

# 转矩力作用下不同颈部构型对微种植体稳定性的影响

常少海, 常岚如, 张健娜, 鲁颖娟, 叶玉珊  
(中山大学孙逸仙纪念医院口腔科, 广东 广州 510120)

**摘要:**【目的】通过三维有限元方法探讨转矩力作用下新型微种植体不同颈部构型对初期稳定性的影响。【方法】建立新型微种植体及周围骨组织三维有限元模型, 加载  $6\text{ N}\cdot\text{mm}$  转矩力。设定微种植体颈部增粗部位的参数变化范围为: 高度  $H\ 0\sim 2.0\text{ mm}$ , 直径  $D\ 1.3\sim 1.6\text{ mm}$ , 和锥度  $T\ 0\sim 60^\circ$ 。每次固定两个变量, 研究在转矩力作用下另一个变量变化时微种植体的周围皮质骨、松质骨等效应力峰值(Max EQV)及微种植体位移峰值(Max DM)的变化。【结果】随着颈部  $H$  的增大, 皮质骨 Max EQV 和微种植体 Max DM 逐渐减小, 但是超过皮质骨厚度后, 减小幅度较小; 随着  $D$  逐渐增大, 皮质骨 Max EQV 和微种植体 Max DM 逐渐减小; 当  $T$  为  $15^\circ$  时最有利于微种植体的初期稳定性。【结论】转矩力作用下, 新型微种植体颈部构型应采用较大直径, 高度至少为皮质骨厚度, 锥度为适宜角度。

**关键词:** 转矩力; 三维有限元; 新型微种植体; 颈部

中图分类号: R783 文献标志码: A 文章编号: 1672-3554(2016)02-0248-06

## Influence of Neck Design on Mini-implant Primary Stability after Loading with Torque Force

CHANG Shao-hai, CHANG Lan-ru, ZHANG Jian-na, LU Ying-juan, YE Yu-shan  
(Institute of Stomatology, Sun Yat-Sen Memorial Hospital, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510120, China)  
Corresponding to: CHANG Shao-hai, E-mail: changshaoh@126.com

**Abstract:** 【Objective】 To investigate the influence of neck design of mini-implant on the primary stability after loading with torque force using three-dimension finite element analysis. 【Methods】 After established new mini-implants and bone block models, a torque force equaling to  $6\text{ N}\cdot\text{mm}$  was applied on the top of mini-implants. Set the range of the enlarged mini-implant neck parameters value: height  $0\sim 2\text{ mm}$ , diameter  $1.3\sim 1.6\text{ mm}$  and taper  $0\sim 60^\circ$ . Fixed two variables and investigated the action of cortical bone maximum equivalent stress (Max EQV), cancellous bone maximum equivalent stress (Max EQV), and maximum displacements (Max DM) of mini-implants as another variable changing under torque force. 【Results】 With the increase of  $H$ , Max EQV in cortical bone and Max DM of mini-implant showed a trend of decrease, but the variation amplitude decreased when  $H$  exceeds the thickness of cortical bone. There was a decrease in the cortical bone Max EQV and mini-implant Max DM as  $D$  increased. In this research range, the stability was good when  $T$  equaled to  $15^\circ$ . 【Conclusion】 The neck of new mini-implant should be designed with large diameter, enough height not less than cortical bone thickness and appropriate taper angle under torque force.

**Key words:** torque; finite element analysis; new mini-implant; neck

[J SUN Yat-sen Univ(Med Sci), 2016, 37(2): 248-253]

自 Shapiro 等<sup>[1]</sup>在 1988 年提出骨内种植体可以作为移动牙齿和骨的支抗使用, 如今各种不同形态的微种植体已广泛应用于临床中<sup>[2-3]</sup>。运用微种植体对牙齿施加转矩力以实现牙齿三维方向的控制已被证实是可行的<sup>[4]</sup>。而力的作用下微种植体的应力主要集中于皮质骨区的微种植体颈部<sup>[5-6]</sup>,

所以微种植体颈部结构设计直接影响了微种植体的稳定性以及对微种植体周围骨组织的创伤大小。因此, 本研究的目的是使用三维有限元的方法对比分析各种颈部构型对种植体稳定性的影响, 得到一种稳定性较好, 创伤较小, 安全性较高的新型微种植体。

收稿日期: 2015-11-19

基金项目: 广东省科技计划项目(A002014004)

作者简介: 常少海, 副教授, 研究方向: 微种植体矫治系统的研制, E-mail: changshaoh@126.com

## 1 材料与方 法

### 1.1 实验设备

软件:建模软件 MIMICS 10.1 (Materialise 公司,比利时);三维机械制图专用软件,Unigraphics NX 6.0(Siemens 公司,德国);CAE 有限元分析专用软件 ANSYS Workbench 14.5 (ANSYS 公司,美国);逆向工程软件 Geomagic Studio 10.0(Raindrop 公司,美国)。硬件: Dell Precision T7600 台式工作站: 中央处理器 E5-2643, 内存 16G DDR3 1333 MHz, 专业显卡 NVIDIA Quadro 4000, 操作系统 Windows 7 旗舰版 64 位, 硬盘 1 TB 7200 r/min。

### 1.2 三维有限元模型的建立

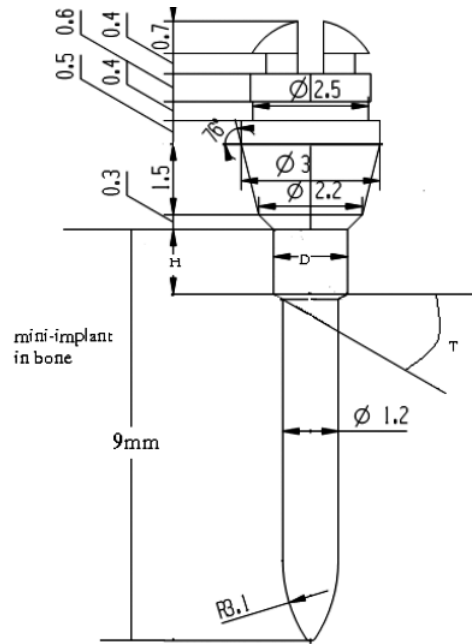
1.2.1 建立微种植体模型 新型微种植体的几何形态:圆柱状,自攻微螺钉种植体,螺钉头部为 0.6 mm×0.6 mm 十字槽沟方便临床加载转矩力。设定微种植体骨内段直径为 1.2 mm, 长度为 9 mm, 设定微种植体颈部增粗部位的高度 H, 直径 D 和锥度 T 为变量。因为螺纹在新型微种植体中颈部构型中分布可能会不完全一样从而影响对稳定性的评估, 所以本研究中所有微种植体模型采取无螺纹设置(图 1)。

改变高度 H 值, 固定其余参数(锥度为 30°, 颈部增粗直径为 1.4 mm) 得到以下模型: H00、H05、H10、H15、H20, 分别代表其颈部加粗高度为 0.0、0.5、1.0、1.5、2.0 mm。改变直径 D 值, 固定其余参数(锥度为 30°, 颈部增粗高度为 1.5 mm) 得到以下模型: D13、D14、D15、D16, 分别代表其颈部加粗部位直径为 1.3、1.4、1.5、1.6 mm。改变锥度 T 值, 固定其余参数(直径为 1.4 mm, 颈部增粗高度为 1.5 mm) 得到以下模型: T00、T15、T30、T45、T60, 分别代表颈部加粗部位锥度为 0、15、30、45、60°。

1.2.2 建立骨块模型 骨块尺寸大小: 高度: 20 mm, 宽 15 mm, 长 20 mm。上部为皮质骨, 下为松质骨, 皮质骨厚度为 1.5 mm。

1.2.3 组装模型 将微种植体与骨块呈 90°方向垂直植入。在这里我们设定为初始稳定状态即, 设定此时微种植体与颌骨之间为机械结合, 之间无摩擦, 在外力作用下两者可能发生有限地相互滑动, 摩擦系数为 0.2<sup>[7]</sup>。

### 1.3 网格划分与载荷



Variate of neck, H: height; D: diameter; T: taper

图 1 新型微种植体设计图

Fig.1 The structure of new mini-implant

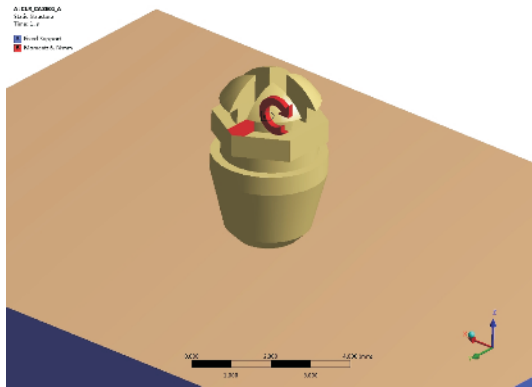
模型单元数的变化范围为 198 907 ~ 204 850, 节点数的变化范围为 289 430 ~ 304 214。加载 6 N·mm 的转矩力, 加载点为微种植体头部槽沟处, 加载方式为面加载(图 2)。

### 1.4 材料生物力学及设定

本研究所有材料假设为均质、各向同性的线弹性材料。变形为小变形假设: 物体受载荷后, 物体发生小变形, 为弹性变形。载荷去除后, 物体恢复原始状态。边界约束: 边界约束假设骨块的所有侧面以及底面的所有节点的自由度为 0, 即除了载荷力的方向以外限制所有方向的移动。收敛性检验: 设定模型单元细化后, 当皮质骨和松质骨的等效应力峰值及位移峰值变化幅度小于 3% 时, 则认为有限元分析的解为收敛的解。当单元细化循环设为 3, 细化深度设为 2 时, 所有模型均可以得到自动收敛的解。骨皮质、骨松质和种植体的杨氏弹性模量分别 13 700、1 800 和 110 000 MPa, 泊松比分别为 0.3、0.3 和 0.33。

### 1.5 分析指标与数据处理

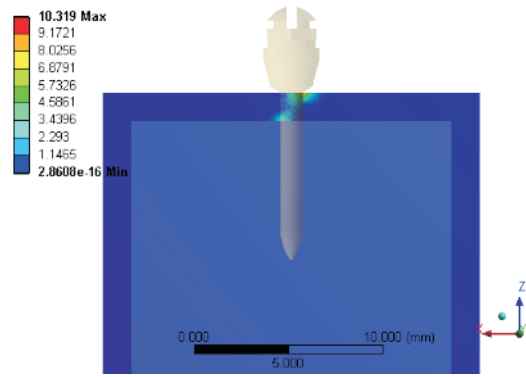
分别分析三个变量(H, D, T)变化时, 微种植体的周围皮质骨、松质骨等效应力峰值(Maximum Equivalent Stress, Max EQV)及微种植体位移峰值(Maximum Displacement, Max DM)的情况。



Arrows: the way to load torque force

图 2 微种植体加载转矩力

Fig.2 Loading with torque force



Max EQV focused on the border between mini-implant and bone tissue(MPa).

图 3 皮质骨等效应力峰值

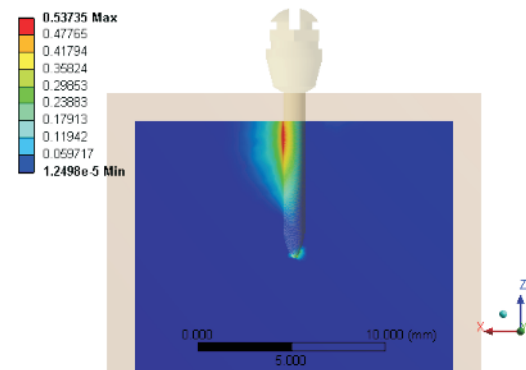
Fig.3 Maximum equivalent stress of cortical bone

## 2 结 果

在所有模型中, 应力分布情况相似。皮质骨 Max EQV 位于微种植体颈部受压侧周围皮质骨界面。松质骨 Max EQV 位于微种植体颈部受压侧周围松质骨界面。所有模型的皮质骨 Max EQV, 松质骨 Max EQV, 微种植体位移值 Max DM 见表 1, 图 3-5。

### 2.1 颈部构型高度(H)对新型微种植体稳定性的影响

改变新型微种植体颈部增粗高度 H 的值后, 皮质骨 Max EQV 先增大后降低但幅度均很小。松



Max EQV focused on the upper area between mini-implant and bone interface(MPa).

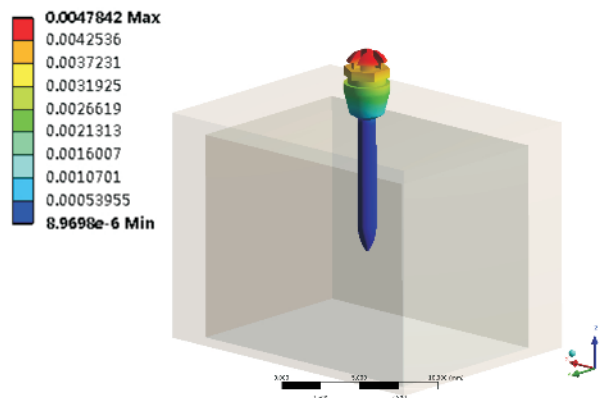
图 4 松质骨等效应力峰值

Fig.4 Maximum equivalent stress of cancellous bone

表 1 所有模型的颌骨等效应力峰值和微种植体位移峰值

Table 1 Max EQV and Max DM of all models

Model	Cortical bone Max EQV/MPa	Cancellous bone Max EQV/MPa	Mini-implant Max DM/ $\mu\text{m}$
H00	7.94	0.52	4.50
H05	8.53	0.52	3.90
H10	8.17	0.53	3.61
H15	7.67	0.53	3.40
H20	7.31	0.52	3.27
D13	8.70	0.54	3.96
D14	7.67	0.53	3.40
D15	6.79	0.53	2.98
D16	6.07	0.53	2.67
T00	7.5681	0.64	3.41
T15	7.66	0.53	3.40
T30	7.67	0.53	3.40
T45	7.67	0.54	3.40
T60	7.62	0.54	3.37



Max DM of mini-implant was located in the head( $\mu\text{m}$ ).

图 5 微种植体位移峰值

Fig.5 Maximum displacement of mini-implant

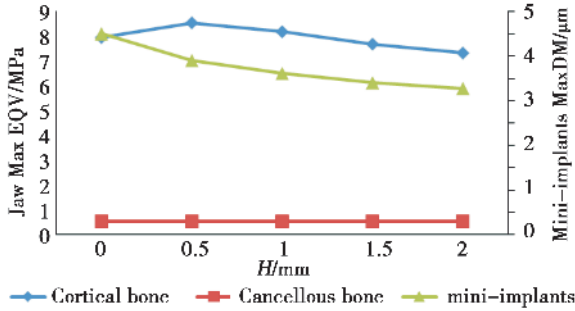


图 6 变量 H 的颌骨等效应力峰值、微种植体位移峰值变化趋势图

Fig.6 The maximum equivalent stress and maximum displacement change of variate H

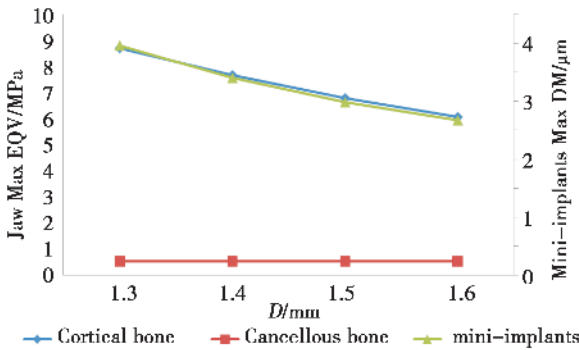


图 7 变量 D 的颌骨等效应力峰值、微种植体位移峰值变化趋势图

Fig.7 The maximum equivalent stress and maximum displacement change of variate D

质骨 Max EQV 几乎没有变化。微种植体位移则是逐渐减小,幅度同样较小(图 6)。

### 2.2 颈部构型直径(D)对新型微种植体稳定性的影响

随着 D 值的增大,皮质骨 Max EQV 逐渐减小,且变化幅度相对较大约为 30%。松质骨 Max EQV 几乎没有变化,微种植体位移随着 D 值增大而减小,减小幅度为 32.7%(图 7)。

### 2.3 颈部构型锥度(T)对新型微种植体稳定性的影响

皮质骨 Max EQV 几乎没有变化,但是当 T 值从 0°增加到 15°松质骨 Max EQV 有一定幅度的降低,当 T 从 15°逐渐增加到 60°时松质骨 Max EQV 却几乎没有变化。微种植体位移从始至终都没有明显变化(图 8)。

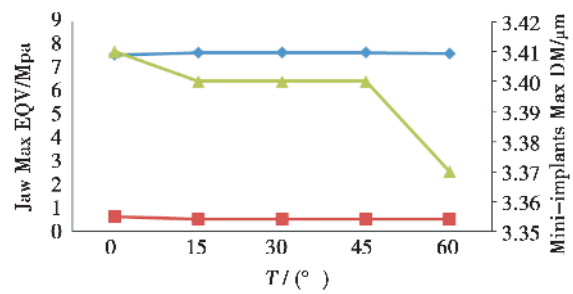


图 8 变量 T 的颌骨等效应力峰值、微种植体位移峰值变化趋势图

Fig.8 The maximum equivalent stress and maximum displacement change of variate T

## 3 讨论

### 3.1 新型微种植体的颈部构型优化设计及其必要性

为了提高微种植体的稳定性,学者们研究了微种植体各个构型对稳定性的影响,包括直径、长度、锥度、表面处理、螺纹、螺距、螺纹深度和宽度、螺纹数量等<sup>[8-10]</sup>。学者们发现增大微种植体-骨组织界面的面积可以增加稳定性,增大面积的方法包括增加螺纹、增大直径、增大锥度、增加长度等。使用大尺寸(较大直径、较大长度)的微种植体能够提高微种植体的稳定性,然而同时也提高了微种植体植入的风险性。如果将微种植体骨内部分均分为三段:颈部、体部、尖端,则微种植体体部与尖端相较于颈部易在植入过程中碰触到牙根。所以,提高微种植体稳定性的同时也要保证植入安全性,这就需要对传统的微种植体构型进行优化设计。

以往的研究表明无论是在水平力作用下还是在转矩力作用下,微种植体周围骨组织应力主要集中在位置均为皮质骨,因此皮质骨内微种植体颈部构型设计对微种植体稳定性影响更大。本研究设计的新型颈部构型微种植体,是将微种植体皮质骨内直径增粗,并设计锥度使微种植体增粗的颈部与未增粗的体部平缓过渡以避免应力集中。新型的微种植体设计因为颈部的增粗能够增加其稳定性,而体部和尖端的原始尺寸(较小)以及整体长度并未变化使其能够避免损伤邻牙牙根或进入上颌窦。

### 3.2 模型条件相似性

Ozdemir等<sup>[11]</sup>研究表明上颌骨颊侧骨皮质厚度在各种面型患者中不相同,高角患者皮质骨厚度较大,低角患者皮质骨厚度较薄,均角病人皮质骨厚度取整数的近似值 1.5 mm,而根据 Park 等<sup>[12]</sup>的颌骨 CT 扫描结果上颌的颊侧骨皮质厚度平均为 1.5 mm 左右,为了更接近临床数据,所以本研究设定皮质骨厚度为 1.5 mm。微种植体-骨界面依据生物学结合状态可以分为初始稳定态,完全骨结合,以及纤维骨性固位。本研究主要研究微种植体的初期稳定性,故在本研究中设定为初始结合状态,摩擦系数为 0.2。以往的优化微种植体研究多为加载水平力,而在临床中转矩力是控制牙齿三维移动所必需的。根据 Chan 和 Hohmann 等<sup>[13-14]</sup>的研究,大于 6 N·mm 的转矩力会引起牙根吸收,本研究给予两种模型皆为 6 N·mm 的转矩力以观察其稳定性。本研究采用的模型数据均是贴近临床实际情况,故实验结果对临床更具有指导意义。

### 3.3 分析指标

骨组织是一种黏弹性与应变率有很大关系的生物复合材料<sup>[15]</sup>。矫正过程是一个使用轻力的渐进的长期过程,因为牙齿的位移和牙周组织的形变需要一段时间的调整。基于以上情况,在正畸的研究中,学者们通常设定牙槽骨为塑性材料,相关的等效应力值则作为分析指标。Max EQV 作为应力指标有很大优势,因为它是一个定量分析压力的指标,能够使正畸医生更好地评价应力集中区域在哪里出现,更有效的避免高应力导致的微种植体植入失败<sup>[15]</sup>。Max EQV 越大,骨组织受损可能性越大,Max DM 越大,微种植体的微动度越大,综合两个指标可以用来评价微种植体的初期稳定性。

### 3.4 新型微种植体颈部构型优化设计

为了探讨新型微种植体颈部构型三个变量对微种植体初期稳定性的影响,并寻找出适合的变量值,本研究设定了 14 个微种植体-骨块模型进行三维有限元研究。研究结果表明:皮质骨内微种植体-骨界面面积增加可以有效提高微种植体的稳定性,而松质骨内微种植体-骨界面面积增加对微种植体稳定性的影响较小。

(1)新型微种植体颈部构型高度(H)在转矩力作用下对微种植体稳定性的影响。从表 1 中可以看出,H 从 0 mm 增加到 0.5 mm 时,皮质骨 Max EQV 是增大的,然而当 H 从 0.5 mm 逐渐增加到 2

mm 时,皮质骨 Max EQV 又逐渐减小。从数据中可以看出 H 为 0 mm 的微种植体皮质骨 Max EQV 低于 H 为 0.5 mm 和 1.0 mm,但是当  $H \geq 1.5$  mm 时,其皮质骨 Max EQV 又低于 H 为 0 mm 的微种植体。1.5 mm 为本研究中皮质骨厚度的设定,在此基础上,为减小皮质骨 Max EQV,新型微种植体颈部设计增粗部位高度 H 取值应至少等于皮质骨厚度。松质骨 Max EQV 几乎没有变化,微种植体位移则成逐渐降低趋势,综合三个指标来看,当 H 大于等于 1.5 mm 时有利于微种植体稳定性。

(2)新型微种植体颈部构型直径(D)在转矩力作用下对微种植体稳定性的影响。随着 D 值的增大,皮质骨 Max EQV 逐渐减小,且变化幅度相对较大,微种植体位移也是随着 D 值增大而减小,而松质骨 Max EQV 几乎没有变化。当 D 值从 1.3 mm 增加到 1.6 mm 时 Max EQV 下降幅度为 30.2%,Max DM 下降幅度为 32.7%。这是因为在本研究中设置 H 为 1.5 mm,T 为 30°,D 为变量。当 H 和 T 为定值,随着 D 的增加,微种植体颈部在皮质骨内部分的微种植体-骨组织界面面积大幅度增加,而微种植体在浅层皮质骨内部分的微种植体-骨组织界面面积只有很小幅度的增加。D 值为 1.3、1.4、1.5、1.6 mm 时,皮质骨 Max EQV 依次为 8.70、7.67、6.79、6.07 MPa。当 D 值从 1.3 mm 增加到 1.4 mm,皮质骨 Max EQV 下降幅度为 11.8%;当 D 值从 1.4 mm 增加到 1.5 mm 时,皮质骨 Max EQV 下降幅度为 11.4%;当 D 值从 1.5 mm 增加到 1.6 mm 时,皮质骨 Max EQV 下降幅度为 10.6%。从上述数据可以看出直径 D 值每增加 0.1 mm,皮质骨 Max EQV 下降幅度相同,约为 11%,而 D 值增加引起的皮质骨 Max EQV 下降幅度是可以叠加的。这提示最终新型微种植体设计时颈部构型中的 D 值取值应该在临床许可范围内尽可能取较大值,微种植体初期稳定性才能够获得大幅度的提高。

(3)新型微种植体颈部构型锥度(T)在转矩力作用下对微种植体稳定性的影响。本研究中 D 值为 1.4 mm,H 值为 1.5 mm,T 值为变量。在本研究中,锥度的作用是使微种植体颈部与体部平缓过度,而防止在植入过程或者使用过程由于微种植体颈部与体部直径落差而造成的应力集中。因为本研究所设计的新型微种植体颈部增粗主要是处于皮质骨内,所以锥度所处的位置就设定在皮质骨下方。当 T 值从 0°逐渐增加到 60°时,皮质骨内

微种植体-骨界面面积是没有变化的,所以皮质骨 Max EQV 从始至终都没有明显变化。微种植体 Max DM 同样没有明显降低说明微种植体 Max DM 与锥度相关性不大。当 T 值从 0°增加到 60°,浅层松质骨内微种植体-骨界面面积是逐渐增加的,当 T 值从 0°增加到 15°时松质骨 Max EQV 有一定幅度的降低约为 10%,但当 T 从 15°逐渐增加到 60°时松质骨 Max EQV 却几乎没有变化,说明松质骨 Max EQV 与微种植体-松质骨界面增大的面积并不成线性关系,且微种植体-松质骨界面面积对其初期稳定性影响较小,而我们在最终的新型微种植体设计方案中可以考虑不必使用过大的锥度以减少对骨组织的损害。

综上所述,转矩力作用下,微种植体-皮质骨界面面积对其初期稳定性影响较大,而微种植体-松质骨界面面积对其初期稳定性影响较小。新型微种植体颈部构型中直径和高度对初期稳定性影响较大,锥度的影响较小,但一定锥度设计更利于稳定性。因而,建议临床上承载转矩力的新型微种植体颈部构型设计应采用较大直径,高度则至少取皮质骨厚度值,锥度值为适宜角度以提高初期稳定性。

#### 参考文献

- [1] SHAPIRO PA, KOKICH VG. Uses of implants in orthodontics[J]. Dent Clin North Am, 1988, 32(3): 539.
- [2] FREUDENTHALER JW, BANTLEON HP, HAAS R. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications[J]. Clin Oral Implants Res, 2001, 12(4): 358-363.
- [3] PARK HS, KYUNG HM, SUNG JH. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage[J]. J Clin Orthod, 2002, 36(10): 592-596.
- [4] 郭冬梅,常少海,胡玲玲,等. Tomas 微种植体矫治力系统竖直倾斜磨牙的三维有限元研究[J]. 中华口腔正畸学杂志, 2012, 19(2): 86-91.  
GUO DM, CHANGE SH, HU LL, et al. Biomechanics of upper molar uprighting with Tomas microimplant: a finite element study[J]. Chin J Orthod, 2012, 19(2): 86-91.
- [5] 鲁颖娟,常少海,伍虹,等. 转矩力对微螺钉种植体初期稳定性影响的三维有限元研究[J]. 中华口腔医学杂志, 2013, 48(1): 37-40.
- [6] LU YJ, CHANG SH, WU H, et al. Influence of the diameter and length of the mini-implant on the primary stability after loading with composite forces [J]. Chin J Stomatol, 2013, 48(1): 37-40.
- [7] SINGH S, MOGRA S, SHETTY VS, et al. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012, 141(3): 327-336.
- [8] LOMBARDO L, GRACCO A, ZAMPINI F, et al. Optimal palatal configuration for miniscrew applications [J]. Angle Orthod, 2010, 80(1): 145-152.
- [9] HEIDEMANN W, TERHEYDEN H, GERLACH KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws [J]. J Craniomaxillofac Surg, 2001, 29(2): 69-74.
- [10] SYKARAS N, IACOPINO AM, MARKER VA, et al. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration: A literature review[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000, 15(5): 675-690.
- [11] DUAIBIS R, KUSNOTO B, NATARAJAN R, et al. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study[J]. Angle Orthod, 2012, 82(5): 875-880.
- [12] OZDEMIR F, TOZLU M, GERMEC-CAKAN D. Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2013, 143(2): 190-196.
- [13] PARK HS. An anatomical study using CT images for the implantation of micro-implants [J]. Korean J Orthod, 2002, 32(6): 435-441.
- [14] HOHMANN A, WOLFRAM U, GEIGER M, et al. Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment[J]. Angle Orthod, 2007, 77(4): 653-659.
- [15] CHAN E, DARENDELILER MA. Physical properties of root cementum: part 5. volumetric analysis of root resorption craters after application of light and heavy orthodontic forces[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2005, 127(2): 186-195.
- [16] LIN TS, TSAI FD, CHEN CY, et al. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2013, 143(2): 182-189.