

DOI:10.3724/SP.J.1008.2008.00829

## 不同植入方向微型种植体支抗的三维有限元分析

王汉思<sup>1</sup>, 李晓智<sup>1\*</sup>, 李康宁<sup>2</sup>, 曾明慧<sup>1</sup>, 何艳<sup>1</sup>

1. 重庆医科大学附属第一医院口腔矫形科, 重庆 400016

2. 解放军后勤工程学院流体力学教研室, 重庆 400016

**[摘要]** 目的: 建立简化的微型种植体-骨三维有限元模型, 研究不同植入方向下微型种植体-骨界面的生物力学变化, 为微型种植体的临床应用提供理论依据。方法: 应用 I-DEAS 有限元分析软件, 将微型种植体以 30° 角倾斜植入骨块, 在保持加载力方向、微型种植体与植入处骨表面夹角不变的情况下, 以植入点为圆心, 微型种植体在骨平面上的投影线为半径水平旋转 180°, 设定 0°、45°、90°、135°、180° 共 5 个植入方向。在与植入处骨表面平行的 200 g 力作用下, 分析微型种植体-骨界面的应力分布及位移变化。结果: 各组应力值及位移值的变化均符合临床生理要求, 微型种植体的植入区、骨皮质区应力相对集中, Von-mises 应力、拉应力、压应力分布变化总体一致, 应力曲线整体呈递减趋势。在脱位力作用下, 0°、45° 组应力值小于其他组, 0° 组应力值最小, 0°、45° 组位移值明显高于 90°、135°、180° 组, 90° 组的位移值最小。结论: 不同植入方向的微型种植体可以安全承载与植入处骨表面平行的 200 g 正畸力。临床上选择微型种植体植入方向时, 尽量减小加载力对其的脱位作用, 才更有利于微型种植体的稳定。

**[关键词]** 牙种植体; 有限元分析; 生物力学; 植入方向

**[中图分类号]** R 783.5 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2008)07-0829-04

### Three-dimensional finite element analysis of anchorage micro-implant with different embedding directions

WANG Han-si<sup>1</sup>, LI Xiao-zhi<sup>1\*</sup>, LI Kang-ning<sup>2</sup>, ZENG Ming-hui<sup>1</sup>, HE Yan<sup>1</sup>

1. Department of Stomatology, The First Affiliated Hospital of Chongqing Medical University, Chongqing 400016, China

2. Department of Fluid Mechanics, PLA Logistical Engineering University, Chongqing 400016

**[ABSTRACT]** **Objective:** To establish a simplified three-dimensional finite element model of orthodontic anchorage micro-implant, and to study the biomechanical changes of the micro-implant-bone interface when embedded in different directions, so as to provide a theoretical basis for clinical application of the micro-implant. **Methods:** I-DEAS finite element analysis software was used to establish a micro-implant and bone finite element model. The micro-implant was embedded into the bone at an angle of 30°. The orientation of the loading force and the embedding angle were kept unchanged; using the embedded point as the center of a circle and the projective line of micro-implant on the bone surface as the radius, 5 different embedding directions, including 0°, 45°, 90°, 135° and 180°, were chosen. A simulated orthodontic force of 200 g was loaded parallel to the surface of bone in the embedded region, and the stress distribution and displacement changes on the micro-implant-bone interface were analyzed.

**Results:** The changes of stresses and displacement were within the clinicophysiological range in all groups. The embedded region of micro-implant and the cortical bone were stress-focused areas. The changes of Von-mises stress, stretching stress and compressive stress were largely the same; the stress distribution had a decreasing tendency. Under retentive force, the stresses of group 0° and 45° were smaller than those of the other groups, with group 0° having the smallest one. The displacement of group 0° and 45° were evidently larger than those of group 90°, 135° and 180°, with that of group 90° having the smallest one.

**Conclusion:** The micro-implant embedded with different directions can safely bear 200 g force parallel to the surface of bone in embedded region. When choose the embedding directions of micro-implant, efforts should be made to reduce the retentive effect of the loaded force to keep the stability of micro-implant.

**[KEY WORDS]** dental implants; finite element analysis; biomechanics; embedding direction

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2008, 29(7): 829-832]

**[收稿日期]** 2008-02-26 **[接受日期]** 2008-05-20

**[作者简介]** 王汉思, 硕士生. E-mail: silong-bo@163.com

\* 通讯作者 (Corresponding author). Tel: 023-89012432, E-mail: lxzhi05@163.com

微型种植体具有体积小、植入部位灵活、术式简单、创伤小、可即刻加力、患者易耐受、疗程短、价格经济等优点,作为一种新兴的支抗方式越来越受到临床正畸医师的关注<sup>[1]</sup>。根据临床需要,微型种植体可能承载不同方向、不同角度的外力,产生三维方向的力矩。以往研究<sup>[2-3]</sup>大多集中于在二维方向研究微型种植体植入与加载力的关系,而缺乏微型种植体植入方向与加载力方向变化对支抗效果影响的研究。为此,本研究应用 I-DEAS 有限元软件,通过建立微型种植体-骨模型,分析微型种植体-骨界面的应力及位移情况,为其临床应用奠定基础。

### 1 材料和方法

#### 1.1 微型种植体-骨实体模型的建立

1.1.1 微型种植体的设计 微型种植体的几何形态参照临床常用尺寸,设定为刃状螺纹圆柱型钛钉,全长 8.0 mm,螺纹部分长 5.0 mm,螺纹部直径 1.2 mm,螺纹深度 0.2 mm,螺纹间距 0.3 mm。

1.1.2 骨模型的设计 将骨模型简化为骨皮质、骨松质的长方体骨块,骨皮质的厚度设定为 1.0 mm,骨松质在垂直方向上比微型种植体的根尖端高出 2.0 mm。

1.1.3 微型种植体不同植入方向 微型种植体模拟 30° 倾斜植入骨块,骨外余留 3.0 mm(无螺纹),正畸力加载于种植体顶部,方向恒定、始终与植入处骨块表面平行。设定第一次加载时,正畸力方向与微型种植体在骨表面的投影线方向相同,此时投影线与正畸力方向一致为 0°。在保持加力方式、种植体与植入处骨表面夹角不变的情况下,将微型种植体在水平方向上旋转 180°,其投影线在骨表面上形成以植入点为圆心,投影线为半径的半圆。投影线与正畸力方向相同时为 0°,投影线与正畸力方向相反时为 180°。四等分半圆,投影线方向依次为 0°、45°、90°、135°、180°,即代表 5 种不同的微型种植体植入方向(图 1)。

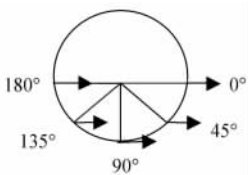


图 1 微型种植体 5 种不同植入方向示意图(箭头为加载力方向)

Fig 1 Graph of micro-implant at 5 different embedding directions

Arrows indicate the directions of orthodontic force

1.1.4 微型种植体-骨实体模型的建立 应用 I-DEAS 软件,按照所选用的微型种植体外形参数、简化骨块的设计方案,分别建立三维实体模型,并通过布尔减运算修改骨模型,生成与微型种植体外螺纹匹配的骨实体模型的内螺纹结构。

#### 1.2 微型种植体-骨三维有限元模型的建立

1.2.1 材料力学参数 模型中各种材料均设置为连续、均质、各向同性的线弹性体。微型种植体材料为钛,其弹性模量为 103 400 MPa、泊松比 0.35,骨皮质弹性模量为 13 700 MPa、泊松比 0.30,骨松质弹性模量为 1 370 MPa、泊松比 0.30。

1.2.2 网格划分 应用 I-DEAS 软件对微型种植体、简化骨块实体模型分别进行智能尺寸网格划分,模型的划分采用十节点四面体单元,各单元间有足够的稳定性,材料受力变形为小变形,各截面之间均不产生相对滑动。将微型种植体及简化骨块的各自有限元模型按照两界面各节点连接,生成微型种植体-骨的三维有限元模型,模型单元总数为 16 691,节点总数为 28 018。

1.2.3 设定边界约束 除微型种植体植入面外,其余 5 个面全部施加约束,固定 6 个自由度。

#### 1.3 加载及数据分析

1.3.1 实验力的加载 在微型种植体顶部施加载荷,加载力与植入区骨块表面平行,方向恒定、始终设定为 0°,力值为 200 g。

1.3.2 数据的采集和处理 沿微型种植体长轴,从微型种植体植入区(颈部螺纹处)开始,于骨块内每隔 0.3 mm,采集微型种植体-骨界面的 Von-mises 应力、拉应力、压应力值及位移值,并根据所采集数据作出 Von-mises 应力、拉应力、压应力值及位移值分布图。

### 2 结果

不同植入方向下微型种植体-骨界面的 Von-mises 应力、拉应力、压应力分布及位移情况(图 2)表明:各组 Von-mises 应力、拉应力、压应力分布变化趋势总体一致,应力变化曲线整体上递减,并且各组骨皮质内的应力变化较骨松质区显著。微型种植体植入区:0°组 Von-mises 应力、拉应力、压应力值始终最小;骨皮质、骨松质交界区:各组压应力值接近,135°、180°组 Von-mises 应力及拉应力值较大;根尖区:135°、180°组根尖处应力值大于其他各组,其他 3 组根尖处应力值接近。种植体植入区、骨皮质区应力相对集中。5 组曲线的位移值在根尖区均显著下

降, 0°、45°组位移值明显高于其他组, 根尖区下降亦最为明显; 90°组位移值较小、根尖区位移值最小。

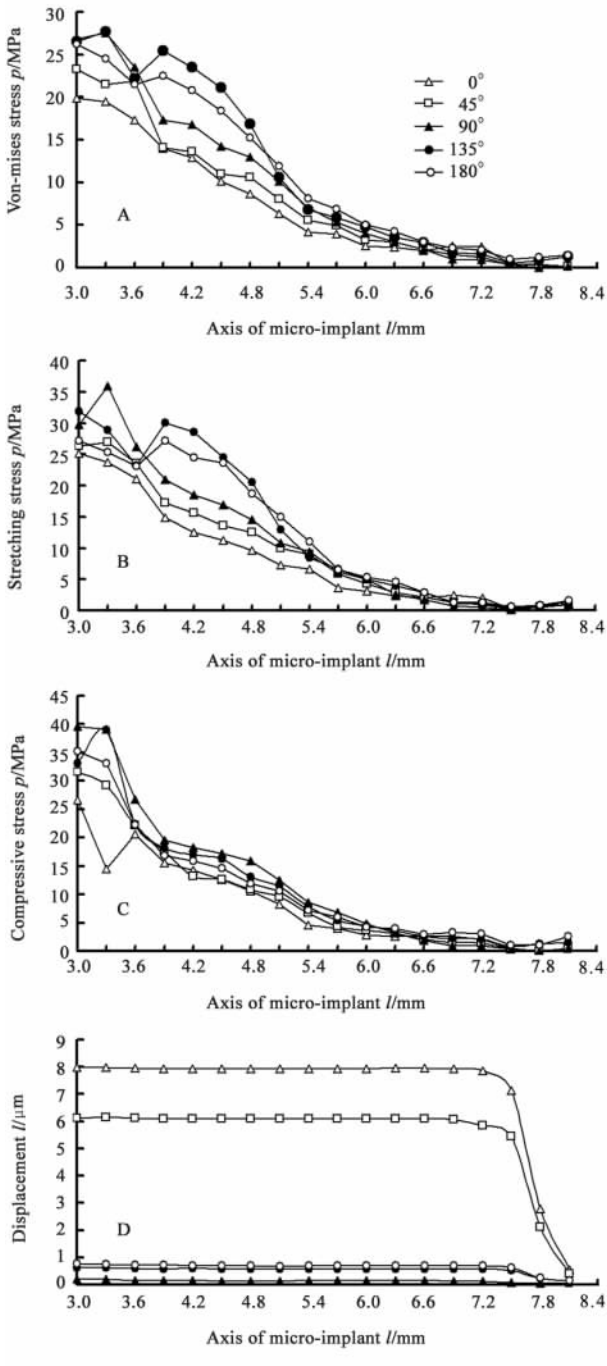


图 2 微型种植体-骨界面应力及位移分布

Fig 2 Stress and displacement distribution at micro-implant-bone interface

A: The diagram of Von-mises stress at micro-implant-bone interface;  
 B: The diagram of stretching stress at micro-implant-bone interface;  
 C: The diagram of compressive stress at micro-implant-bone interface;  
 D: The diagram of displacement at micro-implant-bone interface

### 3 讨论

利用三维有限元模拟实体建模进行生物力学分析是目前口腔生物力学研究中有效方法之一, 其具有良好的生物相似性、几何相似性及力学相似性, 可通过自由设定模型及材料参数, 实现多用途功能<sup>[4]</sup>。本研究应用 I-DEAS 有限元软件模拟实体情况, 建立简化的微型种植体-骨有限元模型。微型种植体可以承载 200 g 的正畸力<sup>[2-3]</sup>, 牙用种植体倾斜植入会产生较大的应力<sup>[5]</sup>。临床上为了达到最大的骨皮质支抗, 微小种植体常倾斜植入, 植入角度小于 30° 时, 其长度需增加 1 倍才能植入骨皮质中, 不符合微小种植体对长度的基本要求, 而倾斜角度越小, 植入难度就越大。因此, 临床上很难达到小于 30° 的植入角度<sup>[2]</sup>。种植体植入角度的增加对实验中各组数值变化趋势不会产生明显影响。综合上述因素, 考虑到更贴近于临床, 本研究设定微型种植体的植入角度为 30°, 承载 200 g 的正畸力。

本研究结果表明, 不同取值点处, 0°、45°组应力值小于其他组, 0°组应力值最小; 135°、180°组位移值较小, 90°组位移值及根尖区位移值最小。这是由于在加载力设定为与植入处骨表面平行的前提下, 微型种植体植入方向不同所致。0°、45°组植入方向与加力方向夹角为钝角, 受到了脱位力的作用, 应力值相对较小, 位移值较大; 90°组植入方向与加力方向夹角为直角, 135°、180°组植入方向与加力方向夹角为锐角, 均产生抵制脱位的作用, 应力值相对较大, 位移值较小。根据不同需要微型种植体的植入方向为变量, 且承受不同角度的斜向力, 力臂发生变化, 同时产生扭转力, 力矩亦发生改变, 因此微型种植体的受力, 应该看作是力与扭转力矩联合作用的结果。

Costa 等<sup>[6]</sup>认为微型种植体耐受扭转力的能力较差, 其稳定性常受扭转力的影响。植入扭矩法、旋出扭矩法、Periotest 法是常采用的种植体稳定性评价方法, 其测量值能间接反映种植体的稳定性。

Chen 等<sup>[7]</sup>发现微型种植体平均去除力矩值为 10.8 Ncm, 力矩值大于 8.7 Ncm 时即可作为支抗在三维方向上移动牙齿。

Motoyoshi 等<sup>[8]</sup>发现失败组的转矩值远高于成功组, 认为过大的转矩应禁止使用, 适当的力矩值可提高成功率。使用直径 1.6 mm, 长 8.0 mm 的微型

种植体时,植入扭矩应小于10 Ncm,推荐值为8~10 Ncm。

Dilek 等<sup>[9]</sup>的研究选用直径1.8、2.4 mm,长度10、13、15 mm的微型种植体,认为 Periotest 值为-8~+9时,微型种植体可以保持稳定。扭转力矩值亦会受到其他因素的影响,植入转矩值与微型种植体的外形、骨皮质厚度有关<sup>[8,10]</sup>,去除力矩值与微型种植体的植入位置、长度有关<sup>[7]</sup>。本实验主要研究微型种植体植入方向与加载力方向的相关变化对支抗效果的影响,排除了多种干扰因素,保证了结果的可信度及说服力。

临床治疗过程中,随着牙齿的移动,微型种植体的受力方向将发生改变,其力矩亦会发生变化。本研究表明,在加载力大小合适的前提下,各组骨皮质、骨松质处的应力值远低于强度极限<sup>[11]</sup>,应力值、位移值的变化符合临床生理要求,骨组织能够维持生理结构正常状态。不同植入方向的微型种植体可以安全承载与植入处骨表面平行的200 g正畸力,当加载力与植入方向始终在类似90°~180°组之间变化,即两者成角为直角、锐角时,位移较小,更有利于微型种植体的稳定。临床实践中,微型种植体加载外力常为不同角度的斜向力,根据力的平行四边形法则,可以有效分解为沿微型种植体长轴的分力,简化为沿长轴伸长、压入两种情况。本研究中0°、45°组受到了沿微型种植体长轴伸长的分力,135°、180°组受到了沿长轴压入的分力,90°组沿长轴无分力表现。

因此,本研究各组的设定可以很好地模拟临床实际情况,研究结果为微型种植体的临床植入、稳定性的增强提供了理论支持。在脱位力的作用下,0°、45°组位移值明显高于90°、135°、180°组,提示选择微型种植体植入方向时,应尽量减小加载力对微型种植体的脱位作用,才更有利于微型种植体的稳定。然而,微型种植体的稳定性亦受其自身设计、植入区

条件、临床操作等多因素影响,因此临床上应根据实际情况,综合考虑选择合适的方向植入微型种植体。

## [参考文献]

- [1] Park H S. A new protocol of the sliding mechanics with Micro-Implant Anchorage(M. I. A. ) [J]. Korean J Orthod, 2000, 30: 677-685.
- [2] 张 扬, 张 丹, 冯翠娟. 微小种植体正畸支抗生物力学的三维有限元分析[J]. 上海口腔医学, 2005, 14: 281-283.
- [3] 马俊青, 倪晓宇, 王震东, 王林, 李青奕. 微型支抗种植体不同承载方向的三维有限元研究[J]. 临床口腔医学杂志, 2004, 20: 328-330.
- [4] 何 艳, 李晓智, 陈志雄, 曾明慧, 杨光银, 王汉思. 3D-Nurbs 曲面建模法建立上颌前牙段及其牙周组织的有限元模型[J]. 第二军医大学学报, 2007, 28: 1123-1125.
- [5] Lin S, Shi S, LeGeros R Z, LeGeros J P. Three-dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant [J]. Implant Dent, 2000, 9: 53-60.
- [6] Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage; a preliminary report[J]. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg, 1998, 13: 201-209.
- [7] Chen Y J, Chen Y H, Lin L D, Yao C C. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage—a preliminary report [J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006, 21: 283-289.
- [8] Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants [J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007, 22: 779-784.
- [9] Dilek O, Tezulas E, Dincel M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone[J]. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2008, 105: e20-e27.
- [10] Song Y Y, Cha J Y, Hwang C J. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness[J]. Angle Orthod, 2007, 77: 979-985.
- [11] Steigenga J T, al-Shammari K F, Nociti F H, Misch C E, Wang H L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success[J]. Implant Dent, 2003, 12: 306-317.

[本文编辑] 贾泽军