiotics on the basic properties of antiwashout type fast setting calcium phosphate cement[J]. *Biomed Mater Res*, 1998, 39(2): 308 - 316.

[3] 杨洪,王爱新,李慧,等. 一种改进型透磷灰石骨水泥的初步研究[J]. 材料导报, 2010, 24(3): 109 - 111.

[4] 杨洪,赵培正. 液相沉淀法制备β-磷酸三钙[J]. 河南师范大学学报(自然科学) 2007, 35(1): 122 - 124.

[5] 胡继林,王志强. 以α-磷酸三钙和磷酸四钙为主要原料的磷酸盐骨水泥的制备及其性能比较[J]. 大连轻工业学院学报, 2004, 23(2): 79 - 81.

[6] 周馨,郑昌琼,王方瑚,等. 一种新型磷酸钙骨水泥的制备、

基本性能的研究及生物安全性评价[J]. 生物医学工程学杂志, 1999, 16(5): 56 - 59.

[7] 江捍平,王大平,阮建明. 纳米羟基磷灰石人工骨的生物相容性研究[J]. 中国现代医学杂志, 2005, 15(10): 1477 - 1480.

[8] 戴红莲,闰玉华,曹献英,等. 磷酸钙骨水泥的生物相容性[J]. 中国有色金属学报, 2002, 12(6): 1252 - 1256.

[9] Santos LA, Carrodegua RG, Rogero SO, et al. Alpha-tricalcium phosphate cement: *in vitro* cytotoxicity[J]. *Biomater*, 2002, 23(9): 2035 - 2042.

[10] Liu CS, Wang W, Shen W, et al. Evaluation of the biocompatibility of anoceramic hydroxyapatite[J]. *Endon*, 1997, 23(8): 490 - 493.

[11] 吴显培,白波,余楠生. 新型可注射可降解磷酸钙骨水泥的生物相容性及其对成骨作用的实验研究[D]. 广州: 广州医学院, 2005.