

[DOI]10.12016/j.issn.2096-1456.2016.03.002

· 专栏论著 ·

转矩拮抗型微种植支抗钉的初期稳定性分析

张健娜, 常少海, 叶玉珊, 鲁颖娟

中山大学孙逸仙纪念医院, 广东 广州(510120)



【通讯作者简介】 常少海, 口腔科副主任医师, 副教授, 硕士生导师, 现任中山大学孙逸仙纪念医院口腔正畸专科主任。熟练掌握各种矫治方法, 对各种口腔畸形的矫治有较高造诣。曾承担多项省课题研究, 发表学术论文 61 篇, 其中 SCI 2 篇, 核心期刊 32 篇。现为广东省口腔正畸专业委员。科研方向: 唇腭裂的序列治疗, 婴幼儿的畸形矫正, 微种植矫治系统的研制。

【摘要】 目的 使用扭矩分析和共振频率分析比较一种转矩拮抗型微种植支抗钉与商用微种植支抗钉的初期稳定性差异。方法 以猪肋骨为骨组织模型预成长为 4.0 mm, 直径为 1.0 mm 的植入孔, 植入两种不同的微种植支抗钉。分别测量最大植入扭矩(maximum insertion torque, MIT)、最大旋出扭矩(maximum removal torque, MRT)、种植体稳定系数(implant stability quotient, ISQ)。使用 SPSS 13.0 软件对数据进行统计分析。结果 转矩拮抗型微种植支抗钉的 MIT、MRT、ISQ 值分别为 $(11.86 \pm 1.58) \text{ N} \cdot \text{cm}$ 、 $(8.45 \pm 2.24) \text{ N} \cdot \text{cm}$ 、 61.80 ± 2.93 , 商用微种植支抗钉的 MIT、MRT、ISQ 值分别为 $(10.36 \pm 1.42) \text{ N} \cdot \text{cm}$ 、 $(6.76 \pm 1.78) \text{ N} \cdot \text{cm}$ 、 58.15 ± 2.98 , 转矩拮抗型微种植支抗钉的测量结果均大于商用微种植支抗钉, 差异具有统计学意义($P < 0.05$)。结论 转矩拮抗型微种植支抗钉的初期稳定性优于商用微种植支抗钉。

【关键词】 微种植支抗钉; 转矩拮抗; 初期稳定性; 扭矩分析; 共振频率分析

【中图分类号】 R783.1 【文献标识码】 A 【文章编号】 2096-1456(2016)03-137-05

【引用著录格式】 张健娜, 常少海, 叶玉珊, 等. 转矩拮抗型微种植支抗钉的初期稳定性分析[J]. 口腔疾病防治, 2016, 24(3): 137-141.

Initial stability analysis of the torque-resisted orthodontic miniscrew anchorage ZHANG Jian-na, CHANG Shao-hai, YE Yu-shan, LU Ying-juan. Institute of Sun Yat-Sen Memorial Hospital, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510120, China

Corresponding author: CHANG Shao-hai, Email: changshaoh@126.com, Tel: 0086-20-81332099

【Abstract】 **Objective** To compare the initial stability difference between a new designed torque-resisted orthodontic miniscrew anchorage and commercial miniscrew anchorage by torque tests and resonance frequency analysis (RFA).

Methods After predrilled 4 mm-deep holes with a diameter of 1.0 mm, two different miniscrews were implanted into the swine ribs for measurement of maximum insertion torque (MIT), maximum removal torque (MRT) and RFA which was recorded as implant stability quotient (ISQ). Statistical analysis was done for all data by SPSS 13.0. **Results** The mean value of MIT, MRT, ISQ for new miniscrews were $(11.86 \pm 1.58) \text{ N} \cdot \text{cm}$, $(8.45 \pm 2.24) \text{ N} \cdot \text{cm}$ and 61.80 ± 2.9 while for commercial miniscrews were $(10.36 \pm 1.42) \text{ N} \cdot \text{cm}$, $(6.76 \pm 1.78) \text{ N} \cdot \text{cm}$ and 58.15 ± 2.98 . The differences be-

【收稿日期】 2015-09-02; 【修回日期】 2015-10-11

【基金项目】 广东省科技计划项目(A002014004)

【作者简介】 张健娜, 医师, 硕士, Email: zhangjn23@163.com

【通讯作者】 常少海, 副教授, 学士, Email: changshaoh@126.com

tween the two miniscrews were statistically significant ($P < 0.05$). **Conclusion** The torque-resisted miniscrews were more stable than commercial miniscrews.

【Key words】 Miniscrew anchorage; Torque-resisted; Initial stability; Torque analysis; Resonance frequency analysis

支抗控制一直是正畸治疗过程中的重点。正畸微种植支抗钉作为暂时性骨内支抗装置,并不需要像牙种植体一样长期存在以及承受过大的作用力。相反地,微种植支抗钉常在植入时即刻加载力,因而良好的初期稳定性是其发挥各项功能的前提条件。传统微种植支抗钉植入骨内作为支抗时一般承受水平力,关于承载转矩力微种植支抗钉初期稳定性的分析目前尚未见报道。因此,本研究的目的是使用扭矩分析、共振频率分析比较不同外形设计的微种植支抗钉初期稳定性,提出一种新型可拮抗转矩力的微种植支抗钉。

1 材料和方法

1.1 种植钉的类型

转矩拮抗型微种植支抗钉(中山大学孙逸仙纪念医院正畸课题小组设计,广州瑞通生物科技有限公司协助制作)20 颗,圆柱形,总长 10 mm,螺纹长度 7 mm,分为两部分:颈部直径增大至 2.0 mm,体部直径 1.6 mm;反支撑形螺纹。

商用微种植支抗钉(宁波慈北医疗器械有限公司制造)20 颗,圆柱形,总长 9 mm,螺纹长度 5.3 mm,直径 2.0 mm,刃状螺纹(种植钉数据为厂商提供)(图 1)。



左图为新型微种植支抗钉线条图;右图左侧为新型微种植支抗钉实体图,右侧为商用微种植支抗钉实体图。

图1 微种植支抗钉

1.2 实验器材

DID-4 数显扭力计(Sugisaki Meter 公司,日本); Osstell ISQ 共振频率分析仪(Osstell 公司,瑞典); SmartPeg 传感器(Osstell 公司,瑞典);精确度 0.02 mm 双菱游标卡尺(广州工具厂)。

1.3 实验方法

1.3.1 实验前准备

1.3.1.1 骨组织的准备 选取同一品种大小重量相近新鲜猪肋骨,剔除软组织与骨膜,切割骨块作为骨组织模型,其长度约 20 mm,宽度约 13 mm,高度约 11 mm。用游标卡尺测量骨组织横截面两端骨皮

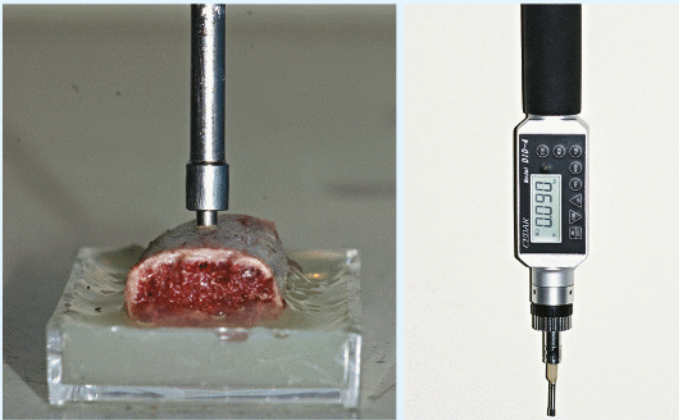
质厚度,筛选控制骨皮质的厚度为 1.2 ~ 1.5 mm,保证实验过程的稳定,安装固定骨块。然后,将骨组织模型浸泡于生理盐水中并低温保存。

1.3.1.2 仪器的准备 因无配套扭力计及 SmartPeg 传感器,改造种植手柄及牙种植体传感器用于微种植支抗钉。

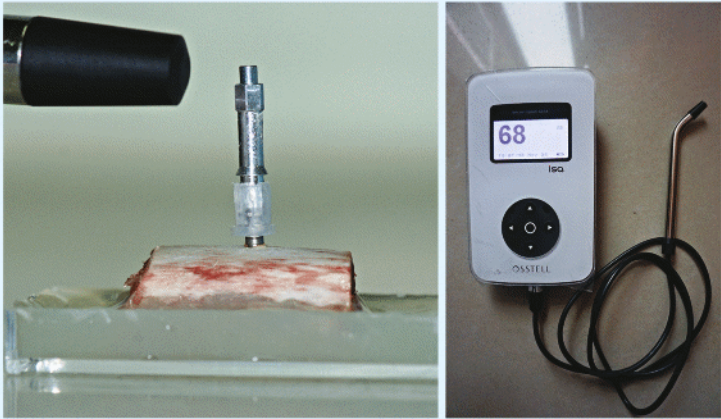
1.3.2 扭矩测量及共振频率分析 金钢砂车针垂直于骨组织面,预备出直径 1.0 mm,长度 4 mm 的植入孔,流水冲洗冷却,防止温度过高致骨组织损害。数显扭力计垂直植入微种植支抗钉至颈部最后一圈螺纹完全进入骨组织,读出最大植入扭矩(maximum

insertion torque, MIT) 值(图 2)。植入后即刻,共振频率分析仪探测杆方向平行、垂直于肋骨的长轴测量种植体稳定系数(图 3),每个方向各重复测量 3 次,取其平均值,记为种植体稳定系数(implant stability

quotient, ISQ) par、ISQper,并计算总体均值 ISQm。数显扭力计反向旋出微种植支抗钉,记录最大旋出扭矩(maximum removal torque, MRT) 值。



左：数显扭力计植入微种植支抗钉至颈部最后一圈螺纹进入骨组织；右：数显扭力计。
图2 扭矩测量



左：共振频率分析仪测量微种植支抗钉稳定系数；右：共振频率分析仪。
图3 共振频率分析

1.4 统计学分析

使用 SPSS 13.0 软件对数据进行正态性检验及方差齐性检验。使用单因素方差分析比较不同微种植支抗钉 MIT、MRT 的差异。使用 Wilcoxon 检验比较不同方向 ISQ 的差异,若 $P < 0.05$,分别比较不同微种植支抗钉间 ISQpar、ISQper 差异;若 $P > 0.05$,比较不同微种植支抗钉 ISQm 的差异。

2 结 果

植入骨组织的微种植支抗钉均没有弯折变形,稳定性良好。所有数据均满足正态分布及方差齐

性。两种微种植支抗钉 MIT、MRT、ISQ 的测量结果见表 1。不同方向测量 ISQ 值的差异没有统计学意义($P > 0.05$),以 ISQm 值纳入比较。两种不同微种植支抗钉 MIT、MRT、ISQ 值差异具有统计学意义($P < 0.01$),且转矩拮抗型微种植支抗钉的 MIT、MRT、ISQ 值均大于商用微种植支抗钉。

表 1 两种微种植支抗钉扭矩与共振频率分析结果

	转矩拮抗型	商用型	F 值	P 值
MIT(N · cm)	11.86 ± 1.58	10.36 ± 1.42	9.92	0.003
MRT(N · cm)	8.45 ± 2.24	6.76 ± 1.78	6.97	0.012
ISQ	61.80 ± 2.93	58.15 ± 2.98	15.26	0.000

3 讨论

3.1 骨组织模型的选择

猪肋骨与人上下颌骨在解剖结构上的相似性较好^[1-3],在先前一些类似的研究中常被选为骨组织模型^[4-5]。猪肋骨与人颌骨相比特征较弱,而且骨密度缺乏均质性;但其皮质骨均质性较好,对于此类研究意义更大^[5]。

3.2 力加载下的初期稳定性

微种植支抗钉在临床应用中多为加载水平力,其脱落率可高达 25%^[6-7]。在临床工作中,通过扭转弓丝使牙齿产生绕其近远中向长轴的旋转运动(即正畸中的转矩)是比较常见的运动形式。郭冬梅等^[8]的三维有限元研究证实,可以运用微种植支抗钉对牙齿施加含转矩力的复合力来实现牙齿三维方向上的移动。微种植支抗钉受到转矩力偶的作用时,有使其发生旋转运动的趋势,其初期稳定性受到不利影响,稳定性降低^[9]。因此,研制能够放置方丝,承载转矩力后稳定性良好的新型微种植支抗钉是正畸临床的需要。

3.3 转矩拮抗型微种植支抗钉设计要点

3.3.1 颈部加粗 近年来,越来越多的研究表明骨皮质的厚度对微种植支抗钉初期稳定性的大小起重要作用,微种植支抗钉与骨皮质的接触程度越大,初期稳定性越高^[10-11]。当直径增大时,微种植支抗钉与骨皮质的接触面积增大,对力的抵抗增强^[12-13]。然而,微种植支抗钉的直径受到相邻牙牙根间距的限制。微种植支抗钉触碰牙根引起骨支持量不足,殆力通过牙齿传递到微种植支抗钉,易导致微种植支抗钉的松动脱落^[14]。黄颖荷等^[15]利用 CT 轴层(横断面)图像分析了微种植支抗钉植入上颌后牙区的安全区域,其结果表明,牙根间最窄的位置在颊舌向的中央。商用微种植支抗钉螺纹全长直径为 2 mm,相比之下,转矩拮抗型微种植支抗钉仅增大种植钉 2 mm 长度的颈部直径至 2 mm 以增加与骨皮质的接触。转矩拮抗型微种植支抗钉接触牙根的机率要小于商用微种植支抗钉,且转矩拮抗型微种植支抗钉相较商用微种植支抗钉初期稳定性稍有提高。

3.3.2 反支撑形螺纹 微种植支抗钉植入牙槽骨中承载作用力,应力集中于骨—种植钉界面,尤其是颈部^[16]。三维有限元实验显示,螺纹形态不同并不能改变应力分布的模式,种植体—骨界面产生相似的压力值,但最大压力所覆盖的区域面积,反支撑形螺纹 > 支撑形螺纹或矩形螺纹 > 刃状螺纹^[17]。Gracco 等^[18]的生物力学研究表明,反支撑形螺纹较

其他螺纹形态如支撑形、剖面为 75°顶角、圆钝形、不规则四边形的拉出力值更大。目前尚无关于不同螺纹形态种植钉实体对比的扭矩或共振频率分析研究。本实验中,转矩拮抗型微种植支抗钉为反支撑形螺纹,商用微种植支抗钉为刃状螺纹,转矩拮抗型微种植支抗钉 MRT 值大于商用微种植支抗钉。有动物研究表明,与 MIT 相比,MRT 与摩擦阻力的相关性更大^[19]。转矩拮抗型微种植支抗钉抵抗反向旋解的能力高于商用微种植支抗钉,在力的作用下,反向旋解、松动的机率降低。

3.4 微种植支抗钉稳定性的测量方法

植入扭矩以及共振频率分析是评价微种植支抗钉初期稳定性最可靠的方法。但是,植入扭矩并不是初期稳定性的线性测量,有研究指出 MIT 应该是评价初期稳定性的一个优选区间^[20]。植入过程过大的扭力会导致周围组织的坏死与局部缺血^[21]。在 Motoyoshi 等^[22]的临床试验中,相较于 MIT < 5,或 > 10,MIT 在 5 ~ 10 N · cm 时,对微种植支抗钉移动的抵抗最好。为了提高预先制备植入孔种植钉的成功率,植入扭矩应达到 8 ~ 10 N · cm^[23]。Chen 等^[24]发现植入扭矩在 3.28 ~ 14.65 N · cm 之间时,无种植钉破坏及周围骨骨折存在。然而,标准条件下,当植入扭矩的大小对于抵抗微种植支抗钉移动均有意义时,植入扭矩越大,抵抗力越强^[25]。本研究所有微种植支抗钉的植入扭矩均大致与上述范围相适应,而且在此范围内,转矩拮抗型微种植支抗钉的 MIT 值大于商用微种植支抗钉,说明新型微种植支抗钉在一个安全的范围内达到更良好的稳定性。

ISQ 的大小受到传感器的方向、骨面至传感器的距离、传感器—种植体及骨—种植体接触界面强度等因素的影响。商用微种植支抗钉骨面上高度略大于转矩拮抗型微种植支抗钉。Sennerby 等^[26]指出种植体暴露长度每增加 1 mm 会导致共振频率值减小 413 Hz。共振频率分析在这一方面上与 I 类杠杆有异曲同工之处。微种植支抗钉植入时,骨内部分相当于阻力臂,暴露部分相当于动力臂。当阻力臂保持不变时,动力臂越长,则引起微种植支抗钉松动移位的作用力会越小。商用微种植支抗钉骨内长度 5.3 mm 约等于暴露长度 4.7 mm,而转矩拮抗型微种植支抗钉骨内长度 7 mm 远大于暴露长度 3 mm,动力臂远小于阻力臂,所需移动的力量更大,稳定性更高。由于目前尚无标准的与微种植支抗钉相匹配的 SmartPeg 传感器,不同研究中各种方法修饰后所测量 ISQ 值并没有可比性。

综上所述,转矩拮抗型微种植支抗钉增大了与

骨皮质接触的颈部面积,采用反支撑形螺纹增强了抵抗反向旋解的能力,其稳定性优于商用微种植支抗钉,其设计是合理的,若应用于临床可拮抗转矩力。本研究中仅使用猪肋骨为骨组织模型,后期研究将包括施加转矩力后的动物实验及临床试验以对新型微种植支抗钉作进一步评测。

参考文献

- [1] Aerssens J, Boonen S, Lowet G, et al. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential applications for in vivo bone research[J]. *Endocrinology*, 1998, 139(2): 663-670.
- [2] Kim SJ, Yoo J, Kim YS, et al. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling[J]. *J Appl Oral Sci*, 2010, 18(5): 522-527.
- [3] Markovic A, Mistic T, Milicic B, et al. Heat generation during implant placement in low-density bone: effect of surgical technique, insertion torque and implant macro design[J]. *Clin Oral Implants Res*, 2013, 24(7): 798-805.
- [4] Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, et al. Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012, 142(2): 228-234.
- [5] Novsak D, Trinajstić Zrinski M, Spalj S. Machine-driven versus manual insertion mode: influence on primary stability of orthodontic mini-implants[J]. *Implant Dent*, 2015, 24(1): 31-36.
- [6] Chen Y, Kyun HM, Zhao WT, et al. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009, 135(3): 284-291.
- [7] Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009, 135(5): 564, e1-e19.
- [8] 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.
- [9] 鲁颖娟, 常少海, 伍虹, 等. 转矩力作用下不同直径与长度微种植体初期稳定性的三维有限元研究[J]. *中华口腔医学杂志*, 2013, 48(1): 37-40.
- [10] Pithon MM, Nojima MG, Nojima LL. *In vitro* evaluation of insertion and removal torques of orthodontic mini-implants[J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2011, 40(1): 80-85.
- [11] Kati V, Kamenar E, Blaevi D, et al. Geometrical design characteristics of orthodontic mini-implants predicting maximum insertion torque[J]. *Korean J Orthod*, 2014, 44(4): 177-183.
- [12] Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length[J]. *Angle Orthod*, 2008, 78(2): 234-240.
- [13] Morarend C, Qian F, Marshall SD, et al. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009, 136(2): 224-229.
- [14] Inoue M, Kuroda S, Yasue A, et al. Torque ratio as a predictable factor on primary stability of orthodontic miniscrew implants[J]. *Implant Dent*, 2014, 23(5): 576-581.
- [15] 黄颖荷, 钟小龙, 李杏蕊, 等. 微种植钉植入上颌后牙区的安全区域分析[J]. *中国美容医学*, 2013, 22(5): 558-563.
- [16] 牛金磊, 陈建宇, 陈贤帅, 等. 螺旋对即刻负载种植体和周围骨组织影响的三维有限元研究[J]. *广东牙病防治*, 2014, 22(2): 61-68.
- [17] Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis[J]. *Clin Oral Investig*, 2010, 14(4): 411-416.
- [18] Gracco A, Giagnorio C, Incerti Parenti S, et al. Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012, 142(2): 186-190.
- [19] Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, et al. Bone tissue responses to surface modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit[J]. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2005, 7: S13-S20.
- [20] Motoyoshi M. Clinical indices for orthodontic mini-implants[J]. *J Oral Sci*, 2011, 53(4): 407-412.
- [21] Serra G, Morais LS, Elias CN, et al. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008, 134(1): 44-52.
- [22] Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, et al. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant[J]. *Clin Oral Implants Res*, 2006, 17(1): 109-114.
- [23] Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, et al. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implant[J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007, 22(5): 779-784.
- [24] Chen Y, Kyung HM, Gao L, et al. Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters[J]. *Angle Orthod*, 2010, 80(5): 821-827.
- [25] McManus MM, Quian F, Grosland NM, et al. Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011, 140(3): 93-98.
- [26] Sennerby L, Persson LG, Berglundh T, et al. Implant stability during initiation and resolution of experimental peri-implantitis: an experimental study in the dog[J]. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2005, 7(3): 136-140.

(编辑 何武林, 全春天)