

文章编号: 1004-7220(2024)03-0539-06

正畸微植体动态植入过程有限元数值仿真

苗学林¹, 张洪伟¹, 仇玲玲², 吉康康¹, 张家麒¹

(1. 北京石油化工学院 机械工程学院, 北京 102617; 2. 首都医科大学附属北京口腔医院(口腔医学院) 正畸科, 北京 100050)

摘要:目的 建立自攻型正畸微植体动态植入模型, 研究微植体动态植入过程中周围骨应力分布情况。方法 基于CBCT数据重建口腔三维模型; 利用ABAQUS软件建立微植体和种植区域骨组织的有限元模型; 使用三维动态有限元方法, 对微植体受40 N轴向推进力、0.5 r/s恒定转速植入骨内的过程进行仿真分析。结果 成功建立了自攻型正畸微植体动态植入过程的三维有限元模型, 结果可视化展示了微植体动态植入过程; 结果发现植入阶段和螺纹位置对骨应力分布影响明显且不同骨质应力状态差异明显; 在植入过程中, 皮质骨最大应力为167 MPa, 稳定阶段最大应力为50 MPa; 松质骨最大应力为30 MPa。结论 植入阶段和螺纹位置对骨应力分布影响明显; 皮质骨和松质骨应力差异明显。可以利用应力特征判断骨质类型, 通过种植体周围的骨应力分布情况判断颌骨是否处于合适的种植状态。

关键词: 正畸微植体; 皮质骨; 松质骨; 应力; 三维模型

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.03.024

Dynamic Implantation Process of Orthodontic Micro-Implant: A Finite Element Numerical Simulation

MIAO Xuelin¹, ZHANG Hongwei¹, QIU Lingling², JI Kangkang¹, ZHANG Jiaqi¹

(1. School of Mechanical Engineering, Beijing Institute of Petrochemical Technology, Beijing 102617, China; 2. Department of Orthodontics, Beijing Stomatological Hospital & School of Stomatology, Capital Medical University, Beijing 100050, China)

Abstract: Objective To study the stress distributions of the surrounding bone during the dynamic implantation of micro-implants, a finite element model of self-attacking orthodontic micro-implant dynamic implantation was proposed and established. **Methods** A three-dimensional (3D) oral model was constructed using CBCT data. The local model around the implant and the 3D finite element model of the micro-implant were established using ABAQUS software. The micro-implant was implanted into the jaw with an axial propulsion force of 40 N at a constant speed of 0.5 r/s. **Results** The 3D finite element model was successfully established to simulate dynamic self-attacking orthodontic micro-implant implantation in the jaw bone. The results showed that implantation stage and thread position had significant effects on bone stress distribution and the stress states of different bones had obvious differences; the maximum stress on the cortical bone was 167 MPa, and the maximum stress at the stable stage was approximately 50 MPa. The maximum stress on cancellous bone was 30 MPa. **Conclusions** The implantation stage and thread position have apparent influences on stress distribution. The stress difference between the cortical and cancellous bones was evident. The stress characteristics can judge the bone type, and whether the jaw is in a suitable implantation state can be judged by the bone stress distributions around the implant.

Key words: orthodontic micro-implant; cortical bone; cancellous bone; stress; three-dimensional (3D) model

收稿日期: 2023-11-01; 修回日期: 2023-11-22

通信作者: 张洪伟, 副教授, E-mail: zhanghw@bjpt.edu.cn

在口腔正畸治疗中,微植体是一种植入颌骨内为矫治力提供支抗的装置^[1]。通过种植微植体进行牙齿矫正治疗,已经成为口腔正畸的主要临床手段。在自攻型正畸微植体旋入患者骨组织的过程中,骨内应力状态会发生变化^[2-3]。目前相关的力学生物学研究证实,合适的应力刺激会促进骨形成^[4-7]。但应力过高可能会对颌骨造成不可逆的损伤,而应力太低会无法提供充分的刺激,从而无法实现骨整合。过高或过低的应力都会使颌骨达不到合适的种植状态。利用有限元方法可以分析骨组织的应力分布情况^[8-9]。Van Staden 等^[5]建立颌骨简化模型,利用有限元方法模拟助攻型牙种植体植入人类下颌骨,评估植入过程中下颌骨内产生的应力分布;结果发现,种植体的植入阶段会对颌骨的应力分布情况产生影响。但该研究构建模拟的是一系列静态模型,使用静态方法模拟动态,而非真实动态过程,这与实际临床治疗有所出入。Guan 等^[10]扩展了 Van Staden 等^[5]的研究,使用动态方式模拟植入过程评估下颌骨内的应力特征。但该研究对植入物施加恒定轴向速度和恒定扭矩作为边界条件,当施加的扭矩高于实际需要的扭矩时,净扭矩会产生角加速度,该角加速度会改变种植体转速,进而导致植入轴向速度与所设恒定速度产生矛盾情况的发生。Yu 等^[11]使用三维有限元方法将自攻正畸微植体植入包含预钻孔的皮质骨中,研究植入过程中和植入后的皮质骨的应力状态。但该研究只考虑皮质骨而没有考虑松质骨的应力分布情况,缺少临床指导意义。Hung 等^[12]在 Yu 等^[11]研究的基础上建立了包含松质骨的局部颌骨三维模型,通过有限元方法分析微植体植入过程中其周围的骨组织应变。该研究虽然使用自攻型微植体,但仍未解决需要在颌骨预打孔的问题,并非真正的自攻植入。

本文利用 Mimics、Geomagic Wrap 和 SolidWorks 软件对 CBCT 数据进行数据模型处理,重建口腔三维模型;在颌骨没有预先钻孔的前提下实现真正的自攻植入;向微植体施加恒定植入轴向力和恒定转速作为边界条件,对临床自攻型正畸微植体植入颌骨过程进行动态重现;通过 ABAQUS 软件使用三维动态有限元方法模拟将自攻型正畸微植体植入皮质骨和松质骨的过程,对有限元模型进行数值分析;通过径向和轴向两条路径,研究正畸微植体植入过程中微

植体周围皮质骨和松质骨的应力分布情况。

1 口腔三维模型重建

在对自攻型微植体植入骨组织过程进行动态有限元分析时,需要建立口腔几何模型,利用 CBCT 数据进行口腔三维模型的重建。

把初始 CBCT 数据转为 DICOM 标准医学图像格式导入 Mimics 中,得到头部数据模型。由于 CBCT 数据包含整个头部信息,需要在三维数据模型的基础上剔除与口腔无关部分,提取出牙齿和上下颌骨模型,重建出一级数据模型。

一级数据模型中不可避免地存在缺陷和噪声,利用 Geomagic Warp 进行修复。重新划分曲面片网格,得到更细密的曲面片使后续操作更加精细化,去除钉状物、凹坑、多边形等,再对模型进行松弛、磨砂、快速光滑等操作。在不改变每个模型基本结构的基础上,使每个模型过渡更加光滑平整。

将得到的模型导入 SolidWorks 中,每个模型配合操作统一相对位置,使用组合及实体化功能组合成一个实体模型,得到三维实体模型。通过此处理完成对口腔 CBCT 数据的三维模型重建,获得口腔三维模型。

2 有限元模型构建

2.1 种植周围局部模型及微植体模型建立

由于口腔模型尺寸较大,直接模拟微植体种植的物理过程计算量过大。在进行口腔种植体植入研究时,通常使用颌骨简化的方法建立有限元模型^[5,10-13]。将颌骨简化的方法更适用于单个种植体的生物力学研究^[14-15]。且考虑到实际情况中,微植体的植入部位截面直径远小于整个颌骨,只有植入周边的局部区域才会受到植入过程的影响,故可以将口腔模型简化为种植局部模型[见图 1(a)],只考虑植入区所在的局部区域的应力分布情况。

考虑到实际种植过程中,患者不同体质情况影响会产生各种不同结果,故需要做出一些假设,方便从理想状态进行分析:① 忽略黏骨膜、血液等其他物质,只考虑皮质骨和松质骨;② 皮质骨和松质骨均为各向同性的理想弹塑性体,介质分布连续均匀;③ 微植体以垂直于颌骨的方向植入,微植体与骨骼摩擦因数设为恒定值;④ 微植体是刚度和强度

都远大于骨组织的刚体,植入过程中不涉及变形和磨损,为刚性体;⑤ 植入过程中的失效骨组织自动消失,不对后续植入造成影响。

由 Kim 等^[16] 研究所得皮质骨厚度在 1.2 ~ 1.8 mm 范围,取 1.5 mm 厚度进行研究。考虑到微植体长度并确保结果的可靠性,骨单元模型取长 6 mm、宽 6 mm、高 5.5 mm 进行建模[见图 1(b)]。自攻型微种植体由金属钛制成,具有主体和颈部。主体部分有切割螺纹,主体下部尖端呈锥形、上部钉身呈柱形,通过旋入植进骨内;颈部为无螺纹的圆柱形,与牙龈接触而不进入骨组织,用来提供稳定性。利用 SolidWorks 对微植体建模,其主体长度 5.3 mm,直径 1.5 mm,尖端锥形长约 1.7 mm[见图 1(c)]。

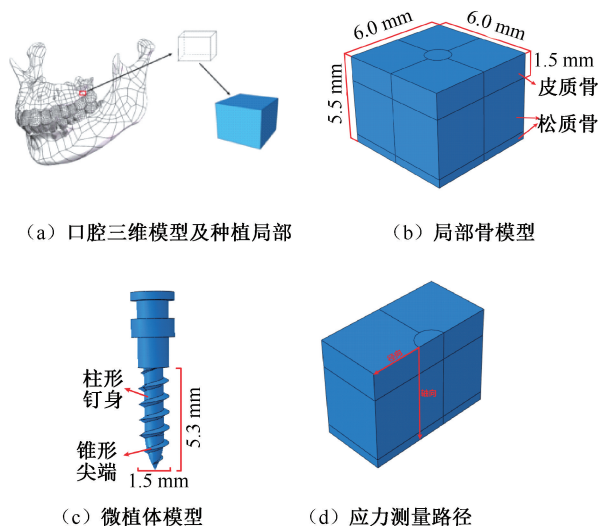


图 1 几何模型

Fig. 1 Geometric model (a) 3D solid model and implant portion, (b) Bone model, (c) Micro-implant model, (d) Path of stress measurement

2.2 材料属性与单元类型

皮质骨、松质骨及微植体的材料特性见表 1,取自 Guan 等^[10] 进行牙种植体植入过程使用的参数。

在颌骨钻削仿真中,通常选用属于物理分离准则的剪切损伤失效准则。该准则在 ABAQUS 中有两种失效判断方式:一种是损伤位移,另一种是断裂能量。本文选择损伤位移判断标准,即当损伤因子 $D = 1.0$ 时元素失效,将相关元素从计算中删除。则

表 1 皮质骨、松质骨和微植体材料属性

Tab. 1 Material properties of cancellous, cortical bone and micro-implant

	参数	皮质骨	松质骨	微植体
弹性	E/GPa	9.0	0.7	102.0
	ν	0.30	0.35	0.30
	$\rho/(\text{mg} \cdot \text{mm}^{-3})$	1.80	0.53	4.54
塑性	屈服应力/MPa	180	35	
	塑性应变	0.015	0.135	

$$D = \sum \frac{\Delta \varepsilon^p}{\varepsilon^f} \quad (1)$$

式中: $\Delta \varepsilon^p$ 为等效塑性应变的增量; ε^f 为失效应变。

颌骨使用 C3D8 八节点六面体单元进行网格划分,对植入区域的圆柱部分进行加密分化,共划分 81 792 个单元,87 505 个节点;微植体使用 C3D10 十节点四面体单元进行网格划分,共划分 20 121 个单元。

2.3 接触与边界条件

由于微植体形状不规则且带有尖角,为了更准确表达接触情况,微植体和骨组织之间的接触定义为节点与表面的接触,即骨组织节点与微植体的表面接触。根据假设③,微植体与骨组织(皮质骨和松质骨)之间的动摩擦因数假设为 0.2。

根据假设④,将微植体视为刚性体,其在植入过程中的变形远小于骨组织;根据临床实际情况,采用“前进+旋转”同步进行的运动方式,参数设定为以 40 N 轴向推进力前进,转速恒定 0.5 r/s。依据实际条件完全约束骨模型外周使其固定,建立植入模拟系统。

3 结果

图 2 展示了微植体不同时刻动态植入骨组织的过程,图 3、4 展示了皮质骨和松质骨径向和轴向 von Mises 应力分布情况。结果显示,在微植体的植入颌骨过程中,骨内应力一直处于变化状态。

从径向来,应力总体趋势表现为随离种植区域的距离增加而降低[见图 3(a)],即越远离种植区域应力水平越低,在距离种植区域 2.5 mm 时应力几乎降为 0 MPa。同时,从模型的长、宽度上说明植入操作只对局部区域影响较大,印证了简化模型的可行性;在微植体植入过程中,皮质骨 von Mises 应力随着植入深度的增加先逐渐增大到峰值 167 MPa,再逐渐减小至稳定状态 50 MPa。

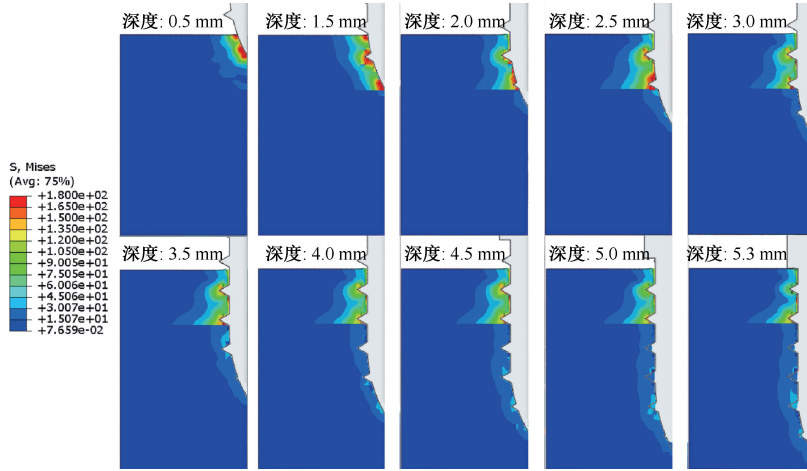
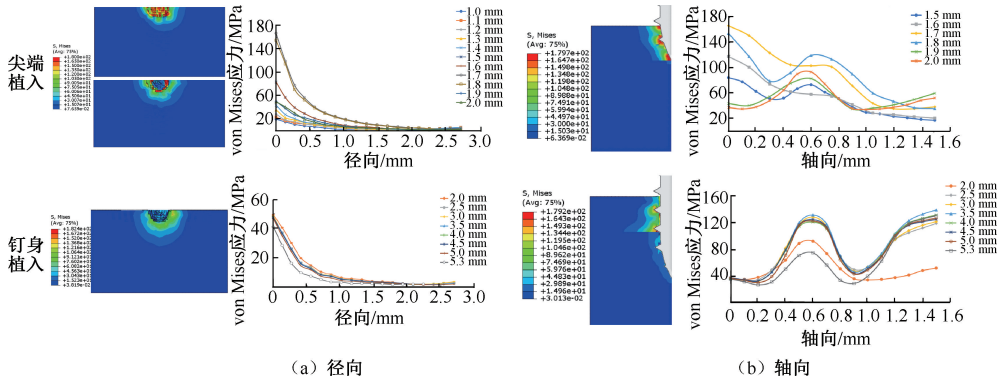


图2 不同时刻植入过程

Fig. 2 Implantation process at different period

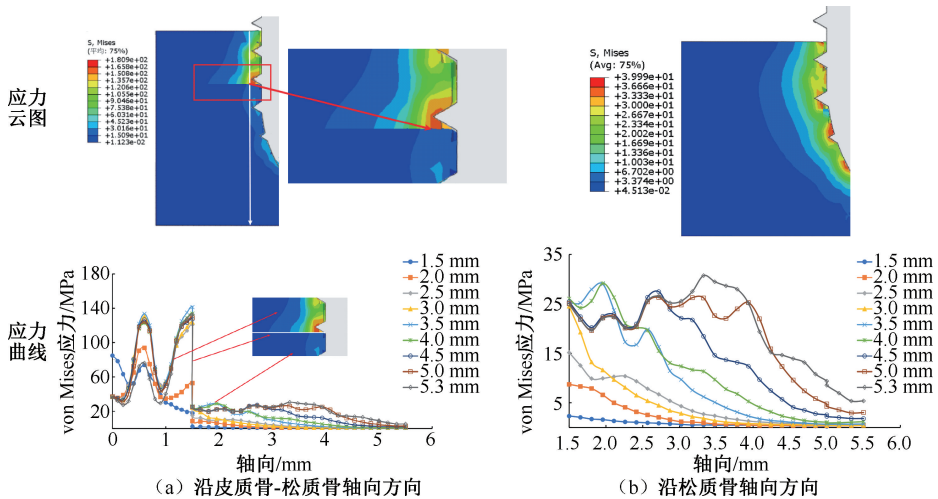


(a) 径向

(b) 轴向

图3 应力沿皮质骨不同方向分布

Fig. 3 Stress distribution along different directions of cortical bone (a) Along the radial direction, (b) Along the axial direction



(a) 沿皮质骨-松质骨轴向方向

(b) 沿松质骨轴向方向

图4 应力沿轴向分布

Fig. 4 Stress distributions along the axial direction (a) Along the axial direction of cortical and cancellous bone, (b) Along the axial direction of cancellous bone

从轴向来, 皮质骨内应力处于高水平状态、松质骨内应力处于低水平状态[见图 4(a)], 皮质骨和松质骨 von Mises 应力水平差异明显, 在皮质骨-松质骨交界处呈现明显断层现象, 应力发生突变。由图 3(b)和图 4(b)可见, 皮质骨和松质骨内 von Mises 应力各有变化趋势, 皮质骨应力曲线存在两个波峰; 松质骨应力曲线呈波浪形, 有多个峰值; 波峰结束后, 松质骨内的应力随距离增加呈下降趋势, 在模型边界处(深度 5.5 mm)时应力在 5 MPa 以下, 从深度上说明植入操作只对此局部区域影响较大, 印证了简化模型的可行性。

4 讨论

4.1 应力的评价方式

由图 2 可见, 在微植体的植入过程中, 骨内应力一直处于变化状态。为对骨组织应力进行评价, 通过径向和轴向两条路径研究自攻型正畸微植体植入过程中微植体周围的皮质骨和松质骨的 von Mises 应力分布情况。

由于微植体直径为 1.5 mm, 为测量孔壁及延伸区域的应力, 取距离微植体 0.1 mm 位置[见图 1(d)]沿径向和轴向测量皮质骨和松质骨 von Mises 应力。由两条路径得到测量皮质骨和松质骨应力的 4 种分布情况: ① 皮质骨径向 von Mises 应力分布; ② 皮质骨-松质骨轴向 von Mises 应力分布; ③ 皮质骨轴向 von Mises 应力分布; ④ 松质骨轴向 von Mises 应力分布。由于微植体受轴向推进力前进, 经试验可得, 微植体植入 1 mm 时速度趋于稳定, 故以 0.5 mm 为间隔, 分别提取植入深度为 1.5~5.3 mm 时的应力分布。

4.2 皮质骨径向 von Mises 分布

(1) 应力分布总体趋势表现为随离种植区域的距离增加而下降, 距离种植区域越远, 应力水平越低, 处于种植区域的骨应力水平最高, 在距离种植区域 2.5 mm 时应力几乎降为 0 MPa [见图 3(a)]。

由于微植体尖端具有锥形结构, 导致尖端植入与尖端完全植入后的钉身植入过程中皮质骨应力水平不同。因此, 本文将植入过程分为尖端植入与钉身植入两部分分析。

(2) 观察微植体尖端植入的过程发现, 皮质骨

应力随植入深度的增加显著上升。尖端刺穿皮质骨进入骨内 1~1.7 mm 深度时, 应力随植入深度的增加而变大, 直到 1.7 mm 深度尖端恰好完全进入应力达到最大值 167 MPa, 之后应力逐渐减小, 微植体继续深入后, 皮质骨应力水平趋于稳定, 稳定在 50 MPa [见图 3(a)尖端植入]。

(3) 观察微植体钉身植入的过程发现, 植入深度处于 2~5 mm 时, 皮质骨径向 von Mises 应力分布曲线形状相似, 且应力差距不明显, 只有不到 5 MPa 差距。当微植体钉部完全植入(5.3 mm)后, 颈部与皮质骨接触时, 由于颈部较粗使得此时微植体与皮质骨接触面积增大, 而植入的轴向力为恒定值不会变化, 故此时轴向压强较小, 导致皮质骨内应力降低。可以看到植入深度为 5.3 mm 时应力曲线在其余曲线下方, 应力降低约 10 MPa [见图 3(a)钉身植入]。

4.3 皮质骨轴向 von Mises 分布

同样, 由于微植体尖端锥形结构问题, 导致尖端植入过程中与尖端完全植入后的钉身植入过程中皮质骨的应力分布情况有所差异。将过程分为尖端植入与钉身植入两部分进行分析。

(1) 在微植体尖端进入过程中(1.5~1.7 mm), 皮质骨应力逐渐上升, 尤其是表层皮质骨应力, 从 80 MPa 显著上升到 167 MPa。当尖端完全进入后, 应力开始逐渐降低。植入 1.8 mm 深度后, 皮质骨应力曲线基本稳定, 皮质骨表层(深度为 0 mm)的应力保持在 40 MPa 左右。此外, 应力曲线在 0.6 mm 深度前后出现了 1 个波峰, 应力上升至 80 MPa, 这是由于微植体螺纹在此处产生了应力集中现象[见图 3(b)尖端植入]。

(2) 微植体从钉身进入至 2.5 mm 深度期间, 随着植入深度增加, 应力呈上升趋势, 表现为峰值从 90 MPa 上升至 130 MPa, 然后应力曲线形状趋于稳定。植入 2.5 mm 深度后, 应力曲线形状相似, 且由于螺纹位置造成应力集中, 曲线出现多个波峰, 峰值在 130 MPa 左右。当微植体钉部完全植入后(5.3 mm), 微植体的颈部与皮质骨接触, 减小了轴向压强, 使皮质骨峰值应力降低回到 70 MPa [见图 3(b)钉身植入]。

4.4 松质骨轴向 von Mises 应力分布

松质骨应力随植入深度的增加而增大, 从接近

0 MPa 上升到 25 MPa。当植入深度为 1.5 mm 时,微植体和松质骨尚未直接接触,在此阶段,松质骨中应力通过皮质骨传递,故应力较小,只有 2 MPa。植入深度为 2 mm 时,微植体只有尖端植入松质骨中,导致尖端处的松质骨出现应力集中现象,只有表层应力比较大,达到 10 MPa。植入 3 mm 深度后,应力曲线形状相似,随着微植体植入深度的增加,曲线明显出现多个峰值为 30 MPa 的波峰。同样因为微植体螺纹在此处产生应力集中现象,且随着植入深度不断增加,螺纹更加深入,峰值个数增加且后移。

5 结论

通过结合口腔正畸和机械工程专业知识,根据 CBCT 数据重建口腔三维模型,在颌骨没有预先钻孔的前提下,对临床自攻型正畸微植体植入颌骨过程进行情景重现,建立自攻型正畸微植体植入颌骨的三维动态有限元模型,结果表明:

- (1) 径向 von Mises 应力变化的总体趋势是,随着离种植区域的距离的增加,应力呈现下降趋势。
- (2) 微植体形态特征会影响植入阶段,植入阶段对骨内应力分布影响明显。
- (3) 在植入过程中,皮质骨和松质骨内的应力差距明显,可以此判断骨质类型。

本研究结果可为临床正畸手术提供力学依据和数据参考,可用于检查植入过程中下颌骨内的应力特征,判断颌骨是否处于合适的种植状态,对皮质骨和松质骨进行区分,提高对颌骨因微植体的植入而表现出的生物力学反应的理解。

利益冲突声明: 无。

作者贡献声明: 苗学林负责研究设计、数据采集和分析、论文撰写;张洪伟负责论文指导及修改、获取研究经费;仇玲玲负责正畸指导性支持、技术和材料支持;吉康康、张家麒负责论文审阅。

参考文献:

[1] ROHDE AC. Fundamentals of anchorage, force, and movement [J]. *Am J Orthod*, 1948, 34(10): 860-867.
 [2] 罗小安, 郑晓丹. 自攻型微螺钉支抗在上颌前突正畸矫治中的应用[J]. *国际口腔医学杂志*, 2012, 39(1): 20-24.
 [3] 钟志华, 贺国权, 周先略. 助攻型和自攻型支抗种植体稳定性的比较研究[J]. *口腔医学研究*, 2010, 26(1): 122-123.
 [4] 赵志河, 李宇. 正畸牙移动细胞生物力学研究进展[J]. *医*

用生物力学, 2010, 25(6): 393-398.
 ZHAO ZH, LI Y. Advances in cytomechanics in orthodontic tooth movement [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(6): 393-398.
 [5] VAN STADEN RC, GUAN H, JOHNSON NW, *et al.* Step-wise analysis of dental implant insertion process using finite element technique [J]. *Clin Oral Implants Res*, 2008, 19(3): 303-313.
 [6] EHRlich PJ, LANYON LE. Mechanical strain and bone cell function: A review [J]. *Osteoporos Int*, 2002, 13(9): 688-700.
 [7] WOLFF J. The "law of bone transformation" [J]. *Biol Rev*, 1991, 66(3): 245-273.
 [8] DE TOLLA DH, ANDREANA S, PATRA A, *et al.* Role of the finite element model in dental implants [J]. *J Oral Implantol*, 2000, 26(2): 77-81.
 [9] HASSAN-ALBOGHA MHD, TAKAHASHI I. Generic finite element models of orthodontic mini-implants: Are they reliable? [J]. *J Biomech*, 2015, 48(14): 3751-3756.
 [10] GUAN H, VAN-STADEN R, JOHNSON NW, *et al.* Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process—A finite element study [J]. *Finite Elem Anal Des*, 2011, 47(8): 886-897.
 [11] YU W, PARK HS, KYUNG HM, *et al.* Dynamic simulation of the self-tapping insertion process of orthodontic microimplants into cortical bone with a 3-dimensional finite element method [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012, 142(6): 834-841.
 [12] HUNG BQ, YU W, PARK HS, *et al.* Correlation between insertion torque and peri-implant bone strain during placement of orthodontic mini-implants: A finite element study [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2022, 161(2): 248-254.
 [13] O' MAHONY A, BOWLES Q, WOOLSEY G, *et al.* Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: Finite element analyses of axial and off-axial loading [J]. *Implant Dent*, 2000, 9(3): 207-218.
 [14] 杜军, 万哲. 植入位点及轴向对上颌中切牙即刻种植即刻负重应力影响的三维有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(2): 353-359.
 DU J, WAN Z. Effects of implant sites and axial direction on stress of maxillary central incisors with immediate implantation under immediate weight-bearing: A three-dimensional finite element analysis [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(2): 353-359.
 [15] DE-FARIA-ALMEIDA DA, PELLIZZER EP, VERRI FR, *et al.* Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: Three-dimensional finite element method with statistical analysis [J]. *J Periodontol*, 2014, 85(2): 261-269.
 [16] KIM HJ, YUN HS, PARK HD, *et al.* Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2006(130): 177-182.