

纤维桩核冠修复上颌中切牙三维有限元模型的建立★

康成容¹, 潘宣¹, 李梁¹, 王玉栋¹, 张美超²

Establishment of a three-dimensional finite element model of the maxillary central incisor restored with fiber post-core crown

Kang Cheng-rong¹, Pan Xuan¹, Li Liang¹, Wang Yu-dong¹, Zhang Mei-chao²

¹Department of Stomatology, the First Affiliated Hospital of Guangdong Pharmaceutical University, Guangzhou 510080, Guangdong Province, China;
²Laboratory of Medical Biomechanics, Southern Medical University, Guangzhou 510515, Guangdong Province, China

Kang Cheng-rong★, Master, Physician, Department of Stomatology, the First Affiliated Hospital of Guangdong Pharmaceutical University, Guangzhou 510080, Guangdong Province, China
 kcr_k@hotmail.com

Correspondence to: Zhang Mei-chao, Doctor, Laboratory of Medical Biomechanics, Southern Medical University, Guangzhou 510515, Guangdong Province, China
 meichao_zhang@yahoo.com

Received: 2011-07-07
 Accepted: 2011-08-08

Abstract

BACKGROUND: A finite element model is useful in the stress analysis of the maxillary central incisor, providing evidence for selection of clinical restoration methods.

OBJECTIVE: To establish the three-dimensional finite element model of the maxillary central incisor restored with fiber post-core crown for the stress analysis.

METHODS: The three-dimensional finite element model of half damaged maxillary central incisor restored with fiber post-core crown was established by spiral CT, Mimics software and ANSYS software. The von Mises stress and maximal tensile stress were recorded.

RESULTS AND CONCLUSION: The three-dimensional finite element model of half damaged maxillary central incisor restored with fiber post-core crown was established to simulate fiber post-core crown restoration. It was similar to the clinical case. The application of spiral CT, Mimics software and ANSYS software can successfully establish the three-dimensional finite element model of tooth structure. The model is similar to clinical case, and can develop to other similar models.

Kang CR, Pan X, Li L, Wang YD, Zhang MC. Establishment of a three-dimensional finite element model of the maxillary central incisor restored with fiber post-core crown. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2012;16(4): 660-664.
<http://www.crter.cn> <http://en.zglckf.com>

摘要

背景: 建立有限元模型对缺损的上颌中切牙进行应力分析可为临床修复方法提供选择依据。

目的: 建立纤维桩全瓷冠修复上颌中切牙的三维有限元应力分析模型。

方法: 通过螺旋CT扫描、Mimics软件和Ansys软件建立冠缺损1/2的上颌中切牙采用纤维桩全瓷冠修复的三维有限元模型, 模拟咬合加载, 记录组织的Von Mises应力和最大拉应力。

结果与结论: 建立了冠缺损1/2的上颌中切牙三维有限元模型, 并模拟纤维桩核全瓷冠修复, 与临床实际情况接近。运用螺旋CT、Mimics软件、Ansys软件能有效建立牙齿组织的三维有限元模型, 模拟临床实际情况, 并能以此演化为其他修复情况的模型。

关键词: 纤维桩核冠; 上颌中切牙; 三维有限元模型; 全瓷冠; 修复

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2012.04.021

康成容, 潘宣, 李梁, 王玉栋, 张美超. 纤维桩核冠修复上颌中切牙三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(4):660-664. <http://www.crter.org> <http://cn.zglckf.com>

0 引言

由于通常的力学实验手法基本无法直接应用于人体, 对人体及其组织的力学行为就只好借助于有限元数值模拟方法进行分析。与传统实验性应力分析方法相比, 有限元分析法具有不损坏模型的完整性, 对活体组织不造成损伤; 可提供模型任何部位的应力和位移; 同一模型可进行反复加载和计算, 数据处理快捷、高效、可信度高等优点。

在临床上, 经过根管治疗和桩核冠修复的牙中所包含的材料相对较多, 而且各种材料的物理机械性能差异较大, 进行力学分析时信息量很大, 有限元法正好满足了这一要求, 可对桩的材质、长度, 剩余牙量、受力方向、黏结

剂性能等因素对牙体组织应力分布的影响进行研究。

应用有限元法分析组织的力学行为, 首先必须建立有限元模型。本文将通过螺旋CT、Mimics软件、Ansys软件建立上颌中切牙三维有限元模型, 并模拟牙冠缺损1/2时采用纤维桩核冠修复的情况, 探讨此建模方法的可行性。

1 材料和方法

设计: 体外模型观察。

时间及地点: 实验于2007-02/04在广州南方医科大学生物力学实验室完成。

材料: 参照王惠芸^[1]“我国人牙的测量与统计”, 从人体解剖室人体标本上选择1颗标准的离体上颌中切牙, 牙体无明显缺损和磨损。X

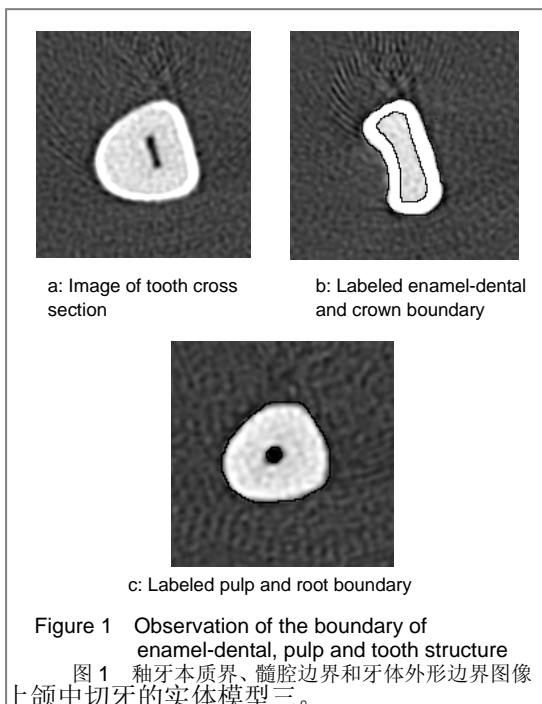
射线显示单根管, 根尖孔开口接近根尖区。

仪器设备:

主要仪器及设备	来源
天然牙包埋料、纤维桩和树脂粘接剂、核材料、牙胶	All Bond-2, Bisco, 美国
游标卡尺	江苏无锡工具量具厂
牙科摄影机	日本东芝公司
多层螺旋 CT	德国西门子公司
Mimics10.0 软件	比利时 Materialise 公司
FreeForm 视觉设计系统	美国 Sensable Technologies 公司
Ansys9.0 软件	美国 ANSYS 公司
大型计算机	Dell 工作站 T5400, intel xeon 2.33G, Windows 系统

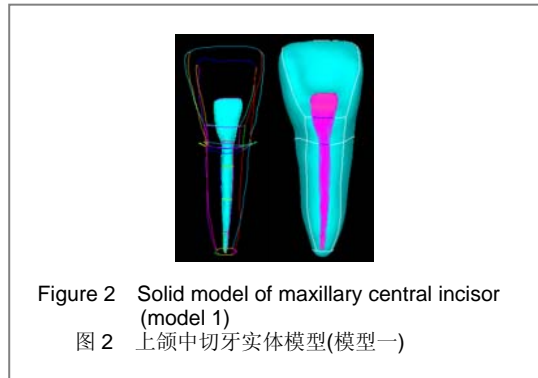
方法: 利用CT、Mimics软件、FreeForm视觉设计系统和Ansys软件逐步建立纤维桩核冠修复牙冠缺损1/2的上颌中切牙三维有限元模型^[2]。

建立牙及牙周支持组织实体模型: 用牙科蜡将清洁后的上颌中切牙包埋成3 cm×3 cm×6 cm的包埋块, 牙长轴与包埋块底面垂直。采用多层螺旋CT机扫描, 参数为120 kV, 120 mAs, 层厚0.6 mm, 螺距1.0 mm, 使牙长轴与螺旋CT机扫描床平行, 自切缘向根方无间断螺旋扫描。数据采用DICOM形式刻盘输出。将输出的数据导入Mimics软件转变成bmp格式, 然后导入Windows画图软件中, 在放大8倍的条件下载出釉牙本质界、髓腔边界和牙体外形边界, 见图1。

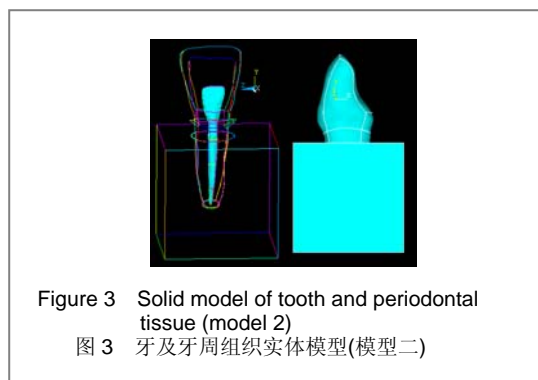


建立纤维桩修复完整上颌中切牙的三维有限元模型: 将模

将做好标记的横断面图像再导入Mimics软件。以标记的边界为准, 分别选定髓腔、牙本质和牙釉质进行三维重构, 建立包括牙釉质、牙本质和髓腔的上颌中切牙三维实体模型一, 见图2。由于牙骨质很薄, 难以在三维模型上单独重建, 并且材料性质与牙本质相近, 故将牙骨质与牙本质合并重建为牙本质。



自釉牙骨质界根方约2 mm处建立牙槽骨和包绕牙根厚0.2 mm的牙周膜, 从而建立包括牙周组织在内的上颌中切牙三维实体模型二, 见图3。



在建模过程中, 参照作为扫描标本的上颌中切牙, 利用FreeForm视觉设计系统中的自由造型功能, 对模型中的失真部分加以修改, 并光滑牙体外形。

建立纤维桩修复完整上颌中切牙的三维实体模型: 假设纤维桩的桩径与根管径相同, 长度以保留根尖4 mm牙胶为准, 冠部止于牙冠龈中1/3交界, 桩周树脂黏结剂厚度为0.1 mm。利用Ansys软件的前处理功能, 在模型二的舌窝部分(舌侧中1/3)模拟直径相当于上颌中切牙冠髓近远中径的圆形开髓孔, 将髓腔部分适当修改为圆锥体形以模拟纤维桩的外形(锥度与纤维桩一致), 在纤维桩外周模拟0.1 mm厚的树脂黏结剂, 根尖保留约4 mm牙胶, 纤维桩以上的髓腔部分和开髓孔以树脂材料充填, 建立包括牙釉质、牙本质、纤维桩、树脂黏结剂、树脂核、牙胶、牙周膜、牙槽骨的纤维桩修复完整

型三导入Ansys9.0软件, 对模型的各部分组织单独进行自动网格划分, 牙周膜和树脂黏结剂采用

¹ 广东药学院附属第一医院口腔科, 广东省广州市510080; ² 广州南方医科大学生物力学实验室, 广东省广州市510515

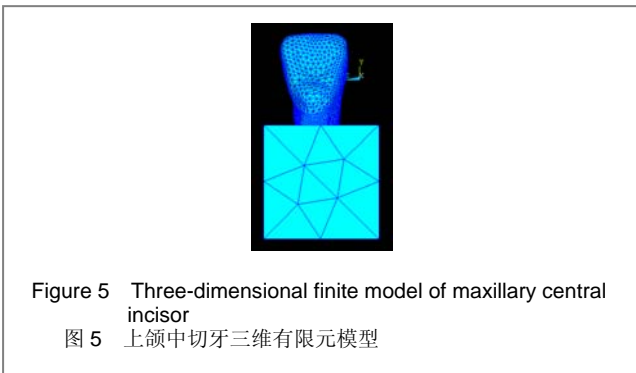
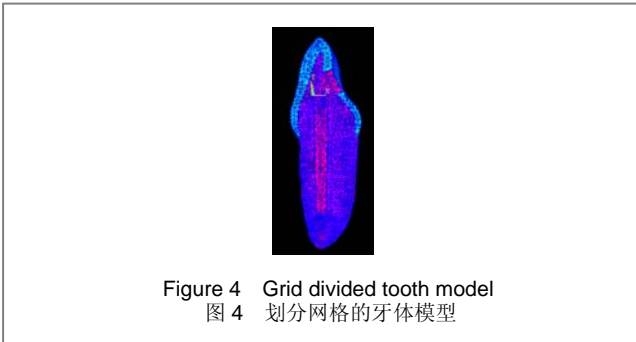
康成容★, 女, 1980年生, 四川省贵阳市人, 汉族, 2007年中山大学光华口腔医学院毕业, 硕士, 医师, 主要从事口腔修复学方面的研究。
kcr_k@hotmail.com

通讯作者: 张美超, 博士, 广州南方医科大学生物力学实验室, 广东省广州市510515
meichao_zhang@yahoo.com

中图分类号: R318
文献标识码: B
文章编号: 1673-8225 (2012)04-00660-05

收稿日期: 2011-07-07
修回日期: 2011-08-08
(20110107001/D·W)

八节点四面体单元, 其余组织采用十节点四面体单元, 见图4, 5。



在分界面使节点共享, 保证位移条件连续, 在小变形条件下与实际情况相符^[3], 能够更好地反映内部应力的情况。从而建立纤维桩修复完整上颌中切牙的三维有限元模型, 模型单元总数为118 794, 节点总数为147 661, 见表1。

表1 三维有限元模型的单元数和节点数
Table 1 Unit number and node number of the three-dimensional finite model

Structure	Unit number	Node number
Enamel	9 629	16 632
Dentin	77 995	103 133
Pulp	6 657	9 153
Periodontal membrane	4 077	8 216
Periodontal bone	20 436	23 740
Fiber post	2 169	2 672
Agent	360	768
Total	118 794	147 661

建立纤维桩核冠修复冠缺损1/2上颌中切牙的三维有限元模型: 对已建立的纤维桩修复完整上颌中切牙的三维有限元模型进行修改, 见图6。模拟牙冠缺损1/2时纤维桩核冠修复的情况, 将缺损部分的牙本质以树脂核代替, 全瓷冠的外形和厚度与牙釉质相同, 冠边缘止于釉牙骨质界, 分别赋以相应的材料参数^[4-6], 建立最终的工作模型, 见表2, 3。

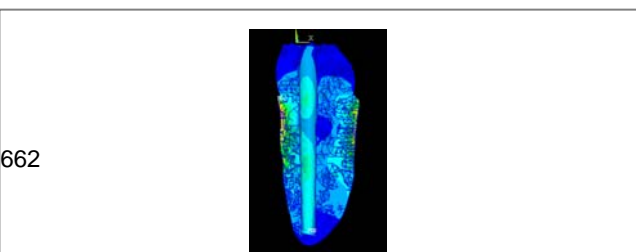


Figure 6 Three-dimensional finite model of 1/2 damaged maxillary central incisor restored with fiber post
图6 纤维桩修复冠缺损 1/2 上颌中切牙的三维有限元模型

表2 主要材料力学参数
Table 2 Mechanical parameters of materials

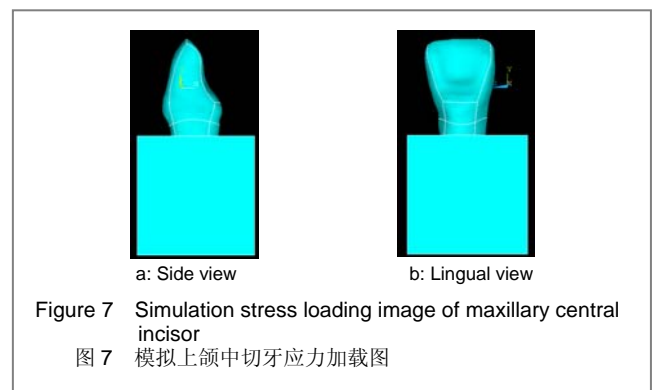
Material	Elastic modulus	Poisson ratio
Enamel	84.1	0.30
Dentin	18.6	0.31
Periodontal membrane	0.068 9	0.45
Periodontal bone	13.7	0.30
Resin core	8.3	0.28
Gutta-percha	0.000 69	0.45
Resin agent	2.8	0.33
Empress II all-ceramic crown	96.3	0.25

表3 玻璃纤维桩的力学参数
Table 3 Mechanical parameters of fiber post

Elastic modulus			Poisson ratio			Shear modulus		
Ex	Ey	Ez	Vxy	Vxz	Vyz	Gxy	Gxz	Gyz
37	9.5	9.5	0.2	0.34	0.27	3.10	3.50	3.10

模型加载: 假设除玻璃纤维桩外的所有材料和组织均为连续、均质、各向同性的线弹性体, 材料受力变形为小变形; 玻璃纤维桩为纵向异性、横观各向同性的材料; 对牙槽骨外周行所有自由度的刚性约束, 限定水平和垂直方向位移为零。假设各界面完全整合, 树脂黏结剂厚度为0.1 mm, 牙周膜厚度为0.2 mm。全冠为Empress II 铸瓷全冠, 外形和厚度与牙釉质相同, 冠边缘止于釉牙骨质界; 纤维桩长度以保留根尖4 mm牙胶为准, 冠部止于牙冠龈中1/3交界, 桩径与根管径相同。

模拟上颌中切牙正常咬合, 加载部位为全冠舌侧切1/3和中1/3交界线, 与牙长轴成45°切龈向, 加载力为100 N静态载荷, 见图7。

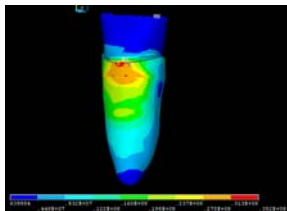


应力分析及结果输出: 选用Von Mises应力和最大拉应力作为评价应力水平的指标^[7], 观察上颌中切牙冠缺损1/2情况下采用纤维桩核冠修复时牙体和修复体的应

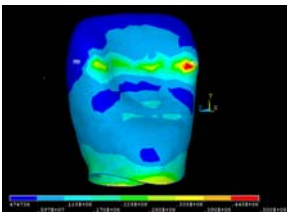
力情况, 验证所建模型的准确性。按照上述加载方法对模型进行加载, 在大型计算机上利用Ansys软件的分析计算模块进行组织的应力分析计算, 并以彩色图像的形式输出结果。

2 结果

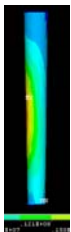
通过螺旋CT扫描、Mimics软件和Ansys软件建立了冠缺损1/2的上颌中切牙采用纤维桩核冠修复的三维有限元模型, 模拟临床咬合, 记录了牙本质、全瓷冠、纤维桩以及树脂黏结剂的Von Mises应力和最大拉应力, 见图8, 9。



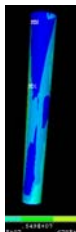
a: On the surface of dentin, the Von mises stress was 35.2 MPa and focus on the lip side of root neck



b: On the surface of all-ceramic crown, the Von mises stress was 50.0 MPa and focus on the near edge of loading area and lip side of crown



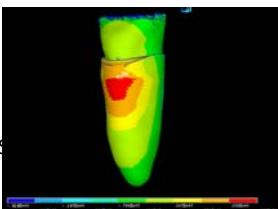
c: On the surface of fiber post, the Von mises stress was 6.5 MPa and focus on the middle one third of lip side



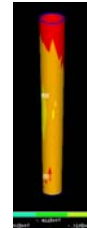
d: On the surface of resin agent, the Von mises stress was 12.0 MPa and focus on the middle one third of lip side

Figure 8 Von mises stress of dentin, all-ceramic crown, fiber post and resin agent

图8 牙本质、全瓷冠、纤维桩和树脂黏结剂的 Von Mises 应力



a: On the surface of dentin, the maximum tensile stress was 34.0 MPa, focusing on the one third of lingual side of root neck



b: On the surface of all-ceramic crown, the maximum tensile stress was 36.4 MPa, focusing on the lingual neck of crown

c: On the surface of fiber post, the maximum tensile stress was 1.80 MPa, focusing on the end of fiber post

d: On the surface of resin agent, the maximum tensile stress was 479 910 Pa, focusing on the end of resin agent

Figure 9 Maximum tensile stress of dentin, all-ceramic crown, fiber post and resin agent

图9 牙本质、全瓷冠、纤维桩和树脂黏结剂的最大拉应力

3 讨论

在以往的实验研究中, 很多学者采用二维有限元模型分析受力^[8-9], 而且很多实验没有模拟黏结剂、牙周膜或牙槽骨组织, 而研究显示以上组织尤其是黏结剂对应力大小和分布有一定影响^[10]。本实验建立了各向异性的纤维桩修复上颌中切牙的三维有限元模型, 并同时模拟树脂黏结剂、牙周膜、牙槽骨等结构, 模型的相似性更好, 能更客观的反映被分析结构的信息, 可信度更高, 更符合临床实际情况。

研究表明: 与牙本质的弹性模量相近的纤维桩能有效减少应力集中, 显著降低根折的发生率; 即使发生根折, 其折裂线位于牙槽骨以上, 有利于进行再次修复^[11]。当黏结剂的弹性模量与牙本质接近时, 能加强剩余牙体组织并降低牙本质内应力; 随着黏结剂弹性模量的增大, 牙本质的应力降低, 黏结剂层内的Von Mises应力和最大拉应力增大^[12]; 而随着桩的弹性模量的增大, 黏结剂对应力的影响作用减弱^[5]。由此可见, 树脂黏结剂对修复后牙体组织和修复体的应力分布是有明显影响的, 在有限元应力分析时, 建立黏结剂层是非常有必要的^[13]。对于牙周膜, 严格地说具有各向异性和非线性弹性的力学特性。但Yettram等^[14]曾将牙周膜作为各向同性体和各向异性体两种情况进行比较, 发现该两种情况未引起牙的瞬间转动中心位置的明显变化, 因而可把牙周膜看作各向同性的线弹性结构。

本实验采用螺旋CT扫描和有限元软件相结合的方式重建上颌中切牙三维外形, 运用Mimics软件以多面体的方式, 并用FreeFrom软件对模型外形进行光滑处理,

可直接生成三维模型, 简化了建模中提取轮廓线的过程、缩短了建模时间, 整个重建过程最大限度排除了人为干扰^[15]。应用这种建模方法在以下方面提高了模型的精确性: ①利用薄层螺旋CT扫描技术(层厚仅0.6 mm), 扫描速度快, 获得了更为准确的CT断层影像, 提高了三维重建的质量。②以DICOM格式直接导出图像数据。③应用图像处理软件直接进行CT断层影像数据的存取和传输, 原始图像的预处理仅在使用Mimics时参杂了人为因素, 使从CT扫描通过图像的数据化建立的有限元模型更具有可靠性, 更为精确^[16-17]。

应用有限元法分析受力, 模型的几何相似性、力学相似性、边界约束相似性和载荷相似性都影响着实验结果的准确性。在临床修复过程中, 基牙、义齿等均在运动中受力, 有限元法只是模拟各种外部静态载荷变化, 并在小变形和小应变下进行静态分析, 不能代替描述材料力学形态的本构方程及研究对象的普遍力学规律, 静态载荷的研究结果与牙体和牙周组织实际受力情况存在着差异^[18]。牙体组织、牙周膜和牙槽骨严格说均是各向异性、非均质的材料, 其各向异性的独立分量较多, 在很多力学分析中表现是各向异性的^[19]。本实验将牙体组织、牙周膜、牙槽骨假设成连续、均质、各向同性的线弹性材料, 对牙槽骨行刚性约束, 与真实的力学性能不完全相符, 但能在一定程度上反映组织的特性。

作为一种与现代计算机技术相结合的理论分析方法, 有限元法的目的在于为临床提供理论依据, 而牙齿及其支持组织受力是一个非常复杂的问题, 咀嚼过程又是动态多变的, 同时每个患者的口内条件千差万别, 而且材料的疲劳问题以及口腔内的温度变化都会对修复体造成不利影响, 基于理想状态的实验假设和分析与实际情况有一定的差异, 如何更好的模拟临床实际情况, 还有赖于计算机系统和分析软件的不断发展。利用有限元分析得到的实验结果也需与体内外实验进行比较、分析, 必要时结合动物实验和临床观察进行综合考虑^[20]。

致谢: 感谢广州中山大学人体解剖室提供牙齿标本; 感谢广东省中医院CT室在牙齿标本扫描中给予的帮助。

4 参考文献

[1] Wang HY. Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi. Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi. 1959;7(3):149-154.
王惠芸. 我国人牙的测量与统计[J]. 中华口腔医学杂志, 1959, 7(3): 149-154.

[2] Zhang MC, Liu Y, Liu ZY, et al. Yiyong Shengwu Lixue. 2006;21(3): 208-211.
张美超, 刘阳, 刘则玉, 等. 利用Mimics和Freeform建立中国数字人上颌第一磨牙三维有限元模型[J]. 医用生物力学, 2006, 21(3): 208-211.

[3] Pan YH, Ma D, Wang F, et al. Shiyong Kouqiang Yixue Zazhi. 2004; 20(6):661-664.
潘燕环, 马达, 王璠, 等. 牙周膜动力分析的几个问题[J]. 实用口腔医学杂志, 2004, 20(6): 661-664.

[4] Lanza A, Aversa R, Rengo S, et al. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. Dental Materials. 2005;21(8):709-715.

[5] Weng WM, Li L, Zhang FQ, et al. Kouqiang Cailiao Qixie Zazhi. 2004;13(2):79-82.
翁维民, 李玲, 张富强, 等. 不同材料桩核冠系统修复上中切牙后的三

维有限元分析[J]. 口腔材料器械杂志, 2004, 13(2):79-82.

[6] Yu HY, Chao YL, Du CS. Shiyong Kouqiang Yixue Zazhi. 1999; 15(5):335-338.
于海洋, 巢永烈, 杜传诗. 不同弹性模量的粘接剂对三型瓷贴面复合体应力的影响[J]. 实用口腔医学杂志, 1999, 15(5): 335-338.

[7] Xi JM, Hou L, Zhang WF. Kouqiang Hemian Xiufuxue Zazhi. 2007; 8(1):4-6.

[8] Nakamura T, Ohyama T, Waki T, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. Dent Mater J. 2006;25(1):145-150.

[9] Albuquerque Rde C, Polletto LT, Fontana RH, et al. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. J Oral Rehabil. 2003;30(9):936-43.

[10] Jin T, Mu Y, Sun J, et al. Kouqiang Hemian Xiufu Zazhi. 2009; 10(5): 290-293.
金涛, 牟瑛, 孙晶, 等. 桩核粘结剂的有限元优化设计分析[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2009, 10(5): 290-293.

[11] Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent. 2002;87(4):431-437.

[12] Li LL, Wang ZY, Bai ZC, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. Chinese Medical Journal. 2006;119(4):305-311.

[13] Zhang D, Bai BJ, Zhang ZT. Beijing Kouqiang Yixue. 2011;19(1):27-30.
张丹, 白保晶, 张振庭. 上颌前磨牙全瓷嵌体修复三维有限元模型的建立与应力分析[J]. 北京口腔医学, 2011, 19(1): 27-30.

[14] Yettram AL, Wright KW, Houston WJ. Center of rotation of a maxillary central incisor under orthodontic loading. Br J Orthod. 1977;4(1):23.

[15] Bai SZ, Li DC, Zhao YM, et al. Zhongguo Linchuang kangfu. 2006; 10(41):90-92.
白石柱, 李涤尘, 赵敏民, 等. 多层螺旋 CT 在建立上颌骨三维有限元模型中的应用[J]. 中国临床康复, 2006, 10(41): 90-92.

[16] Lü WL, Shi HG, Guo SZ. Guoji Yiyao Weisheng Daobao. 2006; 12(19):36-38.
吕渭莉, 石红光, 郭崇志. 上颌中切牙三维有限元模型的CT扫描建模[J]. 国际医药卫生导报, 2006, 12(19): 36-38.

[17] Sun L, Li HB, Cu BF. Kouqiang Hemian Xiufuxue Zhazhi. 2010; 11(1): 52-54.
孙力, 李鸿波, 储冰峰. 牙颌三维有限元建模方法的研究进展[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2010, 11(1): 52-54.

[18] Bi ZY, Liu Y, Huang WH. Jiepou Kexue Jinzhan. 2009;15(4):427-431.
毕振宇, 刘阳, 黄文华. 有限元分析法在口腔生物力学领域的应用[J]. 解剖科学进展, 2009, 15(4): 427-431.

[19] Piao JJ, Liao QM, Cao J. Yiliao Weisheng Zhuangbei. 2010; 31(07): 25-26.
朴俊杰, 廖琪梅, 曹军. 上颌切牙三维有限元模型中多材料属性的设定方法[J]. 医疗卫生装备, 2010, 31(07): 25-26.

[20] Chen HL, Li JC. Zhongguo Meirong Yixue. 2010;19(11):1689-1692.
陈红莉, 李将超. 上颌中切牙不同修复设计的有限元模型的建立[J]. 中国美容医学, 2010, 19(11): 1689-1692.

来自本文课题的更多信息--

作者贡献: 第一作者负责资料收集、实验设计、实验实施和成文, 第二作者进行实验评估, 第三作者参与资料收集和成文, 第四作者审校, 第五作者实施实验和对文章负责。

利益冲突: 本课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

本文意义: 三维有限方法是一种有效的生物力学方法, 但牙齿及其支持组织受力是一个非常复杂的问题, 咀嚼过程又是动态多变的, 同时每个患者的口内条件千差万别, 而材料的疲劳问题以及口腔内的温度变化都会对修复体造成不利影响, 基于理想状态的实验假设和分析显然与实际情况有一定的差异, 如何更合理地模拟实际情况, 还有赖于计算机系统和分析软件的不断发展。