

文章编号:1004-7220(2013)04-0025-06

# 不同桩核冠修复上颌中切牙的三维有限元模型建立及应力分析

王文亚<sup>1</sup>, 傅波<sup>1</sup>, 罗华<sup>1</sup>, 崔凤林<sup>2</sup>, 万乾炳<sup>2</sup>

(1. 四川大学 制造科学与工程学院, 成都 610065; 2. 四川大学 华西口腔医院, 成都 610041)

**摘要:** **目的** 建立4种不同修复上颌中切牙根管的有限元模型,研究不同桩核材料及根管重塑对上颌中切牙应力分布的影响,为临床应用提供理论参考。**方法** 采用CBCT扫描、Mimics软件、Rapidform. xor3、Solidworks软件和Ansys Workbench软件建立4种修复系统的有限元模型,模拟咬合加载,计算Von Mises应力。**结果** 建立4种包含牙本质、全瓷冠、底层冠、桩核、牙胶尖、牙周膜、粘接剂及牙槽骨的上颌中切牙修复的精细的三维有限元模型。分析表明桩核材料及粘接剂性能影响牙本质Von Mises应力分布;桩的弹性模量越大,牙本质Von Mises应力越小。其中钴铬合金桩的牙本质Von Mises应力最小,为23.15 MPa。**结论** 通过建立不同修复上颌中切牙根管的有限元模型并进行应力分析,可以预测不同材质和结构桩核冠修复系统对上颌中切牙应力分布的影响,为修复系统的临床应用提供依据。

**关键词:** 上颌中切牙;有限元分析;修复;桩核

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

## Three-dimensional finite element modeling and stress analysis on different posts and cores for repairing the maxillary central incisors

WANG Wen-ya<sup>1</sup>, FU Bo<sup>1</sup>, LUO Hua<sup>1</sup>, CUI Feng-lin<sup>2</sup>, WAN Qian-bing<sup>2</sup> (1. College of Manufacturing Science and Engineering, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 2. West China College of Stomatology, Sichuan University, Chengdu 610041, China)

**Abstract: Objective** To establish four finite element models for repairing root canals of the maxillary central incisors, study the influences from different post and core materials as well as root canal rehabilitations on stress distributions of the maxillary central incisors, so as to provide theoretical references for clinical application. **Methods**

Four finite element models of repairing system were established by CBCT scanning, Mimics software, Rapidform. xor3, Solidworks and Ansys Workbench software. The occlusal loads were simulated and Von Mises stresses on the roots were calculated. **Results** Four precise 3D finite element models for repairing maxillary central incisors were established, including dentin, all ceramic crown, coping crown, post and core, gutta percha point, periodontal ligament, glue and alveolar bone. The analysis found out that different post and core materials as well as glues had different influences on Von Mises stress of the dentins as the greater elastic modulus of the post was, the smaller Von Mises stresses of the dentin would be. The Von Mises stress on the post and core made of cobalt-chromium alloy was 23.15 MPa, which was the smallest. **Conclusions** Stress distributions on repairing systems of the maxillary central incisors with different post and core materials can be predicted by establishing such different finite element models and provides a basis for the clinical application of maxillary central incisors repair systems.

**Key words:** Maxillary central incisor; Finite element analysis; Repair; Post and core

在口腔修复领域,为了评价各种桩核的修复效果,通常的力学实验方法很难完成,有限元分析(finite element analysis, FEA)则是较好的选择。

已有学者将有限元分析应用到口腔修复领域的研究中,包括对上颌中切牙、上颌磨牙以及固定义齿的三维有限元模型建立<sup>[1-5]</sup>、特定桩核结果修复上颌中切牙的有限元分析<sup>[5]</sup>、不同桩核材料和咬合状态对牙本质应力分布影响的分析<sup>[6]</sup>,但对不同材料和结构桩核修复的有限元建模和比较分析还未见报道。本文通过建立4种桩核冠修复上颌中切牙的有限元模型,计算牙根的最大等效应力(Von Mises stress),探讨不同模型方案的可行性,以期为临床应用提供参考。

## 1 4种修复系统三维实体模型的建立

牙齿曲面结构较复杂,给其三维有限元建模带来困难,而准确的三维有限元模型是进行有限元分析的重要前提。建模方法从最初的切片磨片法<sup>[7]</sup>到利用CT图像进行轮廓勾勒建立有限元模型<sup>[8]</sup>,直到目前发展为直接使用CT数据准确建立所需的有限元模型<sup>[2]</sup>。

### 1.1 CBCT扫描数据的获取

首先选择1颗完好、形体正常的上颌中切牙<sup>[9]</sup>,将该离体的中切牙埋在4 cm × 4 cm × 8 cm的透明树脂块中,牙体的长轴与树脂底座垂直,采用锥束形CT(CBCT)扫描机进行扫描,层厚间距0.5 mm。获得的图像位图以DICOM格式直接从CT机中导出,记录在稳定性良好的光盘上保存和使用。

### 1.2 Mimics和Rapidform.xor3初步建模

把CBCT断层扫描刻盘的DICOM格式的图片导入Mimics,计算生成冠状面图和矢状面图,再进行如下操作:

(1) 阈值分析:在牙齿上画一条线,点弹出对话框上的Start Thresholding,绿色显示的是根据CT图像灰度所生成的阈值,可以根据需要调节此阈值,生成蒙罩,所设置的阈值范围的像素的点则被置于蒙罩内。

(2) 蒙罩处理:生成的蒙罩中间有很多的空洞,这会影响到后面的Ansys分析,每一幅的CT图片都需要进行修改,把蒙罩中有空洞的地方填满。空洞的产生是由于CT阈值的差别造成,并不是原来就

有的,故此处理不影响后续计算。

(3) 3D成型:点击Calculate,生成3D模型。

(4) 光滑处理:从Mimics的主界面上面,进入Migics 9.9,模型已经是多边形曲面进行光滑处理后,牙体模型以stl格式导出。

(5) Rapidform.xor3:由于stl格式导出在Solidworks中不可编辑,故先把导出的stl导入Rapidform.xor3,通过Auto Surfacing生成可编辑的曲面,把生成的可编辑曲面以iges格式导出。

### 1.3 修复系统的Solidworks三维实体建模

CBCT扫描与Mimics建模主要是建立牙体(全瓷冠和牙本质)的初步模型,对于修复系统中的桩核、底层冠、牙胶尖、牙周膜、牙槽骨以及整个修复系统的装配都在Solidworks中完成的。

4种修复系统使用具有不同结构的桩核修复正常形状根管和漏斗状根管的残根,一是根据根管形态制作的成品桩核系统,二是预成桩系统。

**1.3.1 修复系统实体模型1** 主要是采用成品桩核系统修复正常形状根管的残根,包括铸造桩和纤维桩。

模型1各组成部分的尺寸见表1,结构如图1(a)所示。在Solidworks建模过程中进行如下的处理:无牙本质肩领;粘接剂忽略不计;颈缘牙釉质比较少,与牙本质建在一起。

表1 修复系统实体模型1的尺寸

Tab. 1 Dimensions of solid Model 1 repair system

组成部分	尺寸
全瓷冠	切端厚2.0 mm,轴面厚1.2 mm
底层冠	厚0.5 mm,肩台宽1.0 mm
核	核、颈1/3轴面聚合度5°
桩	直端直径2.0 mm、长4 mm,尖端直径1.4 mm,锥度0.06,长8 mm
牙本质	依据CT影像
牙胶尖	尖端直径0.25 mm,锥度0.06,长4 mm
牙周膜	以牙颈部釉牙本质界根方1 mm为界,厚0.2 mm
牙槽骨	牙周膜外侧,厚3 mm,以松质骨计

全瓷冠:从Rapidform.xor3导出iges格式的整个牙体初步模型上进行编辑,从牙齿顶部之下10 mm为全瓷冠,多余的拉伸切除掉,剩下的部分与底层冠进行组合相减布尔运算,最后剩下的就为全

瓷冠模型。

底层冠:通过核外表面抽壳得到,厚度 0.5 mm。

核:根据表 1 的尺寸建模,其中用到拉伸、旋转切除、倒圆等特征。

桩:根据表 1 的尺寸建模,其中用到放样、拉伸等特征。

牙本质:根据从 Rapidform. xor3 导出 iges 格式的初步模型上编辑,在切除全瓷冠剩下的部分,在剩下的部分与桩、牙胶尖,组合布尔切除剩下的部分。

牙胶尖:根据表 1 的尺寸建模,其中用到放样特征。

牙周膜:通过牙本质外表面抽壳得到,厚度 0.2 mm。

牙槽骨:通过牙周膜外表面抽壳得到,厚度 3 mm。

**1.3.2 修复系统实体模型 2** 主要是采用预成桩核系统修复正常形状根管的残根(见图 1(b))。

模型 2 的预成桩核是在模型 1 核的底部,直接放样生成桩,构成现有的预成桩核,其尺寸:核、颈 1/3 轴面聚合度 5°,桩尖端直径 1.4 mm,锥度 0.06,

长 8 mm,其他部分尺寸与模型 1 的建模方式相同。

**1.3.3 修复系统实体模型 3** 主要采用成品桩核系统修复漏斗状根管的残根,包括铸造桩和纤维桩(见图 1(c))。

模型 3 增加了粘接剂,位于漏斗处,桩与根管壁之间牙本质与模型 1 相似,只是要和粘接剂、桩、牙胶尖进行组合相减。牙本质尺寸依据 CT 影像,牙根颈 1/3 呈漏斗状,颈部牙本质厚 1 mm。其他部分尺寸与模型 1 的建模方式相同。

**1.3.4 修复系统实体模型 4** 主要采用预成桩核系统修复漏斗状根管的残根(见图 1(d))。

预成桩核是模型 1 中的核与模型 3 中的粘接剂以及桩组合而成。预成桩核尺寸:核、颈 1/3 轴面聚合度 5°,桩尖端直径 1.4 mm,锥度 0.06,长 8 mm,牙本质与模型 1 相似,只是要和预成桩核进行组合相减,其尺寸依据 CT 影像,牙根颈 1/3 呈漏斗状,颈部牙本质厚 1 mm。其他部分尺寸与模型 1 的建模方式相同。

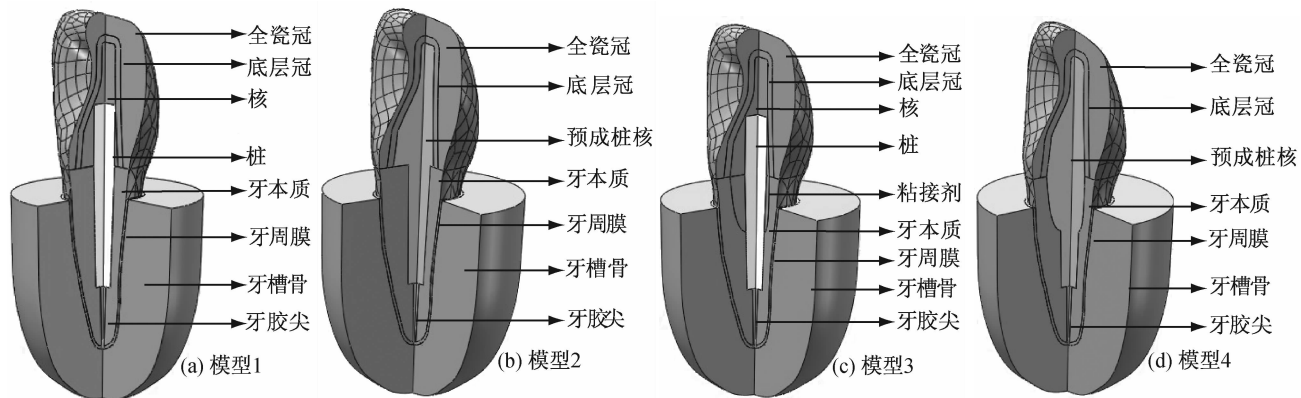


图 1 4 种修复系统实体模型结构示意图

Fig. 1 Schematic of 4 solid models of repairing system (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3, (d) Model 4

## 2 4 种修复系统三维有限元模型的建立与分析

### 2.1 三维有限元模型的建立与预处理

将 Solidworks 的实体模型导入到 Ansys Workbench,形成三维有限元模型,并对此模型进行网格划分,选择自动网格划分。在 Engineering Data 界面,添加材质,将表 2 给出的材质参数添加在材质库里。再进入 Model 界面,给每个模型从材质库里面选择相应材质。系统自动添加 Bond 接触约束。以

100 N 静载荷加载于上颌中切牙切 1/3 与中 1/3 交界处,加载方向与牙长轴成 45°。模型的边界条件为牙槽骨外固定约束。

### 2.2 材料选择

模型外冠的材料为饰瓷,基底冠的材料为氧化锆,牙本质、牙胶尖、牙周膜的材料特性见表 2,牙槽骨的材料以松质骨计,这些部位的材料在每个模型里面都相同,不同的是每个模型中的桩的材质。所有材料假设为均质且各向同性的线性弹性材料,材料受力变形为小变形,假设各界面完全整合,全冠边

缘止于釉牙本质界,主要材料参数见表2。

表2 材料特性参数

Tab. 2 Mechanical properties

材料	弹性模量/MPa	泊松比
牙本质	18 600	0.31
牙胶尖	0.69	0.45
饰瓷	63 040	0.21
牙周膜	68.9	0.45
松质骨	13 700	0.30
氧化锆	200 000	0.33
复合树脂核	13 000	0.30
玻璃纤维桩	45 000	0.32
钛合金桩	120 000	0.33
石英纤维桩	15 000	0.30
钴铬合金	211 000	0.42
树脂粘接剂	1 200	0.25
流体树脂	8 300	0.28

### 2.3 仿真实验分组

为了评价不同材料和结构的修复系统的性能,进行如下的分组:

(1)模型1:A组全瓷冠+玻璃纤维桩+复合树脂核+制备后的牙体组织+牙周组织;B、C、D组桩的材质分别采用钛合金桩、氧化锆桩、石英纤维桩,其他部分与A组相同。

(2)模型2:A组全瓷冠+钴铬合金桩核+复合树脂核+制备后的牙体组织+牙周组织。

(3)模型3:A组全瓷冠+玻璃纤维桩+复合树脂核+漏斗状树脂粘接剂+制备后的牙体组织+牙周组织;B组:全瓷冠+玻璃纤维桩+复合树脂核+漏斗状流体树脂+制备后的牙体组织+牙周组织;C、E、G组桩的材质分别采用钛合金桩、氧化锆桩、石英纤维桩,其他部分与A相同;D、F、H组桩的材质分别采用钛合金桩、氧化锆桩、石英纤维桩,其他部分与B相同。

(5)模型4:A组全瓷冠+钴铬合金桩核+制备后的牙体组织+牙周组织。

## 3 有限元求解结果分析

### 3.1 模型1的求解结果

模型1各实验分组的Von Mises应力值见表3。

桩的材质不同,其Von Mises应力值不同,桩的弹性模量越大,对牙本质的影响越小,桩的材质采用氧化锆更优。

表3 模型1的Von Mises应力值

Tab. 3 Von Mises stress values of the solid Model 1 MPa

组成部分	A组	B组	C组	D组
全瓷冠	118.18	106.87	106.75	107.27
底层冠	65.988	69.526	69.449	71.561
核	28.381	18.277	22.19	19.91
桩	34.175	72.667	113.15	11.014
牙本质	29.686	27.247	25.445	31.625
牙胶尖	0.000 82	0.000 77	0.000 73	0.000 69
牙周膜	9.958 8	9.837 5	9.646 4	10.236
牙槽骨	11.18	11.413	11.289	11.64

### 3.2 模型2的求解结果

模型2的Von Mises应力值见表4。模型2采用预成桩核,牙本质的Von Mises应力值为26.028 MPa。相比成品桩结构的修复系统(见表3),采用预成桩核的修复系统对牙本质的影响会更小。

表4 模型2的Von Mises应力值

Tab. 4 Von Mises stress values of the solid Model 2 MPa

组成部分	A组
全瓷冠	110.28
底层冠	60.619
预成桩核	117.11
牙本质	26.028
牙胶尖	0.000 8
牙周膜	9.642 6
牙槽骨	10.984

### 3.3 模型3的求解结果

表5给出了模型3各试验分组的Von Mises应力值。A、B组桩的材质为玻璃纤维桩,A组的粘接剂为树脂粘接剂,B组为流体树脂,B组的桩和牙本质的Von Mises应力相对小一些,故用流体树脂相对好一些。C、D组桩的材质为钛合金桩,C组的粘接剂为树脂粘接剂,D组为流体树脂,用树脂粘接剂,桩的Von Mises应力很大,桩更易断裂。E、F组桩和牙本质的Von Mises应力差异不大,但F组更好点。G、H组桩和牙本质的Von Mises应力差异不大,但是H组更好点。总体来看,粘接剂采用流体树脂更优。

表5 模型3的 Von Mises 应力值

Tab.5 Von Mises stress values of the solid Model 3

MPa

组成部分	A 组	B 组	C 组	D 组	E 组	F 组	G 组	H 组
全瓷冠	107.34	107.33	107.36	107.35	107.38	107.37	107.33	107.31
底层冠	68.431	68.413	67.272	67.292	66.808	66.837	69.753	69.712
核	10.805	10.511	13.650	13.661	16.800	16.816	10.635	10.307
粘接剂	2.665 3	11.755	2.859 4	10.749	2.911 9	10.034	2.539	12.427
桩	44.657	35.283	102.64	86.743	156.58	131.85	15.834	15.364
牙本质	38.848	33.317	35.904	30.94	33.797	29.182	40.807	34.825
牙胶尖	0.001 1	0.001 1	0.001 0	0.001 0	0.001 0	0.001 0	0.001 5	0.149 6
牙周膜	10.616	10.198	10.441	10.05	10.272	9.911 9	10.715	10.312
牙槽骨	12.05	11.679	11.945	11.614	11.837	11.545	12.089	11.723

### 3.4 模型4的求解结果

表6所示为模型4的 Von Mises 应力值。模型2、4采用的都是预成桩核,材料为钴铬合金,其牙本质的 Von Mises 应力差异很小,故桩的弹性模量越大,对牙本质的影响越小。在所有的结构中,模型4的牙本质 Von Mises 应力最小,一是因为采用钴铬合金的桩,二是因为结构更加合理。

表6 模型4的 Von Mises 应力值

Tab.6 Von Mises stress values of the solid Model 4

MPa

组成部分	A 组
全瓷冠	109.42
底层冠	41.901
预成桩核	124.96
牙本质	23.15
牙胶尖	0.000 8
牙周膜	9.259
牙槽骨	11.1

## 4 讨论

本研究建立了4种不同桩核冠上颌中切牙的三维有限元模型,同时模拟粘接剂、牙周膜、牙槽骨等结构,能更客观地反映牙齿结构。采用CBCT扫描、CAD软件和有限元分析软件相结合的方式重建上颌中切牙三维外形,并利用Migics 9.9、Rapidform.xor3软件对模型外形进行光滑处理,简化了建模中提取轮廓线的过程,缩短了建模时间。应用Solidworks的建模,可以在装配中实现智能化。Work-

bench可以自动生成牙齿不同组织之间的接触关系,方便模型的分析。

模型1的4种分组,区别在于桩的材质,即桩的弹性模量;弹性模量越大的材质,在模型加载方式及边界条件相同的情况下,对牙本质的影响越小(见表3)。由模型3的结构可以看出,8种分组主要区别是桩和粘接剂的材质不同,由A、C、E、G组同样验证了模型1的结论;由分组A和B、C和D、E和F、G和H可知,采用流体树脂对整个牙齿结构来说更优。模型1、3的不同在于模型1没有模拟粘接剂,粘接剂对牙本质的应力分布有一定的影响(见表3、5)。铸造桩核的弹性模量越大,对牙本质的影响最小(见表2、6)。因此,在修复模型中桩的材质对牙齿修复会产生很大的影响。本文将各组织材料假设为连续、均质、各向同性的线弹性材料,对牙槽骨刚性约束,虽然与真实的力学性能有差异,但是能反映组织的特性。有限元法只能从单一的力学角度对牙体修复进行分析,而在实际情况下,材料同时受到口内环境和材料疲劳等多种问题的影响,故对其结果的分析有必要结合体内外实验进行综合考虑。

本文只分析了一种受力情况,但牙齿经历磨损、松动、移位等变化后咬合状态更加复杂。牙合力的大小、方向、作用点等因素都会使桩核冠形成不同的应力分布状态。此外,本文分析的是静态载荷,而口腔中多为动态冲击载荷。因此,研究不同咬合状态对桩核冠修复后的剩余牙本质应力分布的影响以及动态冲击载荷将是下一步的主要研究任务。

## 参考文献:

- [1] 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.
- [2] 王野平, 林小英. Mimics 和 Geomagic 辅助下建立固定义齿的有限元模型 [J]. 医用生物力学, 2010, 25(6): 433-438.  
Wang YP, Lin XY. Finite element model of fixed denture aided by Mimics&Geomagic [J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 433-438.
- [3] 张美超, 刘阳, 刘则玉. 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.  
Zhang MC, Liu Y, Liu ZY. Establishment and validation of the three-dimensional finite element model of the maxillary first molar with Mimics and Freeform [J]. J Med Biomech, 2006, 21(3): 208-211.
- [4] 赵云凤, 程碧焕. 上中切牙铸造陶瓷全冠三维有限元分析 [J]. 现代口腔医学杂志, 1999, 13(4): 251-252.
- [5] 康成容, 潘宣, 李梁. 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.
- [6] 孙迎春, 周晖, 高平. 桩核材料和咬合状态对牙本质应力分布影响的分析 [J]. 口腔颌面修复学杂志, 2009, 10(4): 243-245.
- [7] 沈双, 赵扬, 孙秀珍. 数值模拟前庭系统膜迷路的生物力学响应 [J]. 医用生物力学, 2010, 25(3): 169-174.  
Shen S, Zhao Y, Sun XZ. Numerically simulating the biomechanical response to membranous labyrinth in the vestibular system [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 169-174.
- [8] Chabanas M, Luboz V, Payan Y. Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery [J]. Med Image Anal, 2003, 7(2): 131-151.
- [9] 王蕙芸. 我国人牙的测量与统计 [J]. 中华口腔杂志, 1959, 7(3): 149.

## 《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行,积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、波兰《哥白尼索引》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2012年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2011年版)。

本刊为双月刊,每双月25日出版,16开本,96页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期15.00元,全年90.00元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号200011

电话:(021)23271133;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@gmail.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn