

文章编号: 1004-7220(2023)05-0894-05

基于自适应网格技术的牙齿移动骨重建过程模拟

李 慧¹, 张栋梁²

(1. 北京市医用内植物工程技术研究中心, 北京 100194; 2. 首都医科大学北京口腔医院, 北京 100050)

摘要: **目的** 建立一种可以高效模拟正畸牙槽骨重建的方法。 **方法** 建立单颗门牙和磨牙的完整牙及牙周模型, 模拟位移控制和力控制加载远中平移, 基于外部重建理论和牙周膜应变理论, 实现基于利用 ABAQUS 子程序 UMESHMOTION 结合自适应网格技术(ALE), 模拟牙槽骨重建过程。 **结果** 位移控制能够将初始远中位移加载量 50 μm 通过骨重建算法实现, 达到远中移动牙槽骨重建位移量 50 μm ; 力控制模式在施加 1 N 初始远中方向力并考虑最终衰减到 50% 初始力水平情况下, 单、双根牙最终位移量分别为 67.50、23.77 μm 。两种模式均实现骨重建后牙周膜上绝对值最大主应力恢复到 0 应力水平, 牙周膜达到新的力学平衡。该算法可以在很短时间内很好模拟单、双根牙槽骨的重建过程。控制成骨和破骨速率比为 7:5 时, 单次迭代位移移动量控制在 0.1 μm 能够得到稳定的重建过程。 **结论** 本方法首次实现了双根牙槽骨重建模拟, 在位移和衰减力控制下均可以很好模拟牙槽骨重建的过程, 为无托槽和有托槽正畸力系的设计提供有效工具。

关键词: 正畸; 力生物学仿真; 牙齿移动; 牙槽骨重建; 自适应网格技术

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.007

Simulation of Tooth Movement and Bone Remodeling Process Using Adaptive Mesh Technology

LI Hui¹, ZHANG Dongliang²(1. Beijing Engineering and Technology Research Center for Medical Endopplants, Beijing 100194, China;
2. Beijing Stomatological Hospital, Capital Medical University, Beijing 100050, China)

Abstract: **Objective** To establish a method for efficient simulation of orthodontic alveolar bone reconstruction. **Methods** A complete dental and periodontal model of a single incisor and molar was established, and displacement-controlled and force-controlled loading for distalization was simulated. According to the external reconstruction theory and the periodontal ligament (PDL) strain theory, alveolar bone reconstruction was simulated using the UMESHMOTION subroutine in ABAQUS combined with the adaptive mesh technology (ALE). **Results** In displacement-controlled mode, the initial distal displacement load of 50 μm could be achieved by the bone reconstruction algorithm to achieve distal alveolar bone reconstruction displacement of 50 μm . In force-controlled mode, the final displacement of the single-rooted tooth and double-rooted tooth was 67.50 μm and 23.77 μm , respectively, under the condition of applying the 1 N initial distal force and considering the final decline to 50% of the initial force level. In both modes, the absolute maximum principal stress on PDL returned to 0 stress level after bone reconstruction, and the PDL reached a new mechanical equilibrium. This algorithm could simulate the alveolar bone reconstruction process of single-rooted tooth and double-rooted tooth in a short period.

收稿日期: 2023-05-15; 修回日期: 2023-06-14

基金项目: 教育部科技发展中心, 中国高校产学研创新基金(2021JH039), 北京市科技新星计划交叉合作课题(20220484231)

通信作者: 张栋梁, 教授, E-mail: zhangdongliang@mail.ccmu.edu.cn

At the osteogenesis-osteogenesis ratio of 7 : 5, a stable reconstruction process could be obtained when the displacement of a single iterative displacement was controlled at 0.1 μm . **Conclusions** The proposed method achieved the simulation of double-rooted alveolar bone reconstruction for the first time, and the process of alveolar bone reconstruction could be simulated well under displacement and decayed force controls, thereby serving as an effective tool for designing orthodontic force systems with or without brackets.

Key words: orthodontics; mechano-biological simulation; tooth movement; alveolar bone remodeling; adaptive mesh technology

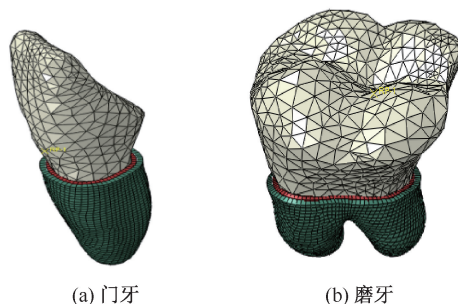
应用有限元仿真技术可以实现模拟正畸过程中牙齿的移动,即模拟牙槽骨的外部重建,帮助预测正畸效果,更好优化正畸力系的设计。目前,模拟牙槽骨重建的算法中有一些问题依然值得讨论: ① 参考应变能密度理论作为本构^[1],但牙槽骨在正畸过程中产生的应变能非常微小,并且这种本构侧重体现骨密度的改变,属于内部重建,理论上与牙槽骨外部重建的特征有差距; ② 一部分研究选择牙槽骨的应力或应变作为控制阈值,由于牙槽骨上的应力和应变均较小,很可能造成计算的不准确; ③ 一些研究中为了实现牙槽骨重建,去掉牙周膜结构,用接触单元或相互作用替代^[2],忽略了牙周膜结构和材料对应变的影响,可能导致计算结果可信度下降; ④ 如果是选择牙周膜 (periodontal ligament, PDL) 应变作为判定阈值,选择合适的应变分量才能更好体现真实的移动结果,简单选择最大拉伸或最大压缩主应变均不符合真实的情况,可能导致计算错误; ⑤ 很多计算方法缺少直接网格处理技术,故导致计算效率低; ⑥ 目前研究中体现的大多为单根牙的重建过程,而双牙根的模拟鲜有报道。综上所述,本文选择基于 PDL 绝对值最大主应变的外部重建本构来模拟牙槽骨重建过程,建立单颗门牙和磨牙完整牙及 PDL 结构,基于 ABAQUS 自适应网格技术 (ALE) 及 UMESHMOTION 子程序模拟牙槽骨的外部重建^[3],选用 PDL 绝对值最大主应变判定^[4],实现模拟牙槽骨重建的牙齿移动模拟。该方法简单易操作,可以快速实现牙槽骨重建的模拟。

1 材料与方法

1.1 有限元模型建立

选择 1 例男性患者下牙 CT 数据作为建模参考,建立单颗下门牙及下磨牙牙周三维实体模型和

有限元模型(见图 1)。PDL 厚度为 0.25 mm,建立 0.5 mm 厚度^[3]模拟牙槽骨组织。



(a) 门牙

(b) 磨牙

图 1 单颗门牙和磨牙及牙周组织牙槽骨有限元模型

Fig. 1 Finite element model of alveolar bone of a single incisor and molar and periodontal tissues

(a) Incisor, (b) Molar

材料属性设置如表 1 所示。PDL 与牙根、牙根与牙冠均设定为绑定接触^[5],牙槽骨与 PDL 设定为接触。其中,PDL 外层与牙槽骨内层设置为切向粗糙接触,法向硬接触同时不允许分离。ALE 区域为整个牙槽骨区域,网格类型为 C3D8R,需要选中沙漏增强设置。网格数量和尺寸见表 1。网格收敛性通过比较 PDL 应力的波动度体现,计算网格为 0.2、0.3、0.4 mm,最终考虑计算应力的波动小于 5%,选择 0.3 mm 能够满足计算精度和计算代价的平衡。

表 1 材料属性设置及网格信息

Tab. 1 Material properties and mesh information

参数	牙槽骨	PDL	牙冠	牙根
E/MPa	1 370 ^[5-7]	0.68 ^[5,8-9]	19 600 ^[8]	19 600 ^[8]
ν	0.3	0.49	0.3	0.3
网格数量				
切牙	1 721	1 721	2 360	2 006
磨牙	2 364	2 364	5 896	5 074
网格尺寸	0.3	0.3	0.7	0.7
网格类型	C3D8R	C3D8R	C3D4	C3D4

注: E 为弹性模量; ν 泊松比。

1.2 载荷与边界设置

参考文献[3]中给定的加载方法,对门牙和磨牙分别进行平移加载模拟和骨重建计算(见表2)。考虑临床合理性,将加载载荷的具体值进行改动。文献[3]中对牙齿直接施加0.25 mm位移载荷,实际临床中一次直接加载位移方式可以加载的有效位移在10 μm量级^[8,10-11];文献[3]中加载了4 N力,实际临床中力值范围不会超过3 N^[12-13],超出1.6 N正畸力会导致牙周副作用、牙根吸收、平移速率下降的问题^[14],通常使用的正畸力为0.50~1.25 N。因此,本文将加载的位移设置为50 μm,加载力为1 N,衰减载荷,衰减比例为50%^[3]。

表2 加载工况

Tab.2 Loading conditions

参数	工况1	工况2
加载	50 μm 位移	1 N 衰减力
载荷描述	第1步加载50 μm位移,保持不变,模拟位置控制(如无托槽牙套)加载方式	加载1 N衰减力,力控制方式模拟有托槽式加载力逐渐衰减的方式(衰减幅度不低于初始值的50%)
载荷与边界设置	选择牙槽脊上1.5 mm处建立参考点,与全牙耦合,施加远中方向位移,牙槽骨外表面全约束。	选择牙槽脊上1.5 mm处建立参考点,与全牙耦合,施加远中方向力,牙槽骨外表面全约束。
模拟时间/周	1	1

1.3 牙槽骨重建的实现方法

当施加一个力给牙齿之后,牙齿会产生初始的位移。一段时间过后,牙齿会由于出现牙槽骨的重建而移动到新的位置。初始的位移会影响PDL的受力和变形,为了使PDL产生新的平衡,进而触发了牙槽骨的重建。由于牙槽骨的模量与PDL相差 $10^4 \sim 10^5$ 倍,故牙槽骨产生的应变非常小。本文选择PDL和牙槽骨交接处的节点应变作为判定数据,数值为PDL和牙槽骨应变的平均值^[15]。在正畸过程中,牙齿会移动几个mm,这样大的移动范围需要可以自动适应调节网格结构的技术。应用ABAQUS的ALE结合UMESHMOTION子程序能够很好实现牙槽骨重建。牙槽骨重建流程如图2所示。

判定法则是选择自适应单元绝对值最大的主应变,以绝对值最大的主应变方向作为网格移动的

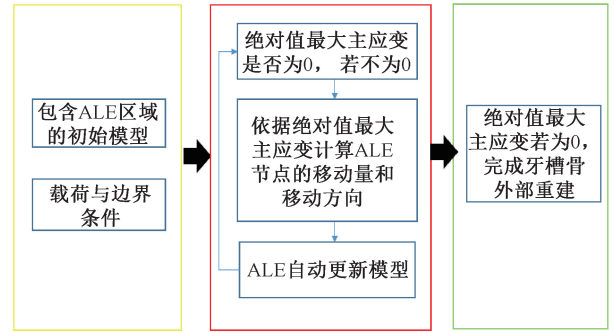


图2 牙槽骨重建算法流程图

Fig.2 Process of alveolar bone reconstruction

方向,移动量的具体数值参考如下^[15]:

$$f_i(\varepsilon_i, u_i) = \begin{cases} \text{sign}(u_i) \cdot |\varepsilon_i| \cdot k_a, & \varepsilon_i \geq 0 \\ \text{sign}(u_i) \cdot |\varepsilon_i| \cdot k_d, & \varepsilon_i < 0 \end{cases} \quad (1)$$

式中: k_a 为成骨速率, k_d 为破骨速率, $k_a:k_d=7:5$ 时,模型成骨和破骨的效果符合真实情况。 k_a 和 k_d 可以根据模型网格的收敛性来选择。为了体现牙齿移动的直观效果,在单元不发生畸变计算收敛的情况下将 k_a 和 k_d 分别设置较大数值, $k_a=3.5$, $k_d=2.5$,设置模拟移动迭代计算400~800次。

1.4 评价指标

根据文献中的评价标准,位移控制牙槽骨重建的数值与加载的数值达到一致即可认为完成重建,同时参考PDL达到新的平衡,即PDL上的应力恢复为0左右。力控制采用与位移控制相同参数,由于力控制模式的力是衰减的,故最终牙槽骨重建的量与初始加载量不能达到一致,比初始加载量小,PDL上应力最终恢复为加载前水平,重建后的牙齿移动模式是倾斜方式。

2 结果

2.1 位移控制模拟结果

由门牙和磨牙的位移控制模拟牙槽骨重建的变形结果可见,压缩侧发生了骨吸收,拉伸侧发生了骨生长,整个牙槽骨实现了外轮廓的重建(见图3)。

由PDL绝对值最大主应力变化结果可见,在牙槽骨重建后,PDL应力降到0附近,磨牙的根分叉区出现零星的高应力。单根牙牙槽骨重建值即牙齿移动量为50 μm,与初始加载位移量一致。双根牙齿移动量最终为50 μm,与加载量吻合。双根牙在牙根交界区域的局部出现较高应力(见图4)。

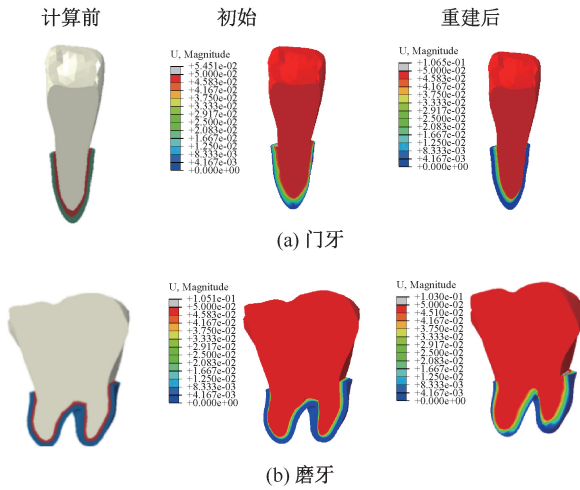


图3 位移控制模式下牙齿初始位置和重建结果

Fig.3 Initial position of the tooth and displacement after reconstruction under displacement-controlled mode

(a) Incisor, (b) Molar

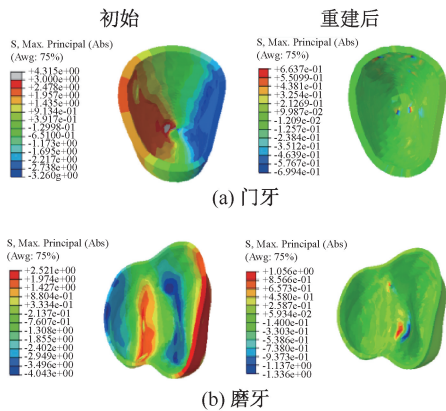


图4 位移控制模式下牙齿 PDL 绝对值最大主应力结果

Fig.4 Absolute maximum principal stress results of the periodontal ligament under displacement-controlled mode of the tooth

(a) Incisor, (b) Molar

2.2 力控制模拟结果

由于只加载了1个水平力,牙齿发生了倾斜。本文结果表明,在产生初始位移后牙槽骨发生了进一步重建,单根牙根牙最终位移量为 $67.50 \mu\text{m}$,双根牙最终位移为 $23.77 \mu\text{m}$ (见图5)。

由 PDL 上绝对值最大主应力分布可见,随着牙槽骨重建的进行,PDL 达到了新的平衡。同样的,在双牙根拉伸和压缩交界处单元的应力仍然略高(见图6)。

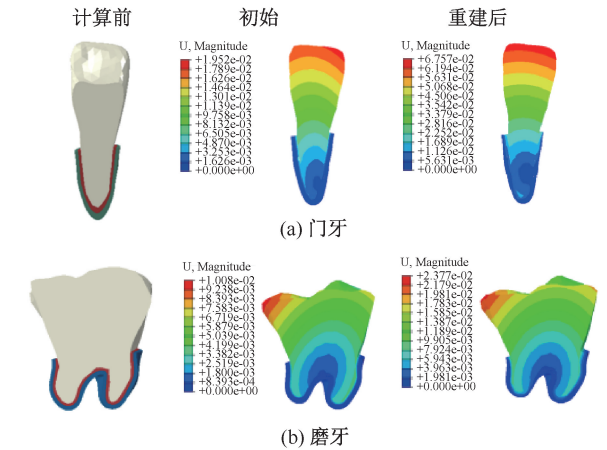


图5 力控制模式下牙齿初始位置和重建结果

Fig.5 Initial position of the tooth and displacement after reconstruction under force-controlled mode

(a) Incisor, (b) Molar

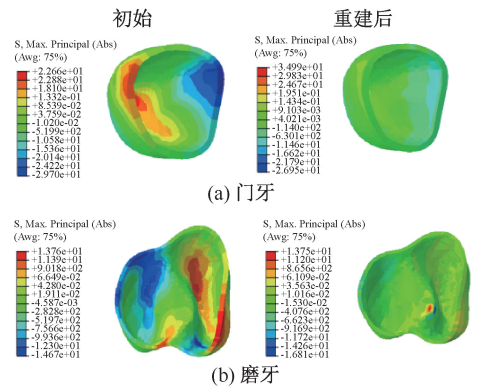


图6 位移控制模式下牙齿 PDL 绝对值最大主应力结果

Fig.6 Absolute maximum principal stress results of PDL under force-controlled mode of the tooth

(a) Incisor, (b) Molar

3 讨论

3.1 计算结果讨论

从模拟效果来看,本算法可以很好地实现位移控制和力控制下单根牙根和双根牙的平移过程。Usmanova 等^[3]应用 ALE 方法模拟了位移加载时牙齿移动的量达到初始加载的位移量,即初始加载 $250 \mu\text{m}$ 位移,终状态牙齿移动了 $250 \mu\text{m}$ 位移;本文初始加载 $50 \mu\text{m}$ 位移,最终牙齿移动量为 $50 \mu\text{m}$,两者效果吻合。本文结果表明,1 N 力控制模式加载最终位移结果为 $67.5 \mu\text{m}$,与文献[3]中报道模拟 4 N 衰减力的移动结果 ($350 \mu\text{m}/\text{周}$) 接近,但与文

献[1]中1 N结果(227 $\mu\text{m}/\text{周}$)相比略小,推测原因是文献[1]中施加了恒定力,本文模拟了力衰减的情况。本文发现,PDL上的应力在-4~4 MPa之间,文献[3]中最大应力达到6 MPa,文献[6,16]得到最大主应力范围为0.29~1.6 MPa,文献[4]PDL应力范围为0.7~0.9 MPa。本文PDL应力的计算结果偏大,主要原因是侧重基于应变模拟牙齿移动的效果,而对PDL材料属性的赋值过于简单。后续将进行材料属性的非线性设置,改善目前应力较大的问题。综上所述,本算法很好地实现了牙齿的移动的模拟,后续将进一步考虑临床对标,不断完善算法和参数的设置。

3.2 算法优势与不足

根分叉区PDL局部应力较高,推测原因是交界区域存在发生破骨和成骨的交界节点,局部存在某些节点两侧网格调整方向不一致问题,后续针对这部分进行改进。本研究中,牙槽骨模拟的厚度为0.5 mm,虽然与文献[3]中的厚度一致,但与真实牙槽骨的边界还是有所区别。由于要考虑ALE六面体网格的要求、计算效率问题和预期计算的位移量,本文选择0.5 mm厚度,后续将针对这个技术进一步展开研究,合理简化牙槽骨的边界。Schneider等^[15]研究发现,选择主应变作为判定指标时,会出现牙槽骨异常上突的模拟结果,该结果与临床实际不符。本文通过改进判定指标,选择绝对值最大主应变及其方向,确保网格变形调节方向与牙齿移动方向相符合,不会出现异常的牙槽骨重建结果。

本文结果显示,应用ALE配合子程序,以及合理的设置参数可以快速实现模拟的过程。目前计算机的配置为单核,主频2.6 MHz,内存16 GB,计算时间45 min。与其他方法相比(文献[18]中需要最少2 d完成单根牙计算),计算效率有大幅度提升。目前,位移控制类似无托槽正畸,可以用此方法进行无托槽矫治器的辅助设计和效果预测相关应用。

4 结论

本文通过改进原有牙齿模拟算法,利用外部重建理论和PDL绝对值最大主应变指标,结合ALE和UMESHMOTION技术,模拟牙齿的移动,并首次实现对双根牙槽骨重建的模拟。结果表明,在位移

和衰减力控制下,均可以很好模拟牙槽骨重建的过程,为无托槽和有托槽正畸力系的设计提供有效工具。

参考文献:

- [1] CHEN J, LI W, SWAIN MV, *et al.* A periodontal ligament driven remodeling algorithm for orthodontic tooth movement [J]. *J Biomech*, 2014,47(7): 1689-1695.
- [2] HORINA JL, VAN RIETBERGEN B, LULIĆ TJ. Finite element model of load adaptive remodeling induced by orthodontic forces [J]. *Med Eng Phys*, 2018, 62: 63-68.
- [3] USMANOVA Z, SUNBULOGLU E. An *in-silico* approach to modeling orthodontic tooth movement using stimulus-induced external bone adaptation [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2021, 124: 104827.
- [4] WU JL, LIU YF, ZHANG JX, *et al.* Biomechanical investigation of orthodontic treatment planning based on orthodontic force measurement and finite element method before implementation: A case study [J]. *Technol Health Care*, 2018, 26(S1): 347-359.
- [5] 蔡永清. 数值分析力矩比对尖牙平移移动的影响[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(5): 581-586.
CAI YQ. Effects of moment-to-force ratio on canine translation by numerical analysis [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(5): 581-586.
- [6] XU N, LEI X, YANG X, *et al.* Three-dimensional finite element analysis on canine teeth distalization by different accessories of bracket-free invisible orthodontics technology [C]// *Proceedings of the 2nd International Conference on Advances in Materials, Machinery, Electronics*. Xi'an: [s. n.], 2018: 030034.
- [7] COMBA B, PARRIINI S, ROSSINI G, *et al.* A Three-dimensional finite element analysis of upper-canine distalization with clear aligners, composite attachments, and class II elastics [J]. *J Clin Orthod*, 2017, 51(1): 24-28.
- [8] LIU L, SONG Q, ZHOU J, *et al.* The effects of aligner overtreatment on torque control and intrusion of incisors for anterior retraction with clear aligners: A finite-element study [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2022(1): 162.
- [9] QIAN Y, FAN Y, ZHAN L, *et al.* Numerical simulation of tooth movement in a therapy period [J]. *Clin Biomech*, 2008, 23(1): S48-S52.
- [10] LAOHACHAIAROON P, SAMRUJAJBENJAKUN B, CHAICHANASIRI E. Initial displacement and stress distribution of upper central incisor extrusion with clear aligners and various shapes of composite attachments