

[文章编号] 1000-1182(2008)04-0374-04

# 下颌第二前磨牙3种修复方式的应力分析

曹 军<sup>1</sup>, 王少安<sup>1</sup>, 唐碧华<sup>2</sup>

(1.四川大学华西口腔医院 修复科, 四川 成都 610041;

2.中国水电顾问集团成都勘测设计研究院 工程分院, 四川 成都 610072)

[摘要] 目的 采用3种不同的设计方式修复根管治疗后牙冠完整的下颌第二前磨牙, 观察其牙本质的应力大小及分布情况。方法 采用螺旋式CT扫描获取数据, 建立下颌第二前磨牙4种情况下的三维有限元模型: 1)直接全冠修复; 2)用树脂材料充填开髓洞形后全冠修复; 3)铸造镍铬合金桩核与全冠修复; 4)纤维桩树脂核与全冠修复。在颊尖顶偏颊侧加载, 比较牙本质中最大主应力和von Mises应力的大小及分布情况。结果 应力计算分析的结果显示: 铸造镍铬合金桩核修复时, 桩尖周围有明显的应力集中区; 纤维桩修复时桩尖周的应力集中不明显; 无桩设计而直接用树脂材料充填开髓洞形时, 其应力大小和分布与对照组基本一致。结论 在本实验条件下, 与铸造镍铬合金桩相比, 纤维桩更适合于下颌前磨牙的桩核冠修复; 在下颌前磨牙牙冠部有足够牙体组织的情况下, 在根管中放置桩不一定是必须的, 直接用树脂材料充填开髓洞形后行全冠修复也是一种可能的选择。

[关键词] 前磨牙; 桩核冠; 应力分析; 三维有限元

[中图分类号] R318.01 [文献标识码] A

Stress analysis of mandibular second premolar with three different restorations CAO Jun<sup>1</sup>, WANG Shao-an<sup>1</sup>, TANG Bi-hua<sup>2</sup>. (1. Dept. of Prosthodontics, West China College of Stomatology, Sichuan University, Chengdu 610041, China; 2. Dept. of Engineering, Chengdu Hydropower Investigation Design and Research Institute, Chengdu 610072, China)

[Abstract] Objective To investigate the stress intensity and distribution in the dentine of intact endodontically treated mandibular second premolar under three different restorations. Methods Four three-dimensional finite element models were constructed by the data of spiral CT: 1)Mandibular second premolar restored directly by full crown; 2) Fill the perforating cavity with resin material and full crown restoration; 3)Cast nickel chromium(NiCr) alloy post core plus full crown restoration; 4)Fiber post and resin core plus full crown restoration. Load was applied on the buccal inclined surface near the top of the buccal cusp and the intensity and distribution of the maximum tensile stress and von Mises stress in the dentine were compared. Results When the tooth was restored with NiCr alloy post core, an obvious stress concentration area was observed in the dentine next to the top of the post. When the fiber post was used, there was little stress concentration area around the top of the post, and the stress distribution in the dentine was almost the same as the control group. No difference of the intensity and distribution of the stress was found with the control group when no post was used and the perforating cavity was just filled with resin material. Conclusion Compared with cast metal post, fiber post is more suitable for post-core crown restorations. In cases with sufficient coronal tooth substance, post is not absolutely necessary and just filling the perforating cavity with resin material followed by crown restoration can be one of the alternative restorations.

[Key words] premolar; post-core crown; stress analysis; three-dimensional finite element

在临床上, 经根管治疗后的牙冠完整或相对完整的下颌第二前磨牙并不少见。在对该类患牙进行全冠修复时, 是否需要在根管内放置桩这个问题目前还没有肯定的回答<sup>[1-4]</sup>。如果要在根管中放置桩,

目前有多种桩材料可供选择, 其中金属材料包括镍铬合金、钴铬合金、金合金、钛合金等。非金属材料则有陶瓷、复合树脂以及纤维增强的复合树脂等。有研究表明, 纤维桩的弹性模量和牙本质接近, 牙体组织中的应力分布在桩修复前后没有明显改变, 并且牙本质中没有应力集中, 因此可降低修复后发生根折的可能性; 金属桩的弹性模量远高于

[收稿日期] 2008-04-04; [修回日期] 2008-06-06

[作者简介] 曹 军(1981-), 男, 四川人, 住院医师, 硕士

[通讯作者] 王少安, Tel: 13550090321

牙本质, 容易导致修复后牙本质局部应力集中和不可逆性的根折<sup>[9]</sup>。但也有研究显示, 在冠部有足够牙体组织的情况下, 桩核材料的选择对牙体组织的抗力没有明显影响<sup>[1, 6]</sup>。本研究的对象为根管治疗后牙冠完整的下颌第二前磨牙, 采用三维有限元方法分析比较在无桩和2种临床最常用的桩(铸造镍铬合金桩和纤维桩)修复的情况下, 牙体组织中应力的分布和分布规律, 为临床上该类患牙修复方式的选择提供依据。

## 1 材料和方法

### 1.1 建模标本的选择和原始数据的获取

选择牙体完整的接近标准的离体下颌第二前磨牙, 牙体全长为22.22 mm, 冠长为7.68 mm, 根长为14.54 mm, 琼脂包埋, 使牙体长轴与包埋块的底面平行。采用螺旋式CT(Somatom Sensation 4)对其进行断层扫描, 断层厚为0.5 mm, 层与层重叠0.2 mm, 共获得断层图片74张。用Mimics软件将扫描图片轮廓数字化, 形成数据列表。

### 1.2 下颌第二前磨牙3种不同修复方式三维有限元模型的建立

将通过Mimics得到的数据导入ANSYS 5.7三维有限元软件, 利用其前处理程序建立下颌第二前磨牙的4个模型, 分别为: 1)模型A: 牙冠完整的下颌第二前磨牙直接全冠修复, 作为对照组; 2)模型B: 用树脂材料充填开髓洞形(充填到釉牙骨质界)后全冠修复, 根管内无桩; 3)模型C: 铸造镍铬合金桩核加全冠修复, 冠部保留2 mm牙本质领; 4)模型D: 纤维桩树脂核加全冠修复, 冠部保留2 mm牙本质领。以上模型均满足以下要求: 预备体肩台位于釉牙骨质界上1 mm, 宽为1 mm; 桩径约为根径的1/3, 根尖区保留4 mm牙胶封闭(有桩的情况下); 牙根周围被0.2 mm厚的牙周膜和约2 mm厚的松质骨包绕, 牙槽嵴位于釉牙骨质界下1 mm; 粘接剂的弹性模量和牙本质接近, 对应力的分布影响不大, 在所有模型中忽略不计。采用四面体单元对模型进行自由划分, 共生成39 142个节点, 227 638个单元。

实验假设除玻璃纤维桩外, 其他所有材料和组织均为连续、均质、各向同性的线弹性材料; 玻璃纤维桩为各向异性、横截面观各向同性的线弹性材料。模型受力变形为小变形, 桩、核、冠、牙胶与牙体界面完全整合, 受力后不发生相对移动。玻璃纤维桩的弹性常数 $E_x$ 、 $E_y$ 、 $E_z$ 分别为37、9.5、9.5 GPa, 泊松比 $V_{xz}$ 、 $V_{xy}$ 、 $V_{yz}$ 分别为0.27、0.34、0.27, 剪切模量 $G_{xz}$ 、 $G_{xy}$ 、 $G_{yz}$ 分别为3.10、3.50、3.10 GPa<sup>[7-9]</sup>。其他材料的弹性模量和泊松比见表1<sup>[7-10]</sup>。

表 1 模型中各种材料的力学参数

Tab 1 The elastic properties of the isotropic materials

材料	弹性模量(GPa)	泊松比
牙本质	18.6	0.31
牙胶	0.000 69	0.45
松质骨	1.37	0.30
牙周膜	0.068 9	0.45
牙髓	0.002	0.45
全瓷冠	96	0.22
镍铬合金	200	0.33
塑核树脂	8.3	0.28

### 1.3 边界条件和载荷

边界约束条件为牙槽骨近远中面和底面固定约束。在颊尖顶偏颊侧加载, 力的方向与牙体长轴成45°角。下颌第二前磨牙的最大咬合力为360 N, 日常行使功能所需要的力约为最大咬合力的一半, 故本实验采用180 N的力加载, 均匀加到相应位置的18个节点上, 每个节点上加载的力为10 N。最后分析4个模型牙本质中von Mises应力和最大主应力的大小和分布情况。

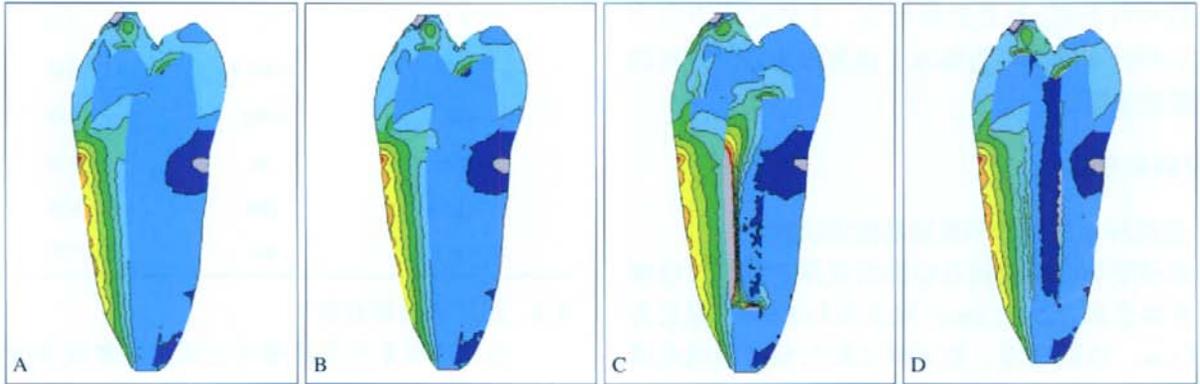
## 2 结果

将下颌第二前磨牙从牙槽骨中分离出来, 取牙齿颊舌方向正中的剖面图, 观察4个模型牙本质中最大主应力和von Mises应力的大小和分布情况(图1、2)。在4种情况下, 牙本质中的最大主应力高应力区都位于牙根颊侧外表面, 其峰值出现在颈部, 应力从牙根表面向髓腔方向逐渐减小。在图1中, 模型A、B、D的最大主应力分布情况基本一致。铸造镍铬合金桩核修复的情况下, 桩尖部舌侧所对应的牙本质有小范围的拉应力集中, 根管颊侧壁牙本质中的拉应力值稍高于其他组。在图2中, A、B、D的von Mises应力高应力区位于牙根舌侧外表面, 其峰值出现在颈部, 而铸造镍铬合金桩核修复时, von Mises应力高应力区从颈部向根尖方向移动, 位于桩尖部舌侧所对应的牙本质中, 该处有一个明显的应力集中区, von Mises应力的峰值位于与桩尖部接触的牙本质中。纤维桩修复时, 桩尖周围的应力集中并不明显, 牙本质中的应力分布情况与对照组没有明显差异。

各组牙颈部和桩尖应力集中区域(或相对应位置)的最大主应力和von Mises应力的峰值见表2。在牙颈部, 铸造镍铬合金桩核修复的最大主应力峰值比对照组减小了3.35%, von Mises应力峰值减小了

15.54%；纤维桩修复时牙颈部的最大主应力峰值比对照组增加了1.47%，von Mises应力峰值减小了6.37%。在桩尖应力集中区域，铸造镍铬合金桩核修复产生的最大主应力峰值是纤维桩修复的3.5倍（在模型A、B的相应区域为受压状态，最大主应力为负值，在表中未列出）；在桩尖应力集中区域，

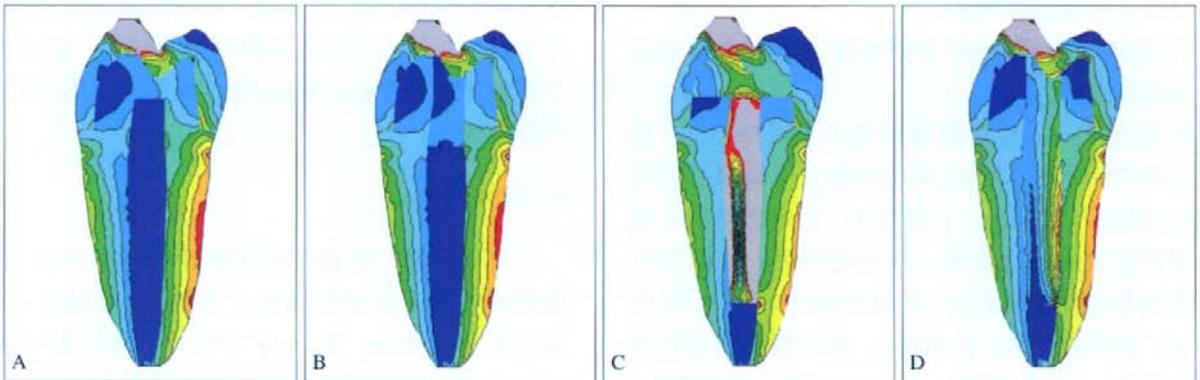
铸造镍铬合金桩核修复产生的von Mises应力峰值比对照组相应区域增加了191.89%，纤维桩修复时桩尖区产生的von Mises应力峰值比对照组相应区域增加了78.13%。在模型B中，牙本质中的最大主应力和von Mises应力峰值与对照组没有明显差异。



A: 模型A; B: 模型B; C: 模型C; D: 模型D

图 1 下颌第二前磨牙在颊尖顶偏颊侧加载情况下的最大主应力分布图

Fig 1 Maximum tensile stress within the mandibular second premolar loaded on the buccal inclined surface near the top of the buccal cusp



A: 模型A; B: 模型B; C: 模型C; D: 模型D

图 2 下颌第二前磨牙在颊尖顶偏颊侧加载情况下的von Mises应力分布图

Fig 2 The von Mises stress within the mandibular second premolar loaded on the buccal inclined surface near the top of the buccal cusp

表 2 牙颈部和桩尖应力集中区域的应力峰值 (MPa)

Tab 2 Maximum value of the stress within the dentine near the tooth neck and the top of the post (MPa)

模型	最大主应力		von Mises应力	
	牙颈部	桩尖应力集中区	牙颈部	桩尖应力集中区
A	21.78	-	29.21	10.61
B	21.45	-	28.70	10.61
C	21.05	14.65	24.67	30.97
D	22.10	4.19	27.35	18.90

### 3 讨论

在牙冠完整的下颌第二前磨牙直接全冠修复的情况下，最大主应力和von Mises应力的高应力区均

位于牙根外表面，其应力峰值出现在牙颈部。可见，牙颈部是冠修复牙的应力集中区，而在接近髓腔的牙本质中应力则很低，这与Assif等<sup>[11]</sup>和Hansen等<sup>[12]</sup>的研究结果一致。在根管治疗后不打桩直接用树脂材料充填开髓洞形的情况下，牙本质中的应力大小及分布与对照组基本相同。可见，在下颌前磨牙冠部有足够剩余牙体组织的情况下，在根管中打桩并非必须的，此时桩为核提供固位的作用不大，且不打桩在临床上更加简便易行，费用也相应降低。但研究表明，在冠部有足够剩余牙体组织的情况下，桩修复对剩余牙体组织有加强和保护的作用，因此对此类患牙仍然建议桩修复<sup>[3,6]</sup>。铸造镍铬合金桩核修复时牙颈部的最大主应力和von Mises应力峰值均比对照组有较大幅度的下降，von Mises应力峰值的降幅更为明显，这表明金属桩在降低牙颈

部应力方面有一定的优势。但是桩尖周围的牙本质中出现了明显的应力集中区域。在最大主应力分布图中, 桩尖周围所对应的压应力区中有一个小范围的拉应力集中区, 它的产生可能是由于斜向加载的水平分力对桩核有一个旋转作用, 以及金属桩核材料的弹性模量远远大于牙本质。在von Mises应力分布图中, 牙根外表面的高应力区从牙颈部向根尖方向移动, 并且在桩尖周牙本质中有一个明显的应力集中区。由于桩尖周围的牙本质壁较薄, 此处的应力集中有可能导致根折的发生。在纤维桩修复的情况下, 牙颈部的von Mises应力比对照组有小幅度的下降, 但降幅小于金属桩, 而牙颈部的最大主应力略有升高, 但升幅仅为1.47%。在桩尖区, 虽然也出现了小范围的应力集中, 但不论在范围还是应力大小上都明显小于金属桩。因此, 纤维桩导致根折的可能性远小于金属桩, 在临床上有很好的应用前景。陈湘涛等<sup>[9]</sup>的有限元研究表明, 金属桩使桩尖周围牙本质的应力大幅升高, 而纤维桩对牙本质中的应力分布没有明显改变, 纤维桩更适合于桩修复, 这与本研究的结论一致。

箍效应为由箍包绕所产生的抗力效应。当冠部余留牙体在2 mm以上时, 箍效应存在, 桩冠的应力分布较为接近<sup>[13]</sup>。冠部余留牙体使应力由根尖部向牙颈部移动, 减小了根尖部的应力。本研究中箍效应对结果的影响不大。金属桩核修复时, 桩尖周围的牙本质中出现了明显的应力集中区域, 这表明箍效应不能完全抵消金属桩核材料对牙本质应力分布的影响。由于牙根中上段的根管壁较桩末端处的根管壁要厚得多, 故在相同的应力作用下, 根尖部破坏的可能性要较根中上部大。因此, 金属桩核修复导致根折的可能性就大大增加了。

为尽量反映临床的实际情况, 本研究采用三维螺旋CT对标准的离体下颌第二前磨牙进行重叠扫描然后建模, 确保了模型的精确性。各种修复方式模型的建立也尽量与临床上的要求保持一致。牙根周围牙槽骨和牙周膜的建立以及牙槽骨近远中面和底面的固定约束更好地模拟了口内的实际情况, 避免了由于约束条件不当对应力分析结果的影响。模型单元的划分也远远多于同类研究, 相对提高了计算结果的精确度。尽管如此, 三维有限元研究要考虑到所建立的数学力学模型的有效性, 即材料力学参数的可信度, 单元细化的程度, 载荷的真实性, 边界条件处理的正确程度。牙体组织和牙周膜均是各向异性和非均质的黏弹性材料, 本研究将牙本质和牙周膜假设成连续的、均质的和各向同性的线弹性

材料, 这与真实的力学情况不完全相符。牙体所受的力为交变载荷, 静力分析法仅是进一步研究的基础。由此可见, 本研究结果具有一定的局限性, 还有待于其他应力研究和临床研究的验证。

#### [参考文献]

- [1] Ishigami K, Kurasawa I, Yamaguchi T. Problems and possibility of resin abutment construction with a combined use of fiber posts: At the beginning of discussion[J]. Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 2006, 50(2):145-165.
- [2] Guzy GE, Nicholls JL. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement[J]. J Prosthet Dent, 1979, 42(1):39-44.
- [3] Ho MH, Lee SY, Chen HH, et al. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin[J]. J Prosthet Dent, 1994, 72(4):367-372.
- [4] Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth[J]. J Prosthet Dent, 1994, 71(6):565-567.
- [5] 陈湘涛, 李晓娜, 关振群, 等. 桩核材料对牙本质应力分布的影响[J]. 中华口腔医学杂志, 2004, 39(4):302-305.  
CHEN Xiang-tao, LI Xiao-na, GUAN Zhen-qun, et al. Effects of post material on stress distribution in dentine[J]. Chin J Stomatol, 2004, 39(4):302-305.
- [6] Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, et al. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis[J]. J Prosthet Dent, 2002, 88(4):442-448.
- [7] De Santis R, Prisco D, Apicella A, et al. Carbon fiber post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth[J]. J Mater Sci Mater Med, 2000, 11(4):201-206.
- [8] Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores[J]. Am J Dent, 2000, 13(Spec No):15B-18B.
- [9] Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts[J]. J Dent, 1999, 27(4):275-278.
- [10] Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, et al. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns[J]. J Oral Rehabil, 2003, 30(8):818-822.
- [11] Assif D, Oren E, Marshak BL, et al. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques[J]. J Prosthet Dent, 1989, 61(5):535-543.
- [12] Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam[J]. Endod Dent Traumatol, 1990, 6(2):49-55.
- [13] Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts[J]. Int J Prosthodont, 1999, 12(1):78-82.