

文章编号:1004-7220(2015)05-0421-06

钛植入体过盈装配对下颌骨骨重建影响的数值研究

郭维鹏¹, 李亚兰¹, 蒋文涛¹, 樊瑜波^{2,3}

(1. 四川大学 工程力学系, 生物力学工程实验室, 成都 610065; 2. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191; 3. 国家康复辅具研究中心, 北京 100176)

摘要: **目的** 研究下颌骨修复手术钛钉植入后由于过盈装配而产生的下颌骨内应力以及骨密度分布变化, 探讨不同过盈量对下颌骨骨重建的影响。 **方法** 采用有限元方法, 建立 8 种不同过盈量的钛钉过盈装配模型, 利用骨重建理论中的应变能密度算法计算 5%、10%、15%、20%、25%、30%、35%、40% 过盈量模型在 36 个月内下颌骨应力和骨密度的变化。 **结果** 导向孔直径大于钛钉内径时, 随着过盈量的增大, 骨-钉界面的固定效果逐渐增强; 而过盈量超过 30% 之后, 反而会因为过高的过盈量引起大量骨的失效, 造成钛钉固定作用的减弱。 **结论** 在下颌骨修复时, 建议选择直径大小等于或略小于钛钉内径大小的导向孔。

关键词: 骨重建; 下颌骨; 过盈装配; 钛植入体; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.05.421

Numerical study of effects from interference fit in titanium implants on mandibular bone remodeling

GUO Wei-peng¹, LI Ya-lan¹, JIANG Wen-tao¹, FAN Yu-bo^{2,3} (1. *Laboratory of Biomechanical Engineering, Department of Engineering Mechanics, Sichuan University, Chengdu 610065, China*; 2. *Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China*; 3. *National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China*)

Abstract: **Objective** To investigate stress and bone density distribution changes in the mandible due to the interference fit in titanium dental implants for mandible reconstruction, and study the influence of interference magnitudes on mandibular bone remodeling. **Methods** Eight interference fit models with titanium implants were established by finite element method. Bone remodeling based on strain energy density (SED) algorithm was employed to investigate changes in stress and bone density of the mandible in the models during 36 months with inference magnitude of 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35% and 40%, respectively. **Results** When the diameter of pilot hole was larger than the internal diameter of titanium screw, the increment of interference magnitude would gradually enhance the screw fixation at the bone-titanium dental implant interface. However, once the magnitude of interference exceeded 30%, the increase in interference magnitude might weaken the screw fixation due to the failure and loss of bone. **Conclusions** The diameter of pilot hole equal to or slightly smaller than the internal diameter of titanium screw is recommended for mandibular reconstruction.

Key words: Bone remodeling; Mandible; Interference fit; Titanium implant; Numerical simulation

下颌骨是颌面部创伤发生机率最大的部位,其缺损会妨碍美观且导致功能障碍。钛植入体修复方法是目前常用的下颌骨修复重建方法^[1],但其术后远期成功率随时间增加而逐渐降低,主要表现为重建板断裂、钛钉松动,其中钛钉松动约占30%^[2-3]。研究发现,钛钉植入时导向孔直径、弹性模量等因素对骨-钉界面应力分布及结合效果的影响显著^[4-5]。

Wolff定律指出,骨骼的生长会受到力学刺激影响而改变结构,为此人们建立了应变能密度(strain energy density, SED)算法、日均载荷、持续损伤理论^[6-8]等描述力学刺激与骨重建关系的理论。其中,SED算法因其理论简单而应用最广,已有学者基于骨重建理论开展钛钉或种植体的相关研究^[9-10]。在口腔生物力学领域, Lin等^[10]利用骨重建理论研究发现,种植钉植入位置和载荷大小与接触面周围骨流失关系密切; Eser等^[11-12]研究即刻加载的种植体设计对骨重建的影响,结果发现皮质骨和松质骨内部的SED和应力变化规律不尽相同。

根据骨重建理论和已有研究发现,骨在承受过载作用时会引起骨密度减小。然而现有涉及骨重建的研究主要集中于种植牙或种植钉在咬合力作用下颌骨骨密度变化规律方面^[6,8,10,13],很少涉及下颌修复植入体对骨重建或骨密度变化的影响。另外,在考虑植入体-骨界面接触时,植入体在植入时的过盈装配问题往往被忽略,常简化为相互固结或直接接触。而在临床手术中,种植钉通常植入于直径较小的导向孔中,导致种植钉在植入后骨-钉界面间由于过盈装配而产生接触压力,进而使得下颌骨中产生相应的变形和应力分布,影响骨的生长和吸收,降低手术远期成功率。探究不同过盈量对下颌骨修复手术钛钉植入后骨密度的影响,能够为临床钛钉和导向孔直径的选取提供更加准确的理论依据。为此,本文利用骨重建理论,通过有限元方法研究不同过盈量对种植钉植入后下颌骨内应力分布以及骨密度变化的影响,以确定合适的导向孔直径以及过盈接触时骨密度变化规律。

1 材料与方法

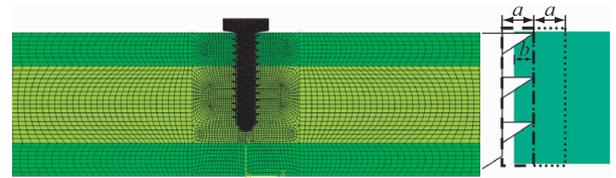
1.1 有限元模型的建立

以辛迪思(Synthes)医疗器械有限公司提供的TC4钛合金螺钉为原型,直径2.4 mm,螺纹深度

0.35 mm,螺距0.6 mm,螺钉工作段长度9 mm。采用二维有限元模型进行分析,将下颌骨简化为长方形,模型尺寸为:长×宽=35 mm×13 mm。考虑皮质骨和松质骨不同弹性模量对应力分布的影响,将简化的下颌骨分为2层皮质骨和1层松质骨,厚度分别为2×3.0 mm和7.0 mm。

1.2 网格划分

由于下颌骨内在距离骨-钉界面范围较小的区域应力梯度较大,故在网格划分时对下颌骨距离螺钉较近的范围进行加密。模型采用CPS4一阶线性四边形单元,最终划分网格后的模型如图1所示。



a - 螺纹深度, *b* - 骨和螺钉之间过盈量

图1 钛钉过盈装配有限元模型示意图

Fig. 1 Schematic for finite element model of the interference fit in titanium screw

1.3 边界条件

下颌骨左右界面以及钛钉上表面固定约束,螺钉表面和下颌骨内孔面接触,设置ABAQUS接触选项里的Interference Fit参数完成过盈接触,接触面摩擦因数设为 $\mu = 0.3$ 。

1.4 材料属性定义

用SED算法作为表征力学刺激的骨重建理论:

$$\frac{d\rho}{dt} = \begin{cases} B(U/\rho - K_{\min}) & U/\rho < K_{\min} \\ 0 & K_{\min} \leq U/\rho \leq K_{\max} \\ B(U/\rho - K_{\max}) & K_{\max} \leq U/\rho \leq K_{ov} \\ B(K_{ov} - U/\rho) & U/\rho \geq K_{ov} \end{cases} \quad (1)$$

$$E = C \cdot \rho^r \quad (2)$$

$$U = \sigma_{ij} \varepsilon_{ij} / 2 \quad (3)$$

式中: $0 < \rho \leq \rho_{\max}$, ρ_{\max} 为最大骨密度,皮质骨 $\rho_{\max} = 1.74 \text{ g/cm}^3$,松质骨 $\rho_{\max} = 1.2 \text{ g/cm}^3$ ^[8,10]。式(2)列出了弹性模量 E 和密度之间的关系, C, B, r 为常数, $C = 3.79 \text{ GPa} \cdot (\text{g} \cdot \text{cm}^{-3})^{-3}$, $B = 1.00 \text{ g/cm}^3$, $r = 3$ 。式(3)为SED计算公式, U 为SED, $\sigma_{ij}, \varepsilon_{ij}$ 分别为应力和应变张量。式(1)中 U/ρ 代表单位骨质量的应变能, K 代表单位骨质量SED的参考阈值, K_{\min}, K_{\max}

分别为“死区”的最小和最大阈值, K_{ov} 为过载引起骨吸收的最低阈值。当 $U/\rho < K_{min}$ 或 $U/\rho > K_{ov}$ 时, 骨密度随时间变化减小, 产生骨吸收现象; 当 $K_{min} \leq U/\rho \leq K_{ov}$ 时, 骨密度随时间变化增大, 产生骨重建现象; 当 $K_{min} \leq U/\rho \leq K_{max}$ 时, 骨密度不随时间变化而改变^[8,10]。其中, $K_{min} = 3.60 \text{ mJ}/(\text{g} \cdot \text{cm}^{-3})$, $K_{max} = 4.40 \text{ mJ}/(\text{g} \cdot \text{cm}^{-3})$, $K_{ov} = 35.8 \text{ mJ}/(\text{g} \cdot \text{cm}^{-3})$ ^[8,14]。

借助 ABAQUS USDFLD 用户自定义子程序实现密度和弹性模量变化联系。子程序中采用一阶 Adams-Bashforth 方法对方程 (1) 中骨密度变化量进行数值求解:

$$\frac{d\rho}{dt} = B\left(\frac{U}{\rho} - K\right) = f(\rho t), \quad 0 < \rho \leq \rho_{max} \quad (4)$$

$$\rho_1 = \rho_0 + hf(\rho_0, t_0)$$

$$\rho_{n+1} = \rho_n + h\left(\frac{3}{2}f(\rho_n, t_n) - \frac{1}{2}f(\rho_{n-1}, t_{n-1})\right) \quad (5)$$

$$h = t_n - t_{n-1}, \quad n \geq 1$$

时间迭代步长 $h = 0.01$, 总时间 $h = 36$ 。皮质骨、松质骨初始密度分别为 $1.58, 0.64 \text{ g}/\text{cm}^3$, 皮质骨、松质骨密度范围分别为 $0.02 \sim 1.74, 0.02 \sim 1.2 \text{ g}/\text{cm}^3$ ^[11]。模型钛植入体弹性模量为 11 GPa ^[8], 皮质骨、松质骨弹性模量范围分别为 $0.03 \sim 20\,000.00, 0.03 \sim 6\,549.00 \text{ MPa}$, 钛植入体、皮质骨、松质骨泊松比均为 0.3 。

2 结果

图 2 展示了不同过盈量模型在即刻植入后钛钉及其周围骨内的 Von Mises 应力分布。下颌骨内的高应力区域主要集中在钛钉周围上层皮质骨内, 随着过盈量的逐渐增大, 接触面上的 Von Mises 应力逐渐增大。由于材料属性的差异, 松质骨内的应力明显低于皮质骨。在松质骨内部, 随着过盈量的增大, 除了螺纹接触部位高应力区域逐渐增大外, 与钛钉根部接触处的高应力区域也逐渐增大。

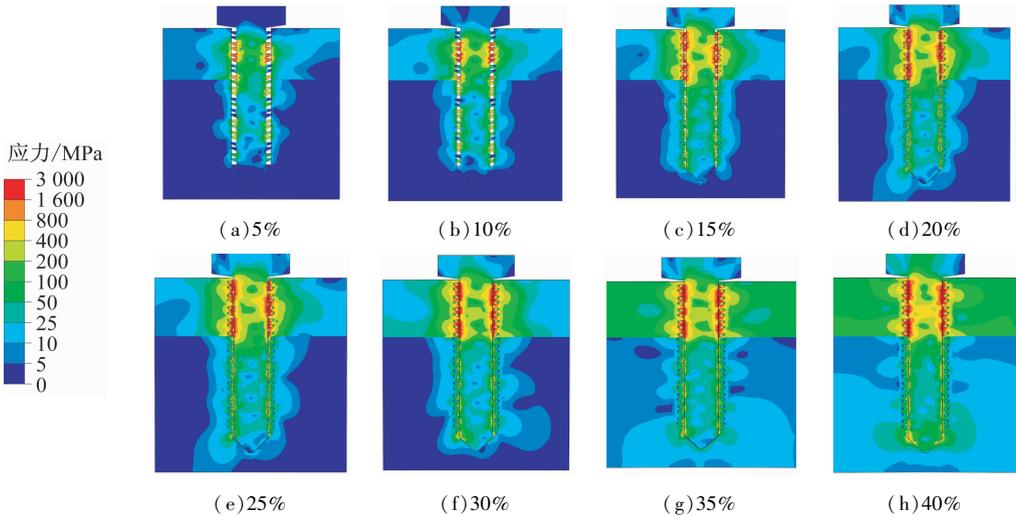


图 2 钛钉即刻植入后不同过盈量模型内应力分布

Fig. 2 Von Mises stress distributions in models with different interference magnitudes after immediate implantation of titanium screw

图 3 所示为 36 个月后不同过盈量模型下颌骨骨密度分布。观察最终骨密度分布可以发现, 钛钉的植入破坏了骨的初始条件, 钛钉植入后所有模型中骨密度都有所降低。在钛钉和骨接触的部位, 由于过度挤压及应力集中, 骨密度都减小至 $0.02 \text{ g}/\text{cm}^3$ (本文定义最低骨密度为 $0.02 \text{ g}/\text{cm}^3$)。随着过盈量的增大, 失效区域逐渐增大, 当过盈量超

过 35% 时, 最边缘的骨已经完全失效。需要注意的是, 过盈量增大到 30% 以后, 导向孔直径小于钛钉内径, 结合钛钉即刻植入后 Von Mises 应力分布图可以看出, 骨密度失效区域全部是开始时候存在高应力的区域, 过高的应力导致这些部位的骨失效。

为分析不同过盈量对骨密度变化的影响, 同时方便对比, 选取 $T = 6$ (表示植入后 6 个月) 和 $T = 36$

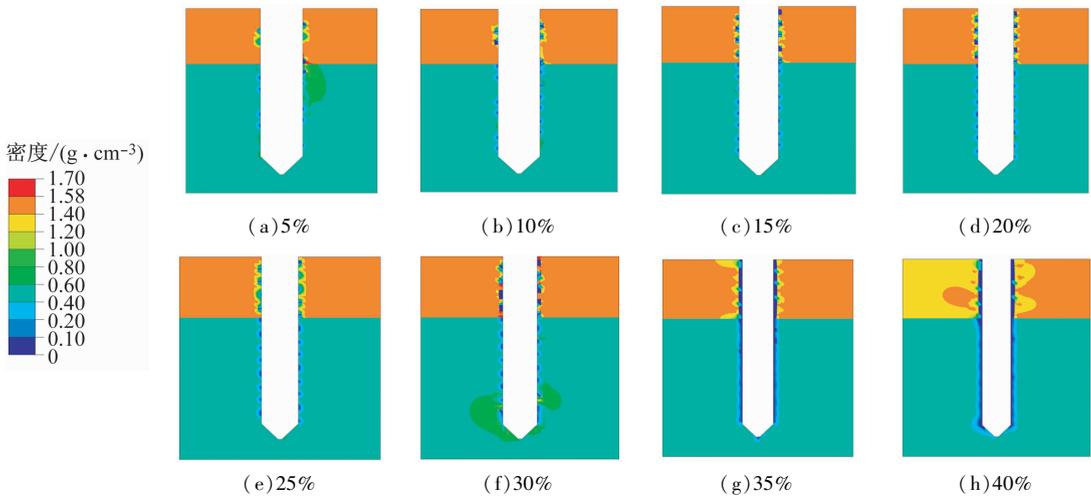


图3 36个月后不同过盈量模型下颌骨密度分布

Fig.3 Density distributions on the mandible in models with different interference magnitudes after 36 months

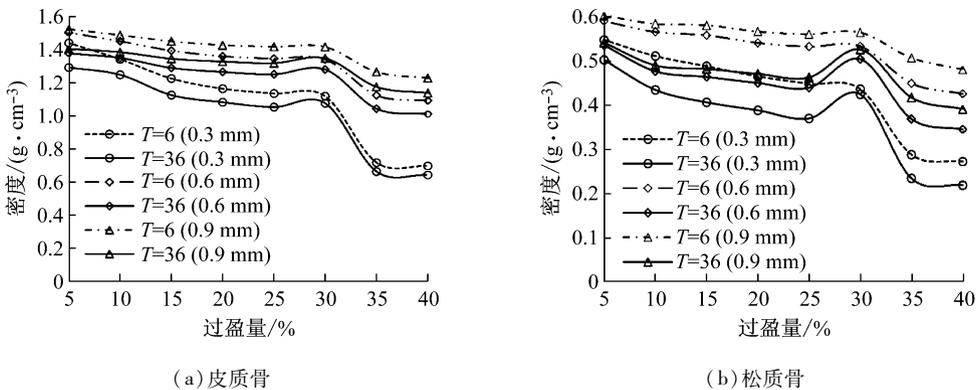


图4 钛钉周围骨内平均密度比较

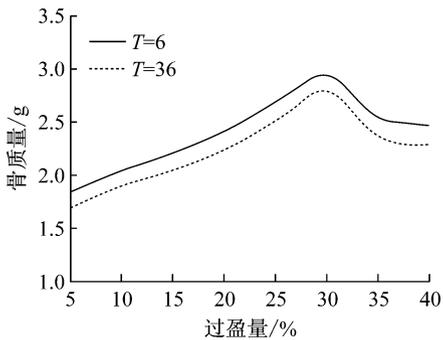
Fig.4 Comparison of average density in the mandible nearby titanium screw (a) Cortical bone, (b) Cancellous bone

两个时刻的骨密度进行分析。图4显示了钛钉周围0.3、0.6、0.9 mm范围内在6、36个月时皮质骨和松质骨内的平均密度。随着过盈量的增大,钛钉周围的平均骨密度逐渐降低,过盈量超过35%以后平均密度变化不再明显,而36个月后,30%过盈量模型内平均密度高于其他模型。过盈量低于30%时,导向孔直径大于钛钉内径,骨-钉接触不完全,30%过盈量时导向孔直径等于钛钉内径,过盈量超过30%之后,钛钉与骨之间产生过度的挤压,导致骨-钉界面的骨完全失效。因此,在图4中表现为过盈量在30%~40%阶段密度曲线迅速下降,如果增大采样范围,该段斜率绝对值逐渐减小,推测接触面周围应力梯度较大,骨密度变化更为敏感。

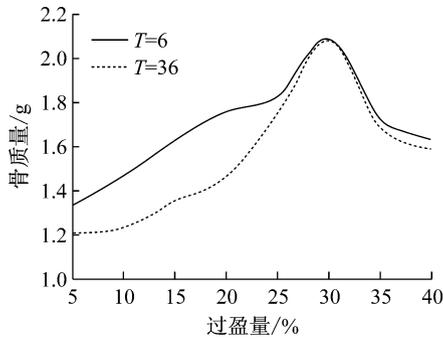
本文模型除过盈接触压力外并无其他载荷,随着时间的增加,由于SED减小,整体模型必然因载荷过小而引起骨密度减小,故在所有模型中都观察到了在6、36个月之后平均密度减小的趋势。而30%过盈量模型成为各模型之间密度变化规律不同的分界线,30%过盈量模型中钛钉内径约等于导向孔直径,提示在临床植入时需要着重考虑导向孔直径和钛钉内径之间的关联。

图5显示了不同过盈量模型螺纹内和钛钉外径外围0.35 mm范围内骨质量大小。在对侵入螺纹及螺纹外围0.35 mm范围内的骨质量进行分析后发现,过盈量为5%~30%时,皮质骨和松质骨内的骨质量变化随过盈量增大呈近似线性增大,结合模

型特征及密度变化情况可知,引起骨质量变化的主要原因是过盈量变化导致的体积变化,在该阶段密度减小并不明显,过盈量增大引起的体积增加对骨质量变化起主要作用。过盈量为 30% ~ 35% 时,骨质量急剧减小,35% ~ 40% 时骨质量趋于稳定,究其原因主要是超过 30% 过盈量之后,导向孔直径小于钛钉内径,由于过度挤压引起的骨失效区域逐渐变大,而在该阶段骨体积增大的边际效应逐渐减弱,从而造成骨质量减小。



(a) 皮质骨



(b) 松质骨

图5 钛钉周围骨内平均骨质量比较

Fig. 5 Comparison of the average mass in the mandible nearby titanium screw (a) Cortical bone, (b) Cancellous bone

3 讨论

Heidemann 等^[4]在体外实验中研究不同导向孔直径大小对迷你钛钉植入后拔出力大小的影响,发现过盈量在 5% ~ 30% 变化过程中,随着过盈量的增大,所需的拔出力逐渐增大,且随着植入深度的增大而增大;过盈量较小时钛钉在临床植入后容易晃动,进而降低固定效果,故推荐 20% 的过盈量。而

由于该研究采用体外实验测量即刻植入后的拔出力,鉴于骨的适应性,故具体到远期不同过盈量的效果值得商榷。

Ikeda 等^[14]通过实验研究在有无载荷施加时喷砂和酸蚀等种植体表面处理技术处理后种植钉在 9 个月后种植体周围骨的分布,发现种植钉在承受载荷时周围骨量小于未加载模型,而种植体周围的骨量随着与种植体接触面之间距离的增加而逐渐增大。本研究结果表明,低密度区域主要集中在骨-钉界面周围,随着距离增加,骨密度逐渐增加,提示骨量随距离增加而增多,这与 Ikeda 等^[14]观察到的种植体周围骨体积较小的现象一致。

本研究发现,在导向孔直径大于钛钉内径的范围内,随着过盈量的增大,骨-钉界面的固定效果逐渐增强;过盈量超过一定程度之后,并不能明显增加骨的固定作用,反而会因为过高的过盈量而造成大量骨的失效以及固定作用的减弱。同时,由于过高的过盈接触压力,植入后还有可能引起骨裂等现象的发生,导致钛钉植入的失败。因此,针对不同直径和长度的钛钉,以及不同材料属性的骨质,所需要的过盈量也不尽相同,需要在临床上进行具体的分析。在临床手术操作时,由于钻孔精度比较依赖于操作人员的熟练程度^[15],必然会存在一定的偶然误差,最终获得的导向孔尺寸会比钻头尺寸大,故在选取钻头时,考虑到误差的存在,建议选取直径略小于导向孔直径的钻头。就本文模型而言,考虑到最佳过盈量为 30%,则导向孔直径应为 1.68 mm,故建议选择直径 1.5 ~ 1.7 mm 的钻头。

4 结语

本文研究了不同过盈量条件下钛钉植入后骨密度和骨质量变化规律,发现导向孔与钛钉内径相等时的过盈量成为决定最终骨密度和骨质量变化的分水岭。导向孔直径大于钛钉内径时,钛钉的固定效果随着过盈量的增大而增大;而导向孔直径小于钛钉内径时,反而会呈现下降趋势。因此,在考虑钛钉导向孔的直径时,建议选取导向孔直径等于或略小于钛钉内径的导向孔。在临床手术中,钻孔时考虑到操作过程中偶然误差的存在,应适当减小钻头尺寸。

参考文献:

- [1] 唐志雄, 李亚兰, 郭维鹏, 等. 下颌角缺损修复钛板构型的拓扑优化[J]. 医用生物力学, 2014, 29(2): 167-173.
 Tang ZX, Li YL, Guo WP, *et al.* Topology optimization on the configuration of titanium reconstruction plate for bridging mandibular angle effect[J]. J Med Biomech, 2014, 29(2): 167-173.
- [2] Jemt T, Laney WR, Harris D, *et al.* Osseo integrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study [J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 1991, 6(1): 29-36.
- [3] 张益, 张建国, 俞光岩. 钛板修复下颌骨缺损的远期失败因素分析[J]. 中华口腔医学杂志, 1999, 39(4): 205-207.
- [4] Heidemann W, Gerlach KL, Gröbel KH, *et al.* Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pull-out analysis of osteosynthesis screws [J]. J Cranio Maxill Surg, 1998, 26(1): 50-55.
- [5] Silva P, Rosa RC, Shimano AC, *et al.* Effect of pilot hole on biomechanical and in vivo pedicle screw-bone interface [J]. Eur Spine J, 2013, 22(8): 1829-1836.
- [6] Lina D, Li Q, Li W, *et al.* Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2009, 2(5): 410-432.
- [7] Fyhrie DP, Carter DR. Femoral head apparent density distribution predicted from bone stress [J]. J Biomech, 1990, 23(1): 1-10.
- [8] Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, *et al.* Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data [J]. Clin Oral Implants Res, 2004, 15(2): 239-248.
- [9] 樊瑜波. 生物力学建模及应用的几个研究[J]. 医用生物力学, 2013, 28(S1): 12-14.
- [10] Lin CL, Lin YH, Chang SH. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: Prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm [J]. J Biomech, 2010, 43(4): 644-651.
- [11] Eser A, Tonuk E, Akca K, *et al.* Predicting time-dependent remodeling of bone around immediately loaded dental implants with different designs[J]. Med Eng Phys, 2010, 32(1): 22-31.
- [12] Eser A, Tonuk E, Akca K, *et al.* Predicting bone remodeling around tissue-and bone-level dental implants used in reduced bone width[J]. J Biomech, 2013, 46(3): 2250-2257.
- [13] Li JY, Li HY, Shi L, *et al.* A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus [J]. Dent Mater, 2007, 23(9): 1073-1078.
- [14] Ikeda H, Rossouw PE, Campbell PM, *et al.* Three-dimensional analysis of peri-bone-implant contact of rough-surface miniscrew implants [J]. Am J Orthod Dentofac, 2011, 139(2): e153-e163.
- [15] Alajmo G, Schlegel U, Gueorguiev B, *et al.* Plunging when drilling: Effect of using blunt drill bits [J]. J Orthop Trauma, 2012, 26(8): 482-487.