

文章编号:1004-7220(2009)06-0439-05

## 螺距对微植体即刻加载稳定性影响的数值研究

徐勇强<sup>1,2</sup>, 张代全<sup>2</sup>, 蒋文涛<sup>1</sup>, 樊瑜波<sup>3</sup>

(1. 四川大学 生物力学工程实验室, 成都 610065; 2. 西南科技大学 土建学院, 绵阳 621010;

3. 北京航空与航天大学 生物工程系, 北京 100083)

**摘要:** 目的 研究口腔正畸微植入支抗螺距对骨界面稳定性的影响。方法 采用三维有限元方法, 分别研究了四种螺距(0.3 mm、0.5 mm、0.7 mm 和 1.0 mm)微植体在 1.47 N 横向荷载作用下的微植体-骨界面位移和应力分布。结果 螺距对微植体表面应力分布的影响显著, 最大应力值随螺距的减小而减小, 而且螺距对颈部和中部位置应力分布的影响不同; 随着螺距增大, 在颌骨上的位移增大趋势显著, 但螺距对微植体位移分布的影响并不显著。结论 在即可加载条件下, 建议临床使用螺距为 0.5 - 0.7 mm 的微植体作为正畸支抗。

**关键词:** 微植体; 螺距; 有限元; 即刻加载

**中图分类号:** R318.01 **文献标志码:** A

## Numerical study on the stability of micro - implant with different pitches for immediate loading

XU Yong-qiang<sup>1,2</sup>, ZHANG Dai-quan<sup>2</sup>, JIANG Wen-tao<sup>1</sup>, FAN Yubo<sup>3</sup> (1. Laboratory of Biomechanical Engineering, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 2. School of Civil Engineering and Architecture, Southwest University of Science and Technology, Mianyang 621010, China; 3. Department of bioengineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

**Abstract: Objective** To study the stability of micro-implant orthodontic anchorage (MIA) with different pitch in the case of immediate loading. **Method** Employing 3D finite element analysis method, the stress and displacement distribution on the bone interface of MIA with different pitch (0.3 mm, 0.5 mm, 0.7 mm and 1.0 mm, respectively), which was 1.47 N loaded vertically in the major axis direction, were analyzed. **Result** The pitch affected the stress distribution significantly, because the maximum stress increased with the pitch decreasing and the impact of pitch on stress distribution on neck and central locations of MIA were different; to decrease the pitch could reduce the max displacement of the jaw, but the impact of pitch on displacement distribution of MIA was not significant. **Conclusions** In the case of immediate loading, MIA with pitch 0.5 mm - 0.7 mm is suggested to be selected as orthodontic anchorage in the clinic.

**Key words:** Micro-implant; Pitch; Finite element; Immediate loading

正畸微植入支抗 (Micro-implant anchorage, MIA), 本文简称微植体, 是 20 世纪 90 年代末出现的一种螺纹状的骨内种植体, 种植于颌骨, 由生物相

容性良好的纯钛材料或者钛合金制成, 直径小于或等于 2 mm, 为正畸治疗提供绝对支抗的作用<sup>[1]</sup>。由于其体积小、临床操作简便、患者口腔异物感小、支

收稿日期: 2009-09-17; 修回日期: 2009-11-17

基金项目: 西南科技大学青年基金 (08zx3135)

作者简介: 徐勇强 (1985-), 研究方向: 固体力学

通讯作者: 蒋文涛, 教授。Tel: (028) 85405140, E-mail: scubme@yahoo.com.cn

抗作用强,植入位置灵活等优势已被临床广泛使用。

通常正畸医生都希望被矫治的牙齿向需要的方向和位置移动,而作为承受反作用力的"支抗"则尽量少移动或不移动(增加稳定性),以便达到良好的矫治效果。但同时又希望在治疗结束后便于拔出,并尽可能减小对骨组织的损伤,这就对微植体的设计提出了更高的要求。为此,许多学者已经对微植体的直径、长度、锥度以及受力大小等因素对稳定性的影响进行了研究。Shouichi 等<sup>[2]</sup>在临床治疗中发现:直径为 1.0 mm 的螺钉的成功率明显低于直径为 1.5 mm 和 2.3 mm 的螺钉。Jiang<sup>[3]</sup>等通过有限元分析认为微植体直径对其稳定性的影响要比其长度显著,并提出理想的直径为 1.5 mm。张代全<sup>[4]</sup>研究则发现有锥度的微植体界面上的应力值比无锥度的小,但锥度不宜过大。石咏梅<sup>[5]</sup>等通过动物实验发现即刻加载 1.47~5.88 N 的力,微植体都能保持其良好的稳定性。但是螺距作为微植体设计的重要参数,其对即刻加载稳定性的影响还相对缺乏研究。仅有的对微植体螺距的研究<sup>[6]</sup>其模型也作了较大简化,如:微植体螺纹末端为半球形,而非临床常用的圆锥形;建模时只考虑了皮质骨部分的长度,使得微植体没有全部埋入骨内;选取的 3 种螺距(0.5 mm、1.0 mm、1.5 mm)间隔较大,忽略中间的变化,尤其是小螺距部分。为此,本文采用数值方法,针对临床常用的正畸微植体研究了即可下载条件下螺距对植入体-骨界面稳定性的影响规律,从而对临床上微植体螺纹的设计和选用提供理论支持。

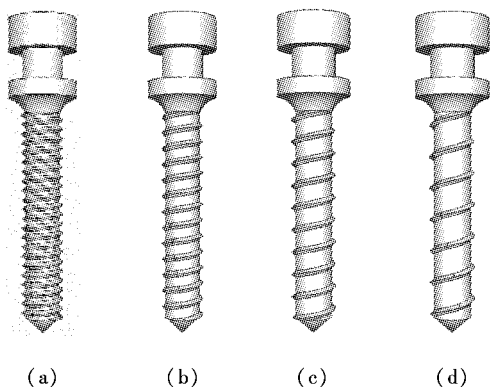


图1 微植体实体模型 (a) 0.3 mm;(b) 0.5 mm;(c) 0.7 mm;(d) 1.0 mm

Fig.1 The real models of MIA (a) 0.3 mm;(b) 0.5 mm;(c) 0.7 mm;(d) 1.0 mm

## 1 材料和方法

**1.1 3D 模型的建立** 微植体总长度为 10 mm,其中螺纹部分的长度为 7 mm,螺纹深度为 0.1 mm,螺纹顶角 90 度,微植体的直径为 1.2 mm。保持以上其他参数不变,设定螺纹的螺距分别为 0.3 mm、0.5 mm、0.7 mm 和 1.0 mm(如图 1)。颌骨(即牙槽骨)简化为半径为 5 mm、高度为 10 mm 的圆柱体,如图 2。

**1.2 模型的网格划分** 微植体和颌骨都采用四面体单元划分网格,接触面网格细化,如图 2。

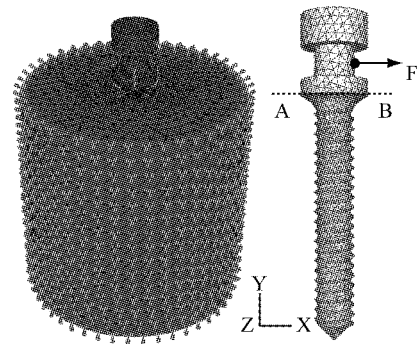


图2 模型的网格划分、约束和加载

Fig.2 The meshing, load case and boundary conditions on the model

**1.3 接触设定** 即刻加载下,微植体和周围骨组织之间可以发生相对位移<sup>[7]</sup>,本文采用无摩擦接触来模拟。

**1.4 材料参数** 颌骨和微植体(钛)被考虑为各向同性的均质弹性体,材料属性见表 1。

表 1 材料属性

Tab.1 Material properties

材料	弹性模量(Mpa)	泊松比
颌骨 <sup>[8]</sup>	13 700	0.3
钛 <sup>[9]</sup>	$1.034 \times 10^5$	0.35

**1.5 加载、约束和求解** 在微植体基台的中槽正中部位,施以垂直于微植体长轴 1.5 N 的力(即沿着 x 方向,如图 2),位移约束条件在圆柱的四周表面施加了完全固定约束(见图 3)。采用通用有限元计算软件 ABAQUS 6.7(美国达索 SIMULIA 公司),计算植入体-骨界面应力的分布情况。

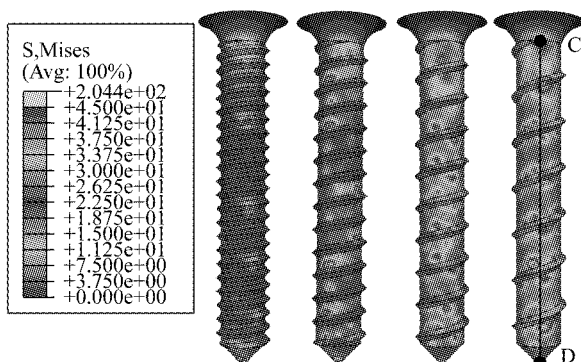


图3 即刻加载时不同螺距微植体接触界面应力比较 (a) 0.3 mm;(b) 0.5 mm;(c) 0.7 mm;(d) 1.0 mm

Fig.3 comparison of von - mises stress distribution on the contact surface of MIA with different pitch in the case of immediate loading (a) 0.3 mm;(b) 0.5 mm;(c) 0.7 mm;(d) 1.0 mm

## 2 结果

### 2.1 即刻加载时不同螺距微植体接触界面应力比较

结果表明微植体模型受拉面的应力值小于受压面,所以选择微植体受压面来分析,得到即刻加载时不同螺距微植体接触界面应力比较如图3。由图3可知,应力分布与螺距变化有密切关系,具体表现为:(1)应力峰值均出现在颈部,随着螺距的增大而增大。(2)低应力区域面积随着螺距增大在迅速减小,其中,模型 a(螺距 0.3 mm)低应力分布面积最大。

沿着微植体受压表面正中线上,即受压表面 C 和 D 两点(见图3)的连线,获得该路径上 Von-Mises 应力曲线图见图4。在即刻加载下,应力峰值主要集中在微植体颈部 0.0 mm 到 1.0 mm 区间的第一个螺纹邻近区域;在微植体中部的 2 mm 到 6 mm 区间,应力的分布出现波浪状的向前推进;结合图3,还可看出高应力区出现在螺纹上或者靠近螺纹的区域。通过对比可发现,模型的最大应力值随着螺距的减小而减小(图4和图5)。结果还显示螺距对微植体颈部和中部的影响有所不同(见图5和图6)。对中部波峰峰值的影响基本呈现线性增长;而颈部位置当螺距增大到 0.7-1.0 mm 时,应力峰值的变化趋势较 0.3-0.5 mm 之间变得缓慢。

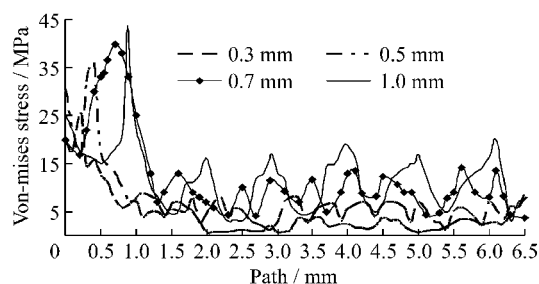


图4 即刻加载时沿微植体长轴方向接触界面处不同螺距微植体上 Von-Mises 应力曲线图

Fig.4 The curve of Von-Mises stress along the long axis of MIA with different pitch in the case of immediate loading

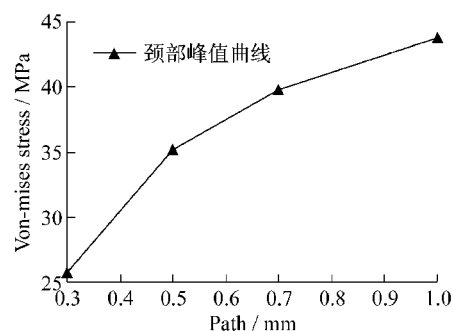


图5 不同螺距微植体颈部应力峰值曲线

Fig.5 The curve of the maximum stress on the neck of MIA with different pitch

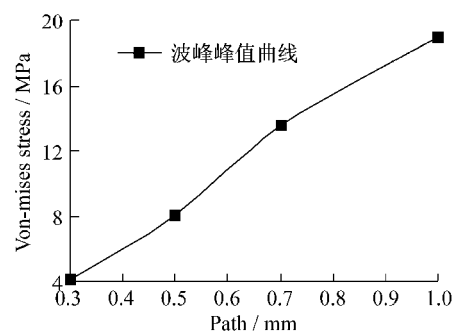


图6 不同螺距微植体中部波峰峰值曲线

Fig.6 The curve of the maximum stress in the middle of MIA with different pitch

### 2.2 不同螺距的模型的位移比较

除了应力,位移也是影响微植体初期稳定性的一个重要因素<sup>[14]</sup>。我们发现模型的变形主要发生在  $x, z$  方向上和  $x-z$  平面内的转动,其原因是模型沿着受力方向( $x$  方向,见图2)有一个  $x$  方向位移外,

还因为螺纹不对称分布,故有  $x-z$  平面内的转角和  $z$  方向的位移,转角是以图 2 中微植体颈部 AB 连线所截出的截面的转角分析,转动示意图如图 7。接触面间有相对滑动,故分析了接触界面处微植体相对于颌骨的最大相对位移。结果见表 2~4,表 4 中颌骨转角为 0,故没列出。由表可知,随着螺距减小最大位移与转角都呈现减小趋势,但是除了在颌骨上螺距为 1.0 mm 模型的最大位移量大约是螺距 0.3 mm 的 3 倍,螺距对微植体上的位移和转角的影响并不显著。

表 2 x 方向上最大位移值

Tab.2 Maximum values of displacements along X direction ( $\mu\text{m}$ )

螺距	MIA	颌骨	最大相对位移
0.3 mm	4.75	0.29	4.56
0.5 mm	4.75	0.51	4.56
0.7 mm	4.91	0.72	4.61
1.0 mm	5.11	0.89	4.73

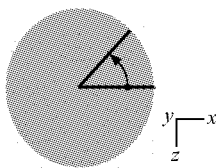
表 3 z 方向上最大位移值

Tab.3 Maximum values of displacements along Z direction ( $\mu\text{m}$ )

螺距	MIA	颌骨	最大相对位移
0.3 mm	4.65	0.31	4.46
0.5 mm	4.71	0.51	4.51
0.7 mm	4.77	0.61	4.53
1.0 mm	4.85	0.87	4.61

表 4  $x-z$  平面的的转角Tab.4 Values of  $x-z$  plane's rotation angles ( $^\circ$ )

螺距	0.3 mm	0.5 mm	0.7 mm	1.0 mm
微植体	0.361	0.367	0.371	0.376

图 7 AB 截面在  $x-z$  平面的的转动示意图Fig.7 Schematic diagram of  $x-z$  plane's rotation at specific location

### 3 讨论与结论

传统修复种植体长期植入骨内所承受的力为咀嚼力可以达到数十牛顿的大小,而微植体所承受的力为正畸力,临床一般为 1.5~6.0 N,而且受力方向单一。作为暂时的支抗装置在口腔内的存留时间多为数月,所以从临床的角度出发,为了在正畸治疗后取出更加方便,微植体的骨结合率可以低于种植体,而目前临床上微植体植入后的加载时机较多为“即可加载”,即微植体植入后与骨没有愈合时间就立刻施加正畸力,以达到减小骨结合率的目的。由此本文探讨了在“即刻加载”条件下,微植体的螺距对骨界面稳定性的影响做了深入研究。

目前,关于螺距对骨界面稳定性影响的研究,多数学者<sup>[6,10]</sup>认为随着螺距减小微植体对骨界面稳定性有所增强,这与本文研究结果是一致的。本文研究显示,虽然不同螺距的微植体-骨界面的应力分布规律一致,但是存在的差异也是很明显的。在微植体颈部产生应力集中,但是螺距增大,应力峰值也在增大;到微植体中部进入了一个较低的应力区,随着螺距增大,在这个区域的应力最大值也在增大。其主要原因是减小螺距增大了微植体表面积,从而降低了其骨界面应力值,所以本文认为螺距在 0.3 mm 以下时,其应力峰值将会减小。

临床上微植体失败表现为颈部折断或者颈部变形过大,材料疲劳力学认为金属材料(微植体)在低于其应力强度值的情况下断裂主要源于疲劳损伤,而疲劳损伤主要与载荷的大小、时间,应力集中以及材料变形大小相关。本研究显示,在微植体颈部产生应力集中,为了避免折断,应充分降低应力峰值;除此,材料的变形(位移分布)也是非常重要的,本文对不同螺距的微植体-骨界面的位移分布结果显示:除了在颌骨上螺距为 1.0 mm 模型的最大位移量大约是螺距 0.3 mm 的 3 倍,螺距对微植体上的位移和转角的影响并不显著,表明螺距对颌骨变形的影响非常大,而对微植体变形的影响则不显著。螺距较大时,颌骨产生很大变形表明颌骨受压迫损伤较之小螺距更严重,引发骨组织发炎和吸收而导致正畸失败的可能性也更大。

为了减小取出时它对于骨组织的再次损伤,微植体的骨结合可以低于种植体。目前有学者研

究<sup>[11]</sup>认为在骨界面上施加一定的应力促进骨形成,但是 Koyama<sup>[12]</sup>等人的研究显示,300 Pa 的压应力促进成骨细胞炎性细胞因子释放,诱导破骨细胞的骨吸收,即过高应力也不利于骨结合。而本文研究结果(图3和图4)显示骨界面的压应力在1 MPa以上,而且随着螺距增大呈增大趋势,表明螺距越大则越不利于骨结合率。而且螺距越小其与骨组织接触表面积越大,在同等的骨结合率情况下形成的骨结合面积也比螺距较大微植体多。Deguchi等<sup>[13]</sup>通过动物实验发现植入三周后的微植体5%的骨结合率足以支持1.96~2.94 N的正畸力。这提示我们螺距较大时,可以降低骨结合以减小取出时微植体对于骨组织的再次损伤,但是为了避免骨结合太低导致正畸失败,螺距也不能过大。

综上所述,在即可加载条件下,设计微植体时要求其有足够的稳定性以及尽量减小其对骨组织的压迫损伤,应选择螺距较小的微植体;但是在植入后是要避免过高的骨结合率导致正畸后其取出时骨组织的再次损伤,为了降低骨结合率应选择较大的螺距,综合考虑两者利弊,建议在临床上选择螺距为0.5~0.7 mm的微植体作为口腔正畸支抗。

#### 参考文献:

- [1] 樊瑜波.生物力学:一门活跃的交叉学科[J].医用生物力学, 2003, 18(4): 193.
- [2] Shouichi M, Isao K, Masahide I, et al. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003, 124(4): 373-378.
- [3] Jiang L, Kong L, Li T, et al. Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis [J]. Adv Eng Soft, 2009, 40(11): 1124-1130.
- [4] 张代全. 微植体锥度对即刻加载时界面应力分布影响的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 22(13): 4267-4268.
- [5] 石咏梅,王翔,王虎中,等. 不同受力条件下微螺钉支抗种植体稳定性的动物实验研究[J]. 临床口腔医学, 2005, 21(6): 323-324.
- [6] Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, et al. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant [J]. Clin Oral Impl.res. 2005, 16(4): 480-485.
- [7] Meul K, Wiskott HWA, Botsis J, et al. Stimulation effect of implant loading on surrounding bone-Comparison of three numerical models and validation by *in vivo* data [J]. Clin Oral Impl Res, 2004, 15(2): 239-248.
- [8] Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone [J]. Am J Orthod Oral Surg. 1945, 31(8): 406-417.
- [9] Linkow LI. The endosseous blade implant and its use in orthodontics [J]. Int J Orthod, 1969, 7(4): 149-154.
- [10] 孔亮,刘宝林,胡开进,等. 螺纹种植体螺距的优化设计和应力分析[J].华西口腔医学, 2006, 24(6): 509-512.
- [11] Mitsui N, Suzuki N, Koyama Y, et al. Effect of compressive force on the expression of MMPs, PAs, and their inhibitors in osteoblastic Saos-2 cells [J]. Life Sci, 2006, 79(6): 575-583.
- [12] Koyama Y, Mitsui N, Suzuki N, et al. Effect of compressive force on the expression of inflammatory cytokines and their receptors in osteoblastic Saos-2 cells [J]. Arch Oral Biol, 2008, 53(5): 488-496.
- [13] Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, et al. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage [J]. J Dent Res, 2003, 82: 377-381.