

不同陶瓷托槽与金属弓丝间摩擦力的研究

仇玲玲 白玉兴 厉松 王邦康

【摘要】 目的 研究不同类型陶瓷托槽与金属弓丝间的摩擦力,为临床应用及研制摩擦性能优良的陶瓷托槽提供参考。方法 选取正畸临床上常用的三种陶瓷托槽作为研究对象,一种金属托槽作为对照组。利用 MTS Tytron250 微力实验机检测托槽与三种金属弓丝在不锈钢丝结扎下的最大静摩擦力和平均动摩擦力。结果 金属托槽与不锈钢圆丝间的最大静摩擦力最低($0.1242 \pm 0.0696\text{N}$);在不同陶瓷托槽和弓丝组合中,摩擦力最小的组合在圆丝组是金属槽沟型陶瓷托槽($0.4172 \pm 0.2178\text{N}$);在方丝组是金属槽沟型陶瓷托槽($0.4972 \pm 0.1365\text{N}$);与镍钛丝组合时,金属槽沟型陶瓷托槽和标志为“改良工艺型”陶瓷托槽的最大摩擦力均较低($0.6430 \pm 0.2428\text{N}$, $0.6819 \pm 0.2181\text{N}$)。结论 厂家标志“低摩擦”的陶瓷托槽较未标志的陶瓷托槽与金属弓丝间的摩擦力较小,尤其是金属槽沟型陶瓷托槽,但均较金属托槽的摩擦力大。

【关键词】 陶瓷托槽; 摩擦力; 正畸

【中图分类号】 R783.5 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1006-673X(2011)05-0280-03

The frictional force between different ceramic brackets and metal wires. QIU Ling-ling, BAI Yu-xing, LI Song, WANG Bang-kang. Department of Orthodontics, Capital Medical University School of Stomatology, Beijing 100050, China

【Abstract】 Objective To investigate the frictional force between different ceramic brackets and metal archwires. **Methods** The frictional forces between different ceramic brackets and three different wires (0.016 inch nickel-titanium archwires, 0.016 inch stainless steel archwires, 0.016 × 0.022 stainless steel archwires) were measured with MTS Tytron 250. The metal bracket served as control. **Results** The metal brackets combined with 0.016 inch stainless steel archwires produced the lowest static frictional force ($0.1242 \pm 0.0696\text{N}$). In different ceramic brackets-metal archwires combinations, metal-insert ceramic brackets (A) produced the lowest static frictional force with the stainless steel archwires ($0.4172 \pm 0.2178\text{N}$, $0.4972 \pm 0.1365\text{N}$). Both the metal-insert ceramic brackets and the “modified” ceramic brackets showed low static frictional force with nickel-titanium archwires ($0.6430 \pm 0.2428\text{N}$, $0.6819 \pm 0.2181\text{N}$). **Conclusion** The “modified” metal-insert ceramic brackets exhibited lower frictional force than non-modified ones but higher friction than metal bracket.

【Key words】 Ceramic bracket; Friction; Orthodontics

正畸滑动机制是弓丝沿托槽的相对位移,一旦有滑动,就有摩擦力。静摩擦力为牙齿开始移动时克服的力,动摩擦力为阻止牙齿移动的力^[1]。当牙齿沿弓丝滑动时,每移动一点,就需要克服托槽与弓丝间的静摩擦力。因此,最大静摩擦力比动摩擦力在正畸牙齿移动研究中的意义相对更大^[2]。但限于测力装置的精度不足,以往多为动摩擦力的研究。近年来,国内对于托槽摩擦力性能的实验室研究开始增多,已经有人对金属托槽的摩擦力性能进行了研究^[3,4],而目前对临床常用的几类陶瓷托槽的研究报道较少。

陶瓷托槽受到大家的普遍欢迎,但是,临床应用中暴露了摩擦力较大的缺点。因此,国外制造商在改善陶瓷托槽的摩擦性能方面进行了尝试,称生产

出了“低摩擦”的陶瓷托槽。本研究拟检测不同陶瓷托槽与金属弓丝间的最大静摩擦力和平均动摩擦力,为临床应用及研制摩擦性能优良的陶瓷托槽提供参考。

材料和方法

1. 实验材料

选取正畸临床常用的下颌尖牙 0.022 × 0.028 英寸的三种陶瓷托槽作为研究对象 (A: Aspire Gold, Forestadent 德国; B: Crystalline IV, Tomy 日本; C: InVu, TP 美国),一种金属托槽 (D: 新亚 8110, 杭州新亚) 作为对照组。三种实验用弓丝: 0.016 不锈钢 (SS) 圆丝 (托博正畸器材有限公司), 0.016 × 0.022 不锈钢 (SS) 方丝 (托博正畸器材有限公司), 0.016 镍钛 (NT) 圆丝 (北京圣玛特科技有限公司)。

2. 摩擦力测定

利用 MTS Tytron 250 微力实验机 (MTS system

作者单位: 100050 首都医科大学口腔医学院正畸科

通讯作者: 王邦康, E-mail: lingbell900@sina.com, 电话: 010-

67099221

corporation. 1400 technology drive (美国) 测试每种托槽与三种弓丝间最大静摩擦力和平均动摩擦力^[5] (图 1)。依据托槽、弓丝种类产生 12 种不同组合, 即 A1、A2、A3、A4、B1、B2、B3、B4、C1、C2、C3、C4、D1、D2、D3、D4。每种组合的样本数量均为 10 个, 每次测试后更换托槽和弓丝。

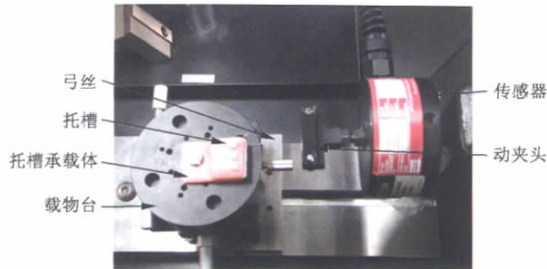


图 1 MTS Tytron250 微力实验机

预先制作托槽的载体, 设定第一阶段检测速度为 0.005mm/s, 位移 0.2mm, 第二阶段检测速度 0.03mm/s, 位移 4mm。用少量 502 胶将托槽粘在托槽载体上标记点, 用螺钉将托槽载体固定在可调节载物台上。取长度为 6cm 的弓丝, 在距离一端 1cm 处将弓丝弯制成直角, 弓丝弯折的短臂端夹持到与传感器相连的夹具上, 保证夹具外的弓丝长臂端与夹具边缘垂直。调节载物台使弓丝能够完全被动入槽, 由作者用 0.010 英寸的不锈钢预成结扎丝结扎。机器运动头在水平向上匀速前进, 带动传感器和弓丝自左向右作匀速直线运动, 传感器检测水平向的阻力即摩擦力, 机器自带的测试程序同步检测, 每 50 毫秒记录一次数据。本实验共检测 120 次, 每次实验测试 173 秒(第一阶段 40 秒, 第二阶段 133 秒), 计算机每隔 50 毫秒记录一次摩擦力数据, 共计 3460 个数据。数据分析时, 用 C++ 语言编制程序, 以一次测试的前 20 秒的摩擦力最大值作为最大静摩擦力, 为了消除特异值的影响, 后 133 秒的数

据中去除 10% 最大值和 10% 最小值后, 计算平均值作为平均动摩擦力。

3. 统计分析

实验资料用 SPSS11.0 软件进行统计学分析。采用多因素方差分析、SNK 分析法分析托槽、弓丝间摩擦性能的差异。

结 果

不同托槽-弓丝组合时的最大静摩擦力、平均动摩擦力结果见表 1。相关性检验显示最大静摩擦力与平均动摩擦力高度相关($r=0.949$, $P=0.0001$)。

不同托槽与三种弓丝组合时的最大静摩擦力两两比较显示: 与不锈钢圆丝组合时, 最大静摩擦力大小为 D 托槽 < (A/C 托槽) < B 托槽; (括号内为无明显差异组, 下同); 与镍钛丝组合时, 最大静摩擦力大小为 D 托槽 < (A/C 托槽) < B 托槽; 与不锈钢方丝组合时, 最大静摩擦力和平均动摩擦力大小为 A 托槽 < (D/C 托槽) < B 托槽。

不同弓丝与四种托槽组合时的最大静摩擦力两两比较均显示: 不锈钢圆丝 < 镍钛丝; 不锈钢圆丝 < 不锈钢方丝。镍钛丝与不锈钢方丝无显著性差异。

讨 论

本研究实验测力装置采用 MTS Tytron250 微力实验机, 精度高(传感器精度达 1%, 量程为 5N), 能精确调节加载速度, 为国际通用的微力测定设备。尽管研究认为加载速度每秒 10mm 到 0.0005mm 之间对检测的不锈钢丝的摩擦系数没有影响^[6], 但学者们普遍认为加载速度越小, 越能接近临床实际。以往限于检测装置的限制, 加载速度仅限于毫米/秒。本实验设定第一阶段加载速度 0.005mm/s, 使托槽与弓丝产生初始相对位移的速度足够小, 模拟临床牙齿的缓慢移动, 保证尽可能的捕捉到滑动初期需要克服的最大静摩擦力。一旦弓丝与托槽间产

表 1 不同托槽与不同弓丝间的最大静摩擦力和平均动摩擦力($\bar{x} \pm s$, N)

托槽	摩擦力	不锈钢方丝	镍钛丝	不锈钢圆丝
A	最大静摩擦力	0.4972 ± 0.1365	0.6430 ± 0.2428	0.4125 ± 0.2178
	平均动摩擦力	0.4982 ± 0.1381	0.5250 ± 0.1921	0.3732 ± 0.1762
B	最大静摩擦力	1.3023 ± 0.2270	1.3318 ± 0.1478	0.8982 ± 0.1165
	平均动摩擦力	1.1745 ± 0.2109	1.0896 ± 0.1152	0.8092 ± 0.0925
C	最大静摩擦力	0.7679 ± 0.1500	0.6819 ± 0.2181	0.5723 ± 0.1170
	平均动摩擦力	0.7454 ± 0.1823	0.6655 ± 0.2251	0.4758 ± 0.1006
D	最大静摩擦力	0.6964 ± 0.1348	0.2061 ± 0.0986	0.1242 ± 0.0696
	平均动摩擦力	0.7089 ± 0.1402	0.2106 ± 0.1146	0.1150 ± 0.0570

生相对运动,摩擦力曲线就比较平稳,因而第二阶段设定加载速度 0.03mm/s,位移 4mm,使弓丝以相对较慢的速度在托槽内滑过,且相对位移大于一个托槽的宽度,尽可能体现托槽与弓丝间的摩擦特性。

正畸牙齿沿弓丝移动是多个小的断续过程组成,在这个过程中,最大静摩擦力比动摩擦力对矫治的影响更大^[2]。实验中多数情况显示最大静摩擦力大于平均动摩擦力,两者相关性检验显示高度相关。因此,尽管最大静摩擦力更能作为托槽沿弓丝滑动的性能指标,以往研究采用动摩擦力也是可行的。在本文中,我们采用最大静摩擦力进行分析。

三种陶瓷托槽中,A 为槽沟内置入金属的金属槽沟型陶瓷托槽,C 为“改进工艺型”,即采用注塑成型方法制造的氧化锆陶瓷托槽,两种均是改善托槽摩擦性能的代表产品;B 为普通陶瓷托槽,三类托槽具有一定代表性。本研究结果显示,在实验检测的托槽和弓丝范围内,金属托槽与不锈钢圆丝间产生的摩擦力最低,与以往多数研究结论相符。Kusy 等^[7]提出,金属托槽与金属弓丝的组合是“金标准”。原因为金属托槽表面易形成一层氧化膜^[8],金属表面较光滑及金属托槽与金属弓丝间硬度差别小,不易产生弓丝托槽间的磨损和刻痕现象等^[9-11]。在不同陶瓷托槽与弓丝组合中,与不锈钢丝的最佳组合是 A 托槽-不锈钢圆丝,A 托槽-不锈钢方丝;与镍钛丝的最佳组合是 A 托槽/C 托槽-镍钛丝。说明金属槽沟式陶瓷托槽确实显示了较普通陶瓷托槽摩擦力低的性能。两种非金属槽沟的陶瓷托槽中,标志“改进工艺型”陶瓷托槽比普通陶瓷托槽摩擦力低。

摩擦力能减少 12%~60% 的正畸力,是影响矫治力的重要因素^[11]。临床使用陶瓷托槽时,基于美观、经济、效率的因素,常常采用前牙段使用陶瓷托槽,后牙段使用金属托槽的措施,因而在临床使用陶瓷托槽时,需注意加强后牙段的支抗控制。另外,为了达到美观与效率的统一,金属槽沟型陶瓷托槽是

较佳的选择。

与托槽间摩擦力的大小比较发现,不锈钢丝小于镍钛丝,不锈钢圆丝小于不锈钢方丝。提示基于降低托槽与金属弓丝间的摩擦力的考虑,临床上尽可能早使用不锈钢丝。弓丝形状对摩擦力的影响,以往研究结论不尽相同^[12,13]。本研究显示不锈钢方丝比不锈钢圆丝的摩擦力大,提示在不需要转矩控制的阶段,尽量使用圆丝以提高矫治效率。

参 考 文 献

- 1 Omana HM, Moore RN, Bagby MD, et al. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod*, 1992, 26(7): 425-432.
- 2 ReadWard GE, Jones SP, Davies EH. A Comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *British J Orthod*, 1997, 24(4): 309-317.
- 3 厉松, 王邦康, 罗颂椒, 等. 咬合力对托槽与弓丝间摩擦力影响的有限元分析. *北京口腔医学*, 2002, 10(3): 134-136.
- 4 朱鲲, 王春玲, 王娟, 等. FAS 自锁托槽与传统自锁托槽的摩擦力对比研究. *华西口腔医学*, 2007, 25(4): 371-374.
- 5 杨力, 仇玲玲, 白玉兴, 等. 国产直丝托槽摩擦力性能的研究. *北京口腔医学*, 2008, 16(4): 188-190.
- 6 Taylor NG, Json K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwire in the buccal segments. *Angle Orthod*, 1996, 66(3): 215-222.
- 7 Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combination in the dry and wet states. *Angle Orthod*, 1991, 61(4): 293-302.
- 8 Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, et al. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003, 124(4): 403-409.
- 9 Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod*, 2000, 70(5): 366-376.
- 10 Nishio C, da Motta AF, Elias CN, et al. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2004, 125(1): 56-64.
- 11 Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod*, 1997, 3(3): 166-177.
- 12 Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG Jr, et al. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1990, 98(6): 499-506.
- 13 Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1991, 100(6): 513-522.

(2011 年 2 月 20 日收稿)