

## 不同支抗形式受力后上颌第一磨牙牙周膜 应力分布的三维有限元分析

孙茂军, 陈凤山

(同济大学附属口腔医院正畸科, 上海 200072)

**【摘要】目的** 通过三维有限元方法,建立不同支抗形式的三维有限元模型并模拟牙齿的受力移动,从而比较不同支抗形式下上颌第一磨牙的牙周膜的应力分布。**方法** 建立含有不同支抗形式的4个三维有限元模型,模型I以上颌第二前磨牙和第一磨牙为支抗;模型II以上颌第二前磨牙、第一、二磨牙共同作为支抗;模型III以通过横腭杆连接的两侧上颌第一磨牙作为支抗;模型IV以植入上颌第一、二磨牙牙槽间隔颊侧的微螺钉种植体作为支抗。通过分析4种不同支抗形式在受到1N近中向力后上颌第一磨牙牙周膜的Von mises应力,来比较4种不同支抗形式对控制上颌第一磨牙近中移动的效果。**结果** 模型I中上颌第一磨牙最大应力为 $6.29 \times 10^{-2}$  Mpa;模型II中上颌第一磨牙最大应力为 $3.11 \times 10^{-4}$  Mpa,应力较模型I减少了99.5%;模型III中上颌第一磨牙最大应力为 $5.93 \times 10^{-2}$  Mpa,应力较模型I仅减少了5.7%;模型IV中上颌第一磨牙最大应力为 $4.99 \times 10^{-4}$  Mpa,应力较模型I减少了99.2%。**结论** 把第二磨牙纳入支抗系统或使用微螺钉种植体都可以显著减少第一磨牙的近中移动,而横腭杆对抑制第一磨牙的近中移动基本没有作用。

**【关键词】** 支抗; 牙周膜应力; 三维有限元

**【中图分类号】** R783.5 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 1008-0392(2012)06-0095-05

## Effect of different anchorages on stress distribution in periodontal ligament of upper first molar: a three-dimensional finite element analysis

SUN Mao-jun, CHEN Feng-shan

(Dept. of Orthodontics, Stomatology Hospital, Tongji University, Shanghai 200072, China)

**【Abstract】Objective** To investigate the effect of different anchorages on stress distribution in periodontal ligament of upper first molar using a three-dimensional finite element method. **Methods** Four finite element models with different anchorage were created in this study. The anchorage of the model 1 consisted of maxillary second premolar and first molar; in model 2 the upper second molar was added to the anchorage; model 3 was based on model 2, in which two sides of the first molars were connected with a transpalatal arch. In model 4 a miniscrew was inserted buccally into the alveolar bone between the upper first and second molar. A 1N distal mesial force was applied at anchorage in each model to simulate tooth mesial movement. A linear finite element analysis was used to analyze the

收稿日期: 2012-03-03

基金项目: 国家自然科学基金项目(81170942)

作者简介: 孙茂军(1983—)男, 硕士研究生. E-mail: 15121061191@126.com

通信作者: 陈凤山. E-mail: ortvodboy@126.com

biomechanical effects of different anchorages on mesial movement of upper first molar. **Results** The maximum Von mises stress in periodontal ligament of upper first molar was  $6.29 \times 10^{-2}$ ,  $11 \times 10^{-4}$ ,  $5.93 \times 10^{-2}$  and  $4.99 \times 10^{-4}$  MPa in models 1, 2, 3 and 4, respectively; comparing to model 1 the maximum Von mises stress was decreased by 99.5%, 5.7% and 99.2% in model 2, 3 and 4, respectively. **Conclusion** Adding second molar to the anchorage system and using miniscrew implant can effectively prevent first molar from mesially moving; however, the transpalatal arch has little effect.

**【Key words】** anchorage; stress in periodontal ligament; three-dimensional finite element analysis

错颌畸形的正畸治疗是通过错位牙齿施加适当的矫治力,使其移动到正确的位置,来重建协调、稳定、美观的咬合关系的治疗方法。因此,牙齿的受力移动就是正畸治疗的基本环节。当矫治力被施加在需要移动的牙齿上时,就会同时产生一个大小相等、方向相反的反作用力,而承受这些反作用力的结构就称为“支抗”(anchorage)<sup>[1]</sup>。在正畸治疗中,尤其是拔牙治疗,支抗的选择和控制直接关系到治疗的成败,因此可以说支抗的选择和控制是正畸治疗的核心技术<sup>[2]</sup>。本研究通过建立几何相似性好的三维有限元模型,模拟了正畸临床中牙齿的受力移动,比较了增加支抗牙数目;使用横腭杆、微螺钉种植体等不同支抗形式下上颌第一磨牙的牙周膜应力,从而为正畸治疗中合理地选择和支抗提供了理论依据。

## 1 资料与方法

### 1.1 一般资料

在知情同意的前提下,于同济大学附属口腔医院正畸科选取一名实验志愿者,选择标准为:(1)患者的矫治计划为拔除上颌双侧第一前磨牙的拔牙矫治;(2)患者牙列已排齐整平,进入到关闭拔牙间隙阶段,且剩余拔牙间隙 $>3$  mm;(3)患者无先天性缺失牙和畸形牙,牙周组织健康。

选取的实验志愿者于同济大学附属第十人民医院放射科进行螺旋 CT(64 排 LightSpeed VCT, GE 公司,美国)扫描,扫描前嘱患者上下前牙轻咬一 4~5 mm 厚的蜡块,以消除上下牙列的重叠影像。扫描时,志愿者取仰卧位,颈部抬高,使下颌下缘与水平面垂直,头部固定。扫描全过程,要求口腔处于安静状态。自眶耳平面向下扫描至颈部下缘,扫描平面与眶耳平面平行,扫描方式为连续无间断扫描。扫描完成后对二维图像进行回顾性重建,层厚为

0.625 mm,扫描的影像数据以 DICOM 格式刻录存盘。

### 1.2 上颌骨及其牙齿、牙周膜的三维几何模型的建立

首先,通过 Mimics 软件的自动导入功能,将刻录于光盘中的 CT 影像数据导入 Mimics。由于上颌骨与牙齿的灰度值较为接近,为了建立精细的上颌骨及其牙弓的三维几何模型,仅仅依靠阈值法难以将它们自动分割开来。因此本研究还采用了手工分割的方法,利用 Mimics 软件中的 Edit Masks 编辑工具对每层的边界轮廓进行修改或擦除操作。先将牙冠部分擦出,不区分牙根与上颌骨,先建立完整的上颌骨模型。然后再调整 CT 影像的灰度值,使牙体组织与上颌骨能够清晰地地区分开,利用同样方法将上颌骨部分擦出,建立上颌第二前磨牙,第一、二磨牙的三维几何模型。最后将在 Mimics 中提取的上颌骨及其牙齿的数据以 STL 文件格式导出,然后再导入到 Geomagic 软件中,经过点云阶段、多边形阶段和曲面阶段生成三维几何模型。

利用 Geomagic 的模型缩减功能将上颌骨向内缩减 2 mm,然后将缩减了的模型与原上颌骨模型作布尔减运算从而分别获得得到上颌松质骨和皮质骨(厚 2 mm)模型。

牙周膜是生物软组织,存在着弹性滞后、应力松弛和蠕变等现象。正常牙周膜的厚度不均匀,一般为 0.25 mm。为了方便建立牙周膜的模型,将牙周膜厚度设为 0.25 mm。将 Mimics 中的牙齿模型导入到 Geomagic 中,利用其模型增厚功能将牙体向外增厚 0.25 mm,然后将增厚的模型与牙齿和上颌骨模型作布尔减运算得到相应牙齿的牙周膜模型。

### 1.3 横腭杆及微螺钉种植体三维几何模型的建立

根据临床实际情况,在 UG 软件中建立一根直径为 1.2 mm 的横腭杆,杆的两端通过带环与两侧

上颌第一磨牙相连,其中横腭杆的最高点距离颌骨 2 mm。

利用 UG 软件建立一螺钉长度为 8 mm,尖端直径为 1.5 mm 的微螺钉种植体三维几何模型。种植钉植入上颌左侧第一和第二磨牙牙槽间隔的颊侧,高度约为磨牙根分叉处往根方 1~2 mm 处,尽量不

使种植钉接触到两侧磨牙的牙周膜。

1.4 四种不同支抗形式的实验模型的建立

将建立的上颌骨(包括皮质骨和松质骨)、牙齿、牙周膜、横腭杆和微螺钉种植体的三维几何模型分别装配起来,共形成四组实验模型(模型 I、II、III、IV),它们的组成和支抗形式,见表 1。

表 1 四组实验模型的组成及其支抗形式  
Tab.1 Composition of four models and their anchorage

实验模型分型	实验模型的组成	支抗形式
模型 I	皮质骨、松质骨、牙周膜、两侧上颌第二前磨牙及第一磨牙	上颌第二前磨牙及第一磨牙作为支抗
模型 II	皮质骨、松质骨、牙周膜、两侧上颌第二前磨牙及第一、二磨牙	上颌第二前磨牙及第一、二磨牙共同作为支抗
模型 III	同上	两侧上颌第一磨牙通过横腭杆连接共同作为支抗
模型 IV	同上	微螺钉种植体作为支抗

1.5 三维有限元模型的建立

将上述四组实验模型以 IGES 格式文件导入到 Ansys 软件中,并对上述实验模型中的各实体赋予相应的材料力学属性。在本研究中,所有材料均被简化为均质、各向同性的线弹性材料。相关材料的力学参数,见表 2。

表 2 相关材料的力学参数  
Tab.2 Material properties

材 料	弹性模量(MPa)	泊松比
皮质骨	13 700	0.30
松质骨	1 370	0.26
牙齿	19 600	0.30
牙周膜	0.667	0.45
不锈钢	193 000	0.30
钛	103 400	0.35

然后采用 10 节点四面体单元(Solid92)自动依次对各部分进行网格划分,获得各实验模型的三维有限元模型。各三维有限元模型的单元数和节点数,见表 3。

表 3 各三维有限元模型的总单元数和总节点数  
Tab.3 Unit and node of each FE model

实验模型分型	总单元数	总节点数
模型 I	246 932	361 566
模型 II	270 823	396 033
模型 III	294 186	434 461
模型 IV	483 060	693 337

将上颌骨顶部平面全部施加固定约束,使其在 x、y、z 三个方向的位移和旋转均为 0。牙齿和牙周膜、牙周膜和牙槽骨之间通过粘结(Glue)使彼此不发生相对滑动。另外,假设微螺钉种植体和颌骨为完全骨整合,二者不发生相对滑动。

在模型 I 和 III 中的第一磨牙(以左侧为例)颊面的中心处,在模型 II 中第二磨牙(以左侧为例)颊面的中心处,在模型 IV 中的微螺钉种植体上都分别施加 1N 的近中向力,以模拟关闭拔牙间隙时支抗抵抗反作用力的情况。然后在 Ansys 中进行线性有限元分析,观察不同支抗形式下,牙齿受力后,上颌第一磨牙(以左侧为例)的牙周膜应力分布。

2 结 果

模型 I 中上颌左侧第一磨牙受到 1 N 的近中向力时,该支抗磨牙牙周膜应力主要集中于近远中牙槽嵴顶处的牙周膜,应力向根尖方向逐渐减小,表现为牙齿的倾斜移动。其中最大应力位于近中牙槽嵴顶处,为  $6.29 \times 10^{-2}$  Mpa。模型 II 中上颌左侧第二磨牙受到 1 N 近中向力时,其上颌左侧第一磨牙的牙周膜最大应力为  $3.11 \times 10^{-4}$  Mpa,应力较模型 I 减少了 99.5%。模型 III 中两侧上颌第一磨牙通过横腭杆连接,当上颌左侧第一磨牙受到 1 N 近中向力时,该磨牙牙周膜最大应力为  $5.93 \times 10^{-2}$  Mpa,应力较模型 I 仅减少了 5.7%。模型 IV 中当微螺钉种植体受到 1 N 近

中向力时,上颌左侧第一磨牙牙周膜最大应力为  $4.99 \times 10^{-4}$  Mpa,应力较模型 I 减少了 99.2%。见图 1~4。

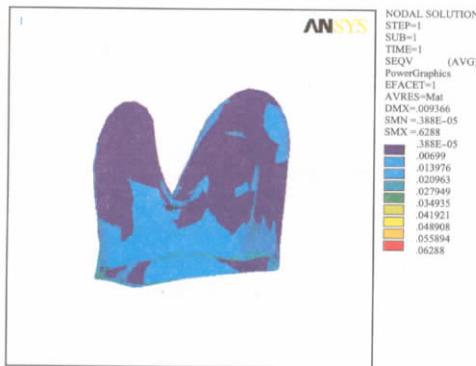


图 1 模型 I 支抗受力后上颌一磨牙的牙周膜应力分布

Fig.1 Stress in periodontal ligament of upper first molar in FE model I

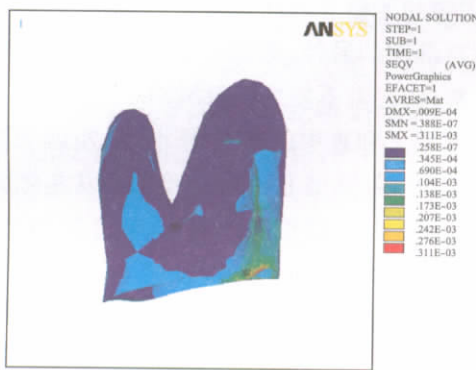


图 2 模型 II 支抗受力后上颌第一磨牙的牙周膜应力分布

Fig.2 Stress in periodontal ligament of upper first molar in FE model II

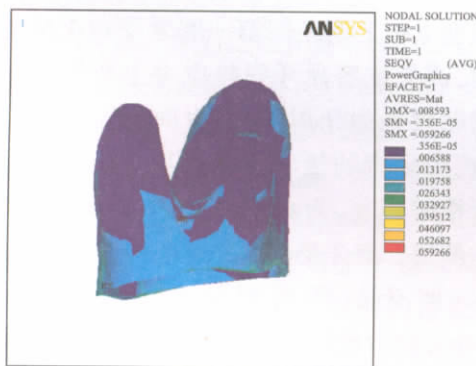


图 3 模型 III 支抗受力后上颌左侧一磨牙的牙周膜应力分布 III

Fig.3 Stress in periodontal ligament of upper first molar in FE model III

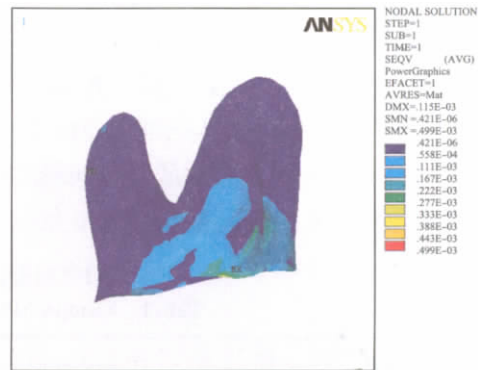


图 4 模型 IV 支抗受力后上颌左侧第一磨牙的牙周膜应力分布

Fig.4 Stress in periodontal ligament of upper first molar in FE model IV

### 3 讨 论

本实验利用 Dicom 格式的 CT 影像数据建立了几何相似性好的牙颌三维有限元模型,比较了不同支抗形式下左侧上颌第一磨牙的牙周膜应力,从而为更好地控制和选择支抗提供了理论依据。

本实验选取正在接受正畸治疗的患者作为三维有限元建模的原始数据的来源,通过对正畸治疗患者进行 CT 扫描我们能够获得真实的牙颌解剖结构,为建立几何相似性好的三维有限元模型打下了基础。另外,利用已排齐整平,正处于关闭拔牙间隙阶段的正畸患者的影像数据建立的有限元模型也能很好的模拟临床中实际的治疗情况。由于本实验主要研究不同支抗形式对牙齿移动的作用效果,所以选择拔除第一前磨牙的拔牙病例作为实验对象,以模拟横腭杆和微螺钉种植体等支抗形式在拔牙病例中的实际应用情况。

建立有限元模型是进行有限元分析的前提,而模型的几何相似性和力学相似性将直接影响到力学分析的结果,因此,为提高有限元分析结果的可靠性,模型的精确程度十分重要。本研究采用 CT 图像数据转换的方法,应用图像处理软件直接读取和处理 CT 数据信息,不仅大大简化了建模的过程,还避免了由于人工定点而造成的误差,从而保证了模型的精确性。另外,本研究还通过逆向工程软件的 Nurbs 曲面构建方法,建立了表面更加圆滑的牙齿、颌骨和牙周组织的三维几何模型。与以往的实体建模方法不同,Nurbs 曲面构建法特别适用于构建几

何形态复杂、不规则的曲面实体。使用该方法可以使以前实体建模难以达到的圆滑曲面的构建变得方便简单。

牙齿、颌骨和牙周组织等生物组织的力学性能都是各向异性和非均质性的,且是非线性体。但目前,相关生物材料的基础研究尚不能提供各种组织的本构方程。因此,当前有限元在生物力学领域的应用大多是建立在各向异性、连续均质的线弹性体的假设前提下的。而学者 Tanne 等<sup>[3]</sup>指出,应重视有限元计算结果的相对值(模型间的对比)而不是绝对值(应力)。所以本研究通过不同支抗形式的有限元模型间的对比,有效地避免了生物材料力学属性对结果的影响。

一般来说,牙齿抵抗矫治力反作用力的能力与其牙周膜面积有关,在受相同大小矫治力作用下,牙根表面积大的牙齿比牙根表面积小的牙齿移动量少。因此可通过增加支抗牙数目的方法,来减少支抗牙的前移。在本研究中,模型Ⅱ相对于模型Ⅰ将第二磨牙纳入支抗系统。故当上颌左侧第二磨牙受到1N近中向力时,上颌左侧第一磨牙牙周膜最大应力较模型Ⅰ减少了99.5%,说明增加磨牙数目可有效地增加后牙支抗,抑制磨牙的前移。而在模型Ⅲ中,两侧上颌第一磨牙通过横腭杆连接,当上颌左侧第一磨牙受到1N近中向力时,该磨牙牙周膜最大应力较模型Ⅰ仅减少了5.7%,说明使用横腭杆并不能明显减少磨牙的前移。这与 Zablocki HL<sup>[4]</sup>等、Kojima 等<sup>[5]</sup>的研究结果一致。Zablocki 等<sup>[4]</sup>对比了30名拔除4颗第一前磨牙用横腭杆增强支抗的患者和30名拔除4颗第一前磨牙但无任何辅助支抗形式的患者的治疗变化。结果显示,使用横腭杆组和未使用横腭杆组在应力颌骨、牙齿和软组织的各项测量项目治疗前后的变化上没有显著性差异,说明横腭杆在拔牙治疗过程中对控制磨牙矢状

向的位置没有显著作用。Kojima 等<sup>[5]</sup>用有限元方法模拟了有横腭杆装置和没有横腭杆装置的支抗磨牙在近中向拉力作用下的牙齿移动情况。他们发现横腭杆对支抗磨牙的近中移动几乎没有作用。在模型Ⅳ中,使用微螺钉种植体作为支抗,微螺钉种植体作为一种骨结合支抗,在临床中可以很好控制牙齿的移动。在本研究中当微螺钉种植体受到1N近中向力时,上颌左侧第一磨牙牙周膜最大应力较模型Ⅰ减少了99.2%,说明微螺钉种植体可以显著减少磨牙的近中移动。这与刘月华等<sup>[6]</sup>的研究结果一致。

#### 【参考文献】

- [1] 傅民魁. 口腔正畸学[M]. 5版. 北京: 人民卫生出版社 2008: 113-114.
- [2] 胡炜, 傅民魁. 口腔正畸治疗要点Ⅱ-正畸治疗中的支抗与支抗控制[J]. 中华口腔医学杂志, 2006, 41(3): 188-190.
- [3] Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in periodontal tissue by orthodontic forces [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1987, 92(6): 499-505.
- [4] Zablocki HL, MacNamara JA Jr, Franchi L, et al. Effect of the transpalatal arch during extraction treatment [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008, 133(6): 852-860.
- [5] Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008, 134(3): 335.e1-335.e7.
- [6] 刘月华, 刘晶, 李强, 等. 种植体与横腭杆支抗对减数正畸患者临床疗效影响的比较[J]. 中华口腔医学杂志, 2009, 44(8): 454-459.