

# 皮质骨切开辅助大鼠正畸牙齿移动有限元分析

张维奕<sup>1</sup>, 王超<sup>2</sup>, 杨崇实<sup>1</sup>

(1. 重庆医科大学附属口腔医院 正畸科, 重庆 401147; 2. 口腔疾病与生物医学重庆市重点实验室, 重庆 401147)

**摘要:**目的 仿真模拟大鼠皮质骨切开后正畸牙齿移动,分析切开手术对大鼠牙颌结构力学分布的影响。方法 建立大鼠正畸牙齿移动三维有限元模型,模拟皮质骨切开手术,并根据加载方向及牙根部位对牙周膜及根周牙槽骨进行细分,计算磨牙与切开骨块初始位移及各细分区域内牙周膜、牙槽骨的应力、应变分布。结果 上颌第1磨牙在正畸力作用下近中倾斜移动,最大位移集中于牙冠远中尖;皮质骨切开能增加牙槽骨块初始位移。牙周膜最大主应变集中于近远中颈部,最小主应变集中于远中根尖部;皮质骨切开对牙周膜应变的分布及水平有明显影响;皮质骨切开能够明显增加牙槽骨中应力水平,并使高应力区集中于牙根近中牙槽嵴。结论 皮质骨切开能够改变正畸矫治力在牙齿及牙周组织中的分布,使其有利于局部牙槽骨改建,实现快速正畸牙齿移动。研究结果有助于从生物力学角度认识皮质骨切开辅助正畸牙齿移动机制。

**关键词:**正畸牙齿移动;皮质骨切开;有限元分析;生物力学

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:**10.16156/j.1004-7220.2018.01.009

## Finite Element Analysis on Corticotomy-facilitated Orthodontic Tooth Movement in Rat

ZHANG Weiyi<sup>1</sup>, WANG Chao<sup>2</sup>, YANG Chongshi<sup>1</sup>

(1. Department of Orthodontics, Stomatological Hospital of Chongqing Medical University, Chongqing 401147, China; 2. Chongqing Key Laboratory of Oral Diseases and Biomedical Sciences, Chongqing 401147, China)

**Abstract:** **Objective** To simulate the orthodontic tooth movement (OTM) after corticotomy in rat and analyze its effects on mechanical distribution in dentoalveolar structures. **Methods** 3D finite element model of corticotomy-facilitated OTM in rat was established and the circumscribing corticotomy approach was simulated. The periodontal ligament (PDL) and alveolar bone around the mesial root were partitioned according to direction of the orthodontic load and corresponding part of the root. The initial displacement of the first molar and segmented alveolar bone as well as the stress and strain in PDL and alveolar bone were calculated. **Results** The first molar presented a tipping movement and the distal cusp showed the maximum displacement. Corticotomy could increase the relative displacement of bone segment. The maximum principal strain in PDL concentrated on the mesial and distal cervical region, while the minimum principal strain concentrated on the distal apical region. Corticotomy could change the distribution and magnitude of the maximum and minimum principal strain in PDL and Von Mises stress in alveolar bone. **Conclusions** Corticotomy can affect the mechanical distribution of orthodontic force in tooth and periodontal tissues around, and hence facilitate regional bone remodeling to realize rapid OTM. The research findings contribute to understanding the mechanism of corticotomy to facilitate OTM from the aspect of biomechanics.

**Key words:** orthodontic tooth movement; corticotomy; finite element analysis; biomechanics

牙槽皮质骨切开指通过手术离断牙槽骨皮质部分,保留下方骨松质,以加快正畸力作用下牙齿的移动速率,辅助正畸治疗。早在 1959 年,Köle<sup>[1]</sup>利用皮质骨切开辅助正畸牙齿移动,他认为皮质骨切开可以有效减小牙齿移动阻力,从而实现快速牙齿移动。有研究利用动物实验证实了皮质骨切开对牙齿移动的促进作用,组织学观察发现牙槽骨出现早期及较大范围骨改建<sup>[2-3]</sup>。临床研究表明,牙槽皮质骨手术不仅可以实现快速牙齿移动,还具有节省正畸支抗、降低牙根及边缘牙槽骨吸收风险等优点<sup>[4-7]</sup>。

目前研究认为,牙槽皮质骨手术辅助正畸牙齿移动的主要原理是基于“区域性加速现象”(regional acceleration phenomenon, RAP),即局部骨组织损伤可以加快骨更新率以及损伤部位的骨吸收与骨沉积速度<sup>[2,4,8]</sup>。RAP 很好地解释了皮质骨手术对牙齿移动的促进作用,但在某些病例中,如皮质骨手术辅助前牙整体内收,手术位置距所需移动的牙齿较远,切开刺激对牙周牙槽骨的影响有限,却仍然获得较大范围快速牙齿移动。有学者将其效果归因于骨皮质切开后牙槽骨弯曲及骨块的整体移动<sup>[9-10]</sup>,因为上颌腭侧骨板是牙齿内收的阻力来源,骨皮质手术切开骨板后,可以减小牙齿移动方向上的阻力,加快含牙骨块的移动<sup>[1,11]</sup>。因此,力学因素可能是皮质骨切开辅助正畸移动的重要方面,但目前缺乏相关实验验证,也缺乏系统而深入的研究来探寻力学变化规律。

近年来,很多研究表明,正畸牙齿移动是力学与生物学因素共同作用的结果。一方面,正畸力传递到牙齿,经由牙周膜传递到颌骨,改变牙颌结构内部应力、应变分布<sup>[12]</sup>;另一方面,应力、应变与牙周组织改建存在密切关系。在正畸力的作用下,牙槽骨中应力、应变分布发生改变,在压力侧与张力侧发生相应的骨吸收及骨形成,从而导致牙齿移动<sup>[13]</sup>。

因此,本文建立实验动物三维有限元模型,模拟牙槽皮质骨手术,计算牙周膜、牙周牙槽骨中应力、应变的分布,分析牙槽皮质骨手术对牙颌结构力学分布的影响,研究皮质骨手术辅助正畸牙齿移动的生物力学机制。

## 1 材料与方法

### 1.1 影像数据获取

选用 8 周龄健康雄性 SD 大鼠 1 只(由重庆医科大学实验动物中心提供),体重 210 g,颌骨及牙齿发育无异常。过量水合氯醛腹腔注射处死实验动物后,立即进行 Micro-CT 扫描(vivaCT40, SCANCO 公司,瑞士),扫描参数为 70 kV,500 mA,10.5  $\mu\text{m}$ ,获取大鼠头颅断层扫描图像,将扫描图像以 DICOM 格式保存并导出。

### 1.2 大鼠牙槽骨及牙齿三维几何模型的建立

将扫描图像导入 Mimics 10.01 软件(Materialise 公司,比利时),根据大鼠牙齿及颌骨灰度值(2 500 ~ 14 574 HU),利用阈值分割、蒙板编辑、形态溶蚀与膨胀及区域增长等功能将上颌第 1、2、3 磨牙及周围牙槽骨分离提取,并完成所提取结构的三维重建(见图 1)。将重建后图像以 STL 文件格式导入 Geomagic Studio 12 软件(Geomagic 公司,美国),利用减噪、优化边缘等功能对其平滑处理。利用布尔运算生成第 1 磨牙牙周膜。通过构造曲面片方式拟合牙槽骨、牙齿、第 1 磨牙牙周膜的 NURBS 曲面模型,以 IGS 格式保存。

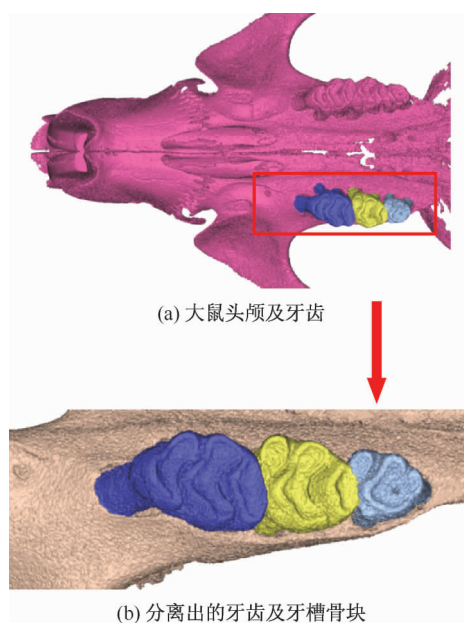


图 1 大鼠磨牙及牙槽骨重建

Fig. 1 Reconstruction of teeth and alveolar bone in SD rat  
(a) Teeth and skull of SD rat, (b) Separated teeth and alveolar bone block

SD大鼠皮质骨厚度随部位变化非常明显,本实验采用自动生成加手动编辑的方法分离松质骨。将上步所生成IGS文件导入Rapidform XOR3软件(INUS公司,韩国),利用offset surface功能生成牙槽松质骨,以STL文件格式导入Mimics软件,手动编辑牙槽松质骨的范围。将编辑后的牙槽松质骨三维重建,以STL文件格式导入Geomagic软件,生成NURBS曲面模型。

将牙槽骨、牙槽松质骨、牙周膜及牙齿的IGS文件导入ABAQUS 6.11-1软件(Dassault公司,法国),在装配模块中,利用布尔运算生成牙槽皮质骨(牙槽皮质骨=牙槽骨-牙周膜-牙齿-牙槽松质骨)。最后,将牙槽皮质骨、松质骨、上颌磨牙及牙周膜装配在一起形成SD大鼠牙颌结构几何模型。

### 1.3 建立皮质骨切开辅助磨牙近中移动几何模型

第1磨牙周围牙槽皮质骨环形切开<sup>[3]</sup>。首先,在SolidWorks 2014软件(Dassault公司,法国)中生成与切口相对应的剪切带,宽度与厚度均为0.5 mm。将生成的剪切带导入ABAQUS软件,在装配模块中利用布尔运算生成皮质骨切开后牙颌结构的几何模型。

### 1.4 建立皮质骨切开辅助磨牙近中移动有限元模型

在ABAQUS软件Mesh模块中对牙颌结构进行网格划分。牙槽骨、牙齿几何结构复杂,采用四面体划分网格,而牙周膜形态较为均一,采用六面体划分网格,单元类型及网格划分结果见表1。在材料模块中设置牙齿、牙周膜、槽骨松质骨及牙槽皮质骨的材料属性。首先需要设定牙槽皮质骨、松质骨、牙体组织、牙周膜4种材质的材料属性。其中,牙槽骨与牙体组织设定为各向同性、线弹性材料,牙周膜设定为各向同性的双线性材料(见表2)。在ABAQUS软件Interaction模块中,设置牙根-牙周膜-松质骨-皮质骨各接触界面为绑定约束。在Load模块中,约束牙槽骨块各截面上所有节点,将牙槽骨块固定于整个牙槽骨中。根据动物实验正畸矫治方案设定加载,选取牙冠近中面颈1/3略偏腭侧节点,向切牙颈部凹槽方向,施加25 g集中力,模拟大鼠磨牙正畸矫治。

为明确牙齿周围不同部位牙槽骨的应力、应变水平,在计算前对大鼠磨牙近中根周围牙槽骨及牙周膜进行区域划分,根据正畸力的方向及牙根不同

位置生成各切割平面,以壳结构导入ABAQUS软件,利用布尔运算完成分割,并将网格划分后不同部位牙周膜及牙槽骨设置为单元集合,以便于提取计算结果。

表1 大鼠牙移动有限元模型单元类型及单元与节点数量

Tab.1 Elements types and number of elements and nodes in finite element models of OTM in rat

材料	单元数量	节点数量	单元类型
牙齿	136 807	27 529	C3D4
牙周膜	20 409	28 457	C3D8R
松质骨	190 598	37 649	C3D4
皮质骨(非手术模型)	360 673	74 742	C3D4
皮质骨(手术模型)	312 059	65 773	C3D4

表2 大鼠牙移动有限元模型材料参数

Tab.2 Material properties in finite element models of OTM in rat

材料	$E/MPa$	$\nu$
皮质骨	20 000	0.30
松质骨	3 000	0.30
牙齿	20 000	0.30
牙周膜	0.15	0.30

0.6 (屈服应变强度=0.063)

完成各相关设定后,利用ABAQUS/Standard求解器计算第1磨牙及切开骨块的初始位移、第1磨牙近中根周围各单元集合内牙周膜及牙槽骨中的应力、应变分布。

## 2 结果

### 2.1 大鼠第1磨牙及切开骨块初始位移

大鼠第1磨牙矢状向初始位移如图2所示。

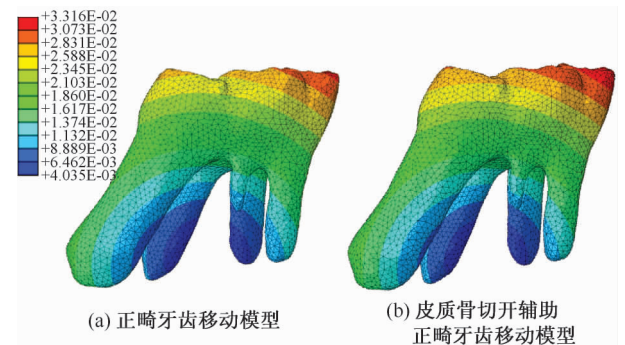


图2 大鼠第1磨牙初始位移

Fig.2 Initial displacement of the first molar of SD rat

(a) Orthodontic model, (b) Corticotomy-facilitated orthodontic model

在正畸力作用下,单纯正畸牙齿移动与皮质骨切开辅助正畸牙齿移动模型中大鼠磨牙均发生近

中倾斜移动,远中尖位移最大,各牙根内侧部位位移最小,皮质骨切开可以增大牙齿初始位移。

随着第1磨牙近中倾斜,根周围牙槽骨也相应近中移动,表层皮质骨移动更为明显,其最大位移位于根分叉所对应皮质骨(见图3)。牙槽皮质骨切开后,切开骨块位移明显增大,而剩余部分牙槽骨位移与未切开模型基本一致。

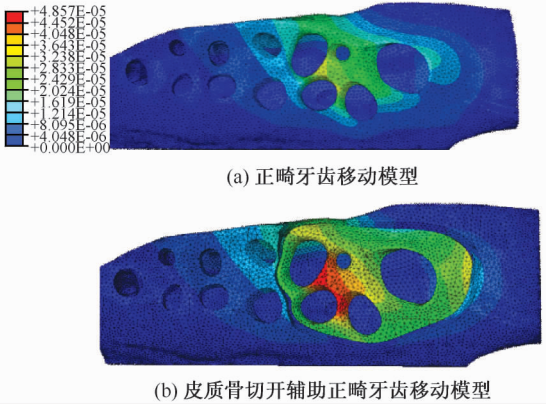


图3 牙槽骨初始位移分布

Fig.3 Initial displacement distributions of the alveolar bone

(a) Orthodontic model, (b) Corticotomy-facilitated orthodontic model

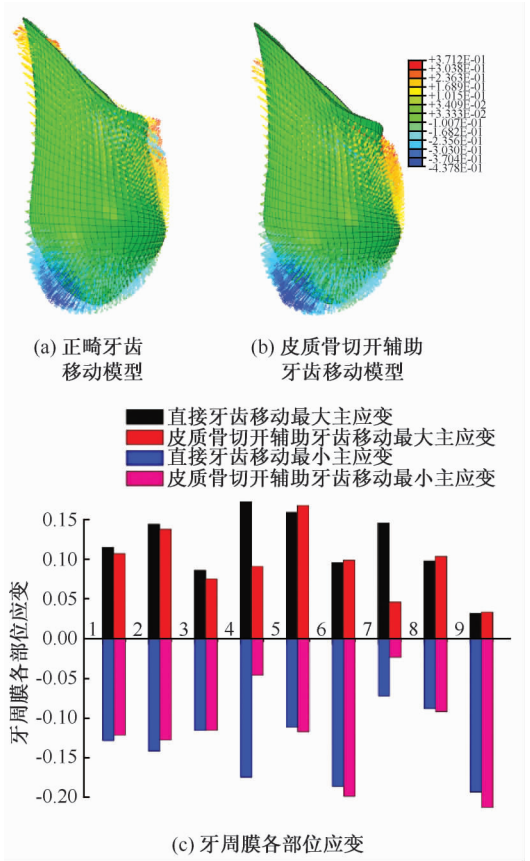
## 2.2 第1磨牙牙周膜应变分布

单纯正畸牙齿移动模型中,第1磨牙近中根牙周膜最大主应变( $\varepsilon$ )集中于近远中颈部,最小主应变集中于根尖部与近中颈部,特别是远中根尖部。皮质骨切开辅助正畸牙齿移动模型中,高应变区仍然主要集中在近远中牙周膜颈部与根尖部,牙周膜近中颈部最小主应变减小,最大主应变区位置相对下移,由皮质骨对应部位下移到松质骨浅层对应部位[见图4(a)、(b)]。

皮质骨切开对牙周膜整体应变平均值影响较小,但对各区域牙周膜应变平均值影响明显[见图4(c)]。近远中颈部牙周膜最大主应变与最小主应变均有明显减小,近中颈部牙周膜最小主应变由0.174减小至0.046,远中颈部牙周膜最大主应变由0.146减小至0.046;根尖部牙周膜最小主应变有所增大,远中根尖部牙周膜最小主应变由0.193增加至0.212,皮质骨切开对根中部牙周膜应变影响相对较小。

## 2.3 牙槽松质骨 Von Mises 应力分布

皮质骨切开对牙槽皮质骨中应力分布影响较小,对松质骨应力分布有明显影响。单纯正畸牙齿



1 - 近中根周牙周膜整体,2 - 近中侧,3 - 远中侧,4 - 近中颈部,5 - 近中中部,6 - 近中根尖部,7 - 远中颈部,8 - 远中中部,9 - 远中根尖部

图4 大鼠第1磨牙近中根牙周膜应变分布与数值比较

Fig.4 Comparison of PDL strain distributions and their magnitude in the first molar of SD rats

(a) Orthodontic model, (b) Corticotomy-facilitated orthodontic model, (c) Strain magnitude in different PDL regions

移动有限元模型中,高应力区主要集中于远中根间部松质骨,皮质骨切开后高应力区分布于切口附近松质骨,近中根前方松质骨中 Von Mises 应力最大(见图5)。

单纯正畸牙齿移动有限元模型中,根周牙槽松质骨各部分应力水平变化不大;皮质骨切开能明显增加各部分牙槽松质骨应力水平,其中近中中部松质骨 Von Mises 应力增加明显(见图6)。

## 3 讨论

3.1 有限元仿真计算方法在正畸牙齿移动中的运用  
有限元法是求解连续介质力学问题的数学近似方法。自1969年Friedenberg首次将其运用于医



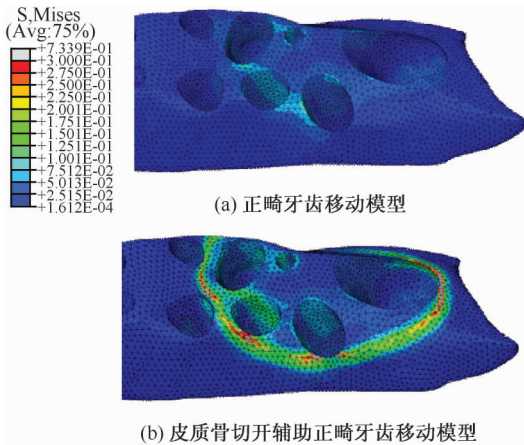
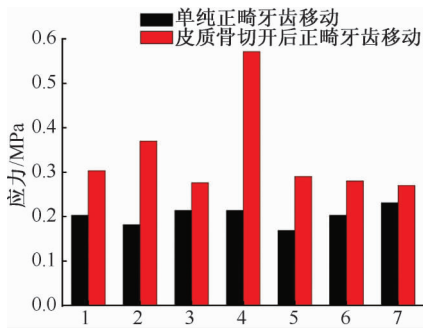


图5 牙槽松质骨 Von Mises 应力分布比较

Fig. 5 Comparison of Von Mises stresses in trabecular bone of alveolar process (a) Orthodontic model, (b) Corticotomy-facilitated orthodontic model



1 - 近中根周围整体松质骨, 2 - 近中侧, 3 - 远中侧, 4 - 近中中部, 5 - 近中根尖部, 6 - 远中中部, 7 - 远中根尖部

图6 磨牙近中根周围松质骨应力比较

Fig. 6 Comparison of Von Mises stresses in different regions of trabecular bone around mesial root of the molar

学领域以来<sup>[15-16]</sup>,有限元被广泛用于研究生物力学问题。1980年, Takahashi等<sup>[17]</sup>运用二维有限元法求解不同正畸加力情况下牙齿的初始位移以及牙周膜内部应力,将有限元法引入口腔正畸领域。近年来,随着有限元建模分析理论及计算机技术的快速发展,有限元法已经成为研究口腔正畸生物力学的重要手段<sup>[18-21]</sup>。有限元法能够计算各组织结构内部应力、应变的分布,具有重复性好、边界条件及加载容易控制、分析结果可视化等优点,在正畸治疗方案评估、正畸力系及微种植体设计、正颌手术的设计及评估等方面获得广泛运用。

有限元法作为一种仿真分析方法,是对实际物理过程的近似解答,其计算结果取决于有限元模型

与实物模型及力学过程的结构相似性、材料参数相似性及力学环境相似性。本文利用高精度Micro-CT扫描数据,采用逆向建模的方式,并根据SD大鼠解剖结构实现各组织结构的提取与分离,以提高有限元模型的相似性。

### 3.2 皮质骨切开对牙齿及牙槽骨初始位移的影响

正畸矫治力作用于牙齿,牙齿、牙周膜及牙槽骨形成正畸力传递体系,牙齿初始位移是正畸作用力与牙周膜及牙槽骨反作用力平衡的结果<sup>[22]</sup>。由大鼠第1磨牙初始位移分布云图可知:远中尖位移最大,牙根间牙槽骨位移最小,牙齿表现为倾斜移动,其旋转中心位于根间牙槽骨(见图2),这是正畸力的方向未通过大鼠磨牙阻抗中心所致,与Gonzales等<sup>[23]</sup>和Xu等<sup>[24]</sup>的研究结果一致。皮质骨切开破坏了牙槽骨完整性,改变了正畸力传递体系的结构特点,使牙齿、牙周膜及牙槽骨力学分布发生变化,牙齿需要在新的位置才能平衡这些变化的影响,即改变牙齿的初始位移,皮质骨切开能增大牙齿近中倾斜移动趋势。

牙槽骨初始位移是正畸作用力、周围牙槽骨约束反作用的共同作用下,牙槽骨发生相应形变的结果,故牙槽骨初始位移不是牙槽骨整体位移,而是牙槽骨内不同部位相对位移。皮质骨切开后,切开骨块位移明显增大,而剩余部分牙槽骨中位移无明显变化(见图3),表明牙槽骨整体约束未发生改变,但由于皮质骨完整性破坏,切开骨块周围牙槽骨对骨块的约束减小,使骨块的整体位移明显增加。

### 3.3 皮质骨切开对牙周膜应变分布的影响

牙周膜在正畸牙齿移动过程中起着非常重要的作用。一方面,牙周膜是正畸矫治力传递体系的重要一环。牙齿在矫治力作用下发生即刻微小移动,对牙周膜产生拉伸或者压缩作用,牙周膜中胶原纤维及其他细胞外液态基质分别将这种拉伸与压缩传递至周围牙槽骨。另一方面,牙周膜也是力学刺激的效应组织。在张力侧,成纤维细胞增生并功能活动增强,分泌胶原纤维蛋白,在邻近牙槽窝形成类骨质<sup>[25]</sup>;在压力侧,加力几小时后即可观察到牙周膜靠近牙槽窝部位破骨细胞形成,在持续轻力状态下牙槽窝压力侧发生直接骨吸收,重力状态牙周膜形成玻璃样变,刺激破骨细胞生成,清除坏死组织以实现牙齿移动<sup>[26-27]</sup>。因此,牙周膜自身及周围牙槽骨改建与其所受力学刺

激强度密切相关<sup>[28-29]</sup>。

牙周膜各部分同时受到拉伸与压缩作用[见图4(c)],出现如图4(a)所示的应变分布。从牙周膜应变分布可以看出,随着磨牙近中倾斜移动,近中颈部牙周膜既受到斜向上的牙槽嵴顶的牵拉作用,同时受到牙槽骨水平向压力作用,远中颈部牙周膜则是受到来自于牙槽骨的大致水平向牵拉作用,根尖部牙周膜受压作用明显。皮质骨切开后,近远中牙槽嵴顶对颈部牙周膜的牵拉作用减小,颈部牙周膜高应变区向根方移动,这是切开后牙槽皮质骨块位移增大的结果;同时,根尖部位最小主应变增大,表明牙齿近中倾斜位移增大。最小主应变由牙周膜受压发生形变而产生。Vicilli等<sup>[30]</sup>研究发现,牙周膜应力变化对TRAP细胞增殖影响明显,当牙周膜最小主应力超过 $-9.92\text{ kPa}$ 时,将产生明显牙槽骨吸收。本研究中根尖部牙周膜受压形变达21%,应力约为 $-12\text{ kPa}$ ,根据Vicilli等<sup>[30]</sup>研究结果,该部位破骨细胞增殖,参与邻近牙槽骨改建。

### 3.4 皮质骨切开对牙槽骨应力分布的影响

牙槽骨改建与力学因素关系密切。Frost力学调控理论认为,骨组织具有力学敏感性,外力的作用使骨组织产生应变,骨应变量的大小将决定骨丢失、骨改建、骨塑建、骨折等变化<sup>[31-33]</sup>。正畸过程中牙槽骨的改建也受到外力的影响。Melsen<sup>[13]</sup>研究认为,牙槽骨的改建符合Frost理论,在正畸力的作用下,牙槽骨中应变发生改变,张力侧与压力侧牙槽窝形变不同,导致相应的骨吸收及骨形成,出现牙齿移动。

切开后皮质骨中应力水平及分布无明显变化,但松质骨应力分布发生明显改变,松质骨中高应力区由远中根内侧转移至切口附近(见图5),这是由于皮质骨切开后,皮质骨块相对于下方松质骨发生明显移动,使其下方松质骨成为应力集中区;同时,由于皮质骨块的移动,使约束牙齿移动的牙槽骨部位由近中转移至近中中部,使这一部位牙槽骨应力明显升高,达到 $0.734\text{ MPa}$ ,根据材料参数换算成应变约为 $0.25$ ,根据Forst力学调控理论,牙槽骨将发生适应性改建。Wang等<sup>[3]</sup>的动物实验结果显示,皮质骨切开辅助正畸治疗能够加快SD大鼠第1磨牙周围牙槽骨改建,术后3d破骨细胞计数明显高于皮质骨切开组与正畸牙齿移动组,并且破骨细胞主要分布在磨牙近中侧牙槽骨,这与本文有限元研究结果一致。

## 4 结语

本研究建立了大鼠磨牙近中移动三维有限元模型,模拟皮质骨切开手术,经过计算获得牙齿及牙槽骨的初始位移、牙周膜与牙槽骨的应力、应变结果:

(1) 大鼠第1磨牙牙周皮质骨环形切开可以增加磨牙初始位移,同时能增加切开骨块在牙槽骨中的相对运动,对其余部分牙槽骨初始位移无影响。

(2) 皮质骨切开可以改变牙周膜中应变分布及水平,使颈部牙周膜最大主应变与最小主应变明显减小,根尖部牙周膜最小主应变增大。

(3) 皮质骨切开可以明显增大松质骨平均应力水平,并使高应力区集中于切口附近,对牙根近中中部牙槽骨影响尤为明显。

### 参考文献:

- [1] KÖLE H. Surgical operation on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities [J]. *Oral Surg Med Pathol*, 1959, 12(4): 515-529.
- [2] BALOUL SS, GERSTENFELD LC, MORGAN EF, et al. Mechanism of action and morphologic changes in the alveolar bone in response to selective alveolar decortication-facilitated tooth movement [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011, 139(4 Suppl): S83-101.
- [3] WANG L, LEE W, LEI DL, et al. Tissue responses in corticotomy- and osteotomy-assisted tooth movements in rats: Histology and immunostaining [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009, 136(6): 770.e1-11.
- [4] WILCKO WM, WILCKO T, BOUQUOT JE, et al. Rapid orthodontics with alveolar reshaping: Two case reports of decrowding [J]. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2001, 21(1): 9-19.
- [5] 秦燕军, 严斌, 潘成琼, 等. 骨皮质切开术辅助正畸治疗的临床研究[J]. *口腔医学*, 2016, 36(12): 1092-1097.
- [6] ABBAS NH, SABET NE, HASSAN IT. Evaluation of corticotomy-facilitated orthodontics and piezocision in rapid canine retraction [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2016, 149(4): 473-480.
- [7] AHN HW, SEO DH, KIM SH, et al. Morphologic evaluation of dentoalveolar structures of mandibular anterior teeth during augmented corticotomy-assisted decompensation [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2016, 150(4): 659-669.
- [8] SEBAOUN JD, KANTARCI A, TURNER JW, et al. Modeling of trabecular bone and lamina dura following selective alveolar decortication in rats [J]. *J Periodontol*, 2008, 79

- (9): 1679-1688.
- [ 9 ] CHUNG KR, KIM SH, LEE BS. Speedy surgical-orthodontic treatment with temporary anchorage devices as an alternative to orthognathic surgery [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009, 135(6): 787-798.
- [ 10 ] CHOO H, HEO HA, YOON HJ, *et al*. Treatment outcome analysis of speedy surgical orthodontics for adults with maxillary protrusion [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011, 140(6): e251-262.
- [ 11 ] GANTES B, RATHBUN E, ANHOLM M. Effects on the periodontium following corticotomy-facilitated orthodontics. Case reports [J]. *J Periodontol*, 1990, 61(4): 234-238.
- [ 12 ] VIECILLI RF, KATONA TR, CHEN J, *et al*. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008, 133(6): 791. e11-26.
- [ 13 ] MELSEN B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement; A new paradigm [J]. *Eur J Orthod*, 2001, 23(6): 671-681.
- [ 14 ] KAWARIZADEH A, BOURAUUEL C, JÄGER A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens [J]. *Eur J Orthod*, 2003, 25(6): 569-578.
- [ 15 ] FERIEDENBERG R. "Direct analysis" or "finite element analysis" in biology: A new computer approach [J]. *Bio-systems*, 1969, 3(2): 89-94.
- [ 16 ] MOORE R, DAVIDS N, FRIEDENBERG R. Study of a biological model of membrane function by finite element analysis [J]. *Bio-systems*, 1969, 3(2): 156-168.
- [ 17 ] TAKAHASHI N, KITAGAMI T, KOMORI T. Behaviour of teeth under various loading conditions with finite element method [J]. *J Oral Rehabil*, 1980, 7(6): 453-461.
- [ 18 ] YANG C, WANG C, DENG F, *et al*. Biomechanical effects of corticotomy approaches on dentoalveolar structures during canine retraction: A 3-dimensional finite element analysis [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2015, 148(3): 457-465.
- [ 19 ] 唐娜, 赵志河, 王军, 等. 无托槽隐形矫治技术生物力学效应的有限元法研究 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(6): 399-405.
- TANG N, ZHAO ZH, WANG J, *et al*. Biomechanical effects of bracketless appliance technology: A finite element method study [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(6): 399-405.
- [ 20 ] 刘展, 钱英莉, 樊瑜波. 正畸中牙根形态对牙根应力分布的影响 [J]. *四川大学学报: (工程科学版)*, 2009, 41(6): 68-72.
- [ 21 ] WANG C, HAN JY, LI Q, *et al*. Simulation of bone re-modelling in orthodontic treatment [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2014, 17(9): 1042-1050.
- [ 22 ] HO SP, KURYLO MP, FONG TK, *et al*. The biomechanical characteristics of the bone-periodontal ligament-cementum complex [J]. *Biomaterials*, 2010, 31(25): 6635-6646.
- [ 23 ] GONZALES C, HOTOKEZAKA H, ARAI Y, *et al*. An *in vivo* 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar [J]. *Angle Orthod*, 2009, 79(4): 703-714.
- [ 24 ] XU Y, ZHAO T, XU W, *et al*. Periodontal microstructure change and tooth movement pattern under different force magnitudes in ovariectomized rats; An *in-vivo* microcomputed tomography study [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2013, 143(6): 828-836.
- [ 25 ] GARANT PR, CHO MI. Auto radiographic evidence of the coordinating of the genesis of sharpeys fibres with new bone formation in the periodontium of the mouse [J]. *J Periodont Res*, 1979, 14(2): 107-114.
- [ 26 ] KEELING SD, KING GJ, MCCOY EA, *et al*. Serum and alveolar bone phosphatase changes reflect bone turnover during orthodontic tooth movement [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1993, 103(4): 320-326.
- [ 27 ] RODY WJ, KING GJ, GU G. Osteoclast recruitment to sites of compression in orthodontic tooth movement [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2001, 120(5): 477-489.
- [ 28 ] MABUCHI R, MATSUZAKA K, SHIMONO M. Cell proliferation and cell death in periodontal ligaments during orthodontic tooth movement [J]. *J Periodontal Res*, 2002, 37(2): 118-124.
- [ 29 ] HOWARD PS, KUCICH U, TALIWAL R, *et al*. Mechanical forces alter extracellular matrix synthesis by human periodontal ligament fibroblast [J]. *J Periodont Res*, 1998, 33(8): 500-508.
- [ 30 ] VIECILLI RF, KAR-KURI MH, VARRIALE J, *et al*. Effects of initial stresses and time on orthodontic external root resorption [J]. *J Dent Res*, 2013, 92(4): 346-351.
- [ 31 ] FROST HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1983(175): 286-292.
- [ 32 ] FROST HM. Bone's mechanostat: A 2003 update [J]. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*, 2003, 275(2): 1081-1101.
- [ 33 ] FROST HM. The mechanostat: A proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents [J]. *Bone Miner*, 1987, 2(2): 73-85.