

# 根管预备中镍钛器械的应力分布及牙根的抗力性改变

段艳艳综述 苏勤审校

(四川大学华西口腔医院牙体牙髓病科 成都 610041)

**[摘要]** 机用镍钛器械柔韧性佳,在根管治疗尤其是细小弯曲及磨牙根管预备中应用前景光明,但器械折断和术后根折仍是临床实践中的棘手问题。近年来,很多学者对根管预备过程中镍钛器械的应力分布及牙根的抗力性改变进行了探讨,本文就其研究进展作一综述。

**[关键词]** 机用镍钛器械; 应力分析; 器械折断; 根折

**[中图分类号]** R 781.33 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/gjkq.2013.02.018

**Stress distribution of Ni-Ti rotary instrument and the mechanical characters of tooth root during preparation** Duan Yanyan, Su Qin. (Dept. of Conservative Dentistry and Endodontics, West China Hospital of Stomatology, Sichuan University, Chengdu 610041, China)

**[Abstract]** The prospect of Ni-Ti rotary instruments in root canal therapy especially small bending and molar application is quite bright, because of its good flexible property. But instruments separation and postoperative root fracture are still common problems in clinical practice. In recent years, many scholars have discussed the stress distribution of Ni-Ti rotary instrument and the mechanical characters of tooth root during preparation. This review focused on the clinical research recently.

**[Key words]** Ni-Ti rotary instrument; stress analysis; instrument fracture; root fracture

机用镍钛器械因良好的柔韧性及形状记忆特性,使其能较好地顺应根管原始走向,从而日益受到口腔医生的青睐。但是,在临床上,常因器械运用不当或根管系统弯曲复杂,导致器械折断、根折等并发症的发生,使治疗失败。本文通过对根管预备过程中镍钛器械的应力分布及其对牙根抗力性的改变进行分析探讨,以期与实践工作提供指导。

## 1 根管预备中镍钛器械的应力分布

目前,公认的器械折断模式包括扭曲折断和疲劳折断2种。当器械尖端卡在根管狭窄处但柄部仍在旋转,由切削力、摩擦力及牙本质碎屑累积于凹槽产生的扭力超过器械断裂极限时,会导致器械的扭曲折断<sup>[1]</sup>。扭曲折断的器械表面可见解螺旋、反向弯曲等变形。当器械在弯曲根管持续旋转,内外表面被反复压缩或拉伸时,将导致其疲劳折断<sup>[2]</sup>。疲劳折断发生于金属颗粒间,在外力

作用下晶格不断滑移及错位累积,造成晶界结合力下降,会导致器械出现肉眼难辨的细微损伤甚至宏观变形。

器械折断与其在根管预备中的应力分布相关,影响因素如下。

### 1.1 器械设计

Parashos等<sup>[3]</sup>报道:器械逆螺纹方向扭转时不易折断。袁理等<sup>[4]</sup>发现:切削刃与根管壁呈点接触或顺螺纹扭转时应力集中于刃缘,而呈边接触或逆螺纹扭转时应力则集中于沟槽。当施力作用点、大小和约束位置相同时,前者应力值大,因此,切削刃更易成为疲劳原点而发生折断。

Protaper横截面为凸三角形,Hero 642为仿H锉形态,二者均与根管壁呈三点接触;而Mtwo为斜S横截面形态,与根管壁呈2点接触。故Mtwo所受的摩擦力相对较小,且其切削刃与牙本质表面垂直,避免了嵌入其内而折断。

### 1.2 器械锥度和直径

小锥度镍钛器械的扭曲折断率高。但近年来学者们更重视疲劳折断。锥度和直径决定了器械在循环应力作用下的最大应变幅,随着锥度或直

**[收稿日期]** 2012-08-12; **[修回日期]** 2012-11-29

**[作者简介]** 段艳艳(1985—),女,河南人,硕士

**[通讯作者]** 苏勤, Tel: 028-85501439

径的增大,器械外表面承受的拉伸应力也相应增加。因此,大号器械更易发生疲劳折断。Grande等<sup>[9]</sup>通过对Mtwo和Protaper系列不同型号的器械进行循环疲劳测试,结果显示:器械所受最大应力处1 mm厚度的体积越大,其抗疲劳能力越差,即锥度和直径与器械的疲劳强度呈负相关。

Shen等<sup>[9]</sup>认为:器械的折断率以可变锥度的设计最高(21%),往往出现无先兆的骤然断裂;而单一锥度设计的器械折断率较低(7%),其表面可见解螺旋形变。

### 1.3 患牙的位置及根管形态

临床上,器械预备细小钙化的后牙根管较粗大通畅的前牙根管更易折断,这是由于器械所受应力与根管粗细相关,在狭窄根管内的应力值偏大所致。

根管弯曲度、弯曲半径及弯曲段部位是影响器械抗疲劳性能的关键因素<sup>[7]</sup>。根管弯曲度指由弯曲起始点到根尖孔的连线与根管长轴间的交角,其决定了器械与此处管壁接触时的弯曲压力。器械折断多发生于弯曲度大于30°的根管,位置处于弯曲中后段。Inan等<sup>[8]</sup>分别在弯曲半径为5、10 mm的人工根管内,对机用Protaper进行疲劳测试,结果显示:弯曲半径减小会加速疲劳断裂。器械在弯曲根管中旋转,经历周期性拉、压应力循环过程,会先形成裂纹、继而裂纹扩展、最终发生疲劳断裂。因此,为防止器械折断,预备前应检查器械表面是否有可见的缺陷,必要时可借助放大镜等设备<sup>[9]</sup>。

### 1.4 器械的转矩和转速

高转矩控制马达使器械运动更主动,但转矩值易超过折断的临界点。极低转矩控制马达能自主设置转矩值且具备自动反转功能。气动马达无转矩控制,气压下降时转矩下降,器械主动运动减弱,操作者须加大力量使之深入,故折断率较高。由此可见,极低转矩控制的马达相对安全。

转速与器械和根管壁间的摩擦力呈正相关。Lopes等<sup>[10]</sup>通过模拟Protaper F3和F4分别在300和600 r·min<sup>-1</sup>下旋转,结果显示:转速过快将加速器械的折断。Li等<sup>[11]</sup>的研究结果也与之保持一致。故转速适宜不仅能提高切削效率,也可避免器械的折断。

### 1.5 技术

采用逐步后退法和冠向下法时,器械与根管壁接触部位分别为其尖端和中1/3甚至冠1/3。在

大小、方向及作用点相同的扭力作用下,约束点越接近根尖处,器械所受的拉应力越大。故选择冠向下预备技术可减小器械折断的风险。

Li等<sup>[11]</sup>还测试了不同啄击动作幅度下Profile的循环疲劳,结果显示:连续的啄击动作以及适当的幅度将有效降低疲劳折断率。通常认为,幅度在3 mm左右较为安全。机用镍钛器械在操作时应参照厂家的推荐,施以“比使铅笔还小的力”,即较轻的接触、不宜向尖端施力。垂直施力过大或在器械旋转前就施力,将会增加扭矩而导致器械折断。

## 2 根管预备后牙根的抗力性改变

器械在弯曲根管内将产生回复力,指向根管近根尖端的凹壁和弯曲处的凸壁,造成根管口至弯曲起始部的外侧壁以及弯曲起始部至最凸处的内侧壁过度切削,引起根管偏移、侧穿等并发症。为避免器械折断,生产商逐渐重视其强度设计,但负效应是在根尖段的根管壁上造成应力集中,使牙根抗折力降低<sup>[12]</sup>。

根管预备后牙根抗力性的改变与术后根折的发生相关,其影响因素如下。

### 2.1 根管扩大的程度

根管预备中切削牙本质将改变牙根的力学特性:抗折力降低及应力分布变化。在垂直或侧方载荷下,Von Mises应力集中于弯曲拐点处牙根的外表面。根管壁厚度下降则应力值增加,应力分布范围亦扩大,且区域转移至根管壁的最薄弱处。根管多呈椭圆形,预备后近似圆形,根管壁厚度不均,其薄弱处抗折力下降,也易成为应力集中点。Wilcox等<sup>[13]</sup>报道:当根管扩大接近直径的30%时将出现隐裂线,超过40%时将导致根折。因此,根管预备应该以彻底去除根管壁感染物质、而又利于根管冲洗和充填、但避免过度切削牙本质为准则。

### 2.2 根管形态的特征

根管壁结构上的某些不规则区域,如曲率半径较小的根管弯曲部,在牙根受外力时,将成为应力集中点,从而发生根折<sup>[14]</sup>。镍钛器械具备良好的切削性能,可形成光滑、连续、锥度一致且截面近似圆形的根管形态,有效去除了根管壁上的不规则结构,还能维持根管的原始走向,利于根管充填后根管内壁残余应力的均匀分布,减少应力集中,从而避免术后意外根折。

### 2.3 根管预备的技术

标准法、逐步深入法、逐步后退法是临床常用的根管预备技术。标准法适用于粗大的直根管。逐步深入法是先行根管冠2/3的预备,以去除髓腔侧壁和根管口的阻力,建立直线通路,从而获得根尖区细微解剖结构和根尖止点的手感反馈,避免手用不锈钢K锉预备根管下段时因质硬、弹性差而产生过大的回复力,造成预备不均衡或根管偏移。目前,镍钛器械多采用逐步深入法。洪瑾等<sup>[15]</sup>通过建立标准法和逐步后退法预备后的根管有限元模型,结果显示:二者根管壁应力变化趋势相似。在冠部几乎相同,在根部逐步后退法中应力值略大于标准法。所以,在临床上,应根据情况选择最恰当的预备技术。

### 2.4 牙根部位

Wu等<sup>[16]</sup>比较了尖牙及下颌前磨牙根管预备前后的抗折力,结果显示:前磨牙、尖牙根管预备后抗折力分别降低30%、2%。根管预备后牙根应力分布趋势为应力值由根管口向根尖方向逐渐减小。预备后的根管直径大小与应力值呈正比,但根尖部此影响不明显。藉以牙周膜的缓冲作用,牙根的应力变化亦未影响根周牙槽骨。应力集中多发生于牙颈部,此与临床牙折的好发部位一致。此外,采用冠向下法预备根管时,为建立直线通路常需切割较多冠部的牙本质,也一定程度削弱了其抗折力。

## 3 结束语

综上所述,机用镍钛器械预备弯曲根管效率高、成形好,日益受到国内外临床医生的青睐,但是因缺乏手感,在操作中存在无预期器械折断的风险。另外,大锥度的设计使根管壁过度切削、抗折力减弱、导致术后根折,从而影响根管治疗的远期效果。因此,在根管预备过程中,充分考虑镍钛器械的设计、转速、扭矩及根管形态等因素,有利于在实际工作中减少或避免器械折断及根折的发生。

## 4 参考文献

- [1] Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: Fractographic analysis[J]. *Int Endod J*, 2006, 39(3): 171-178.
- [2] Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences[J]. *J Endod*, 2006, 32(11): 1031-

- 1043.
- [3] Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use[J]. *J Endod*, 2004, 30(10): 722-725.
- [4] 袁理, 岳林, 王嘉德. 不锈钢K型根管锉模拟根管预备的三维有限元应力分析[J]. *中华口腔医学杂志*, 2007, 42(6): 346-348.
- [5] Grande NM, Plotino G, Pecci R, et al. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems[J]. *Int Endod J*, 2006, 39(10): 755-763.
- [6] Shen Y, Cheung GS, Bian Z, et al. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use [J]. *J Endod*, 2006, 32(1): 61-65.
- [7] Plotino G, Grande NM, Cordaro M, et al. Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments[J]. *Int Endod J*, 2010, 43(1): 69-75.
- [8] Inan U, Aydin C, Tunca YM. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature[J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2007, 104(6): 837-840.
- [9] Zarrabi MH, Javidi M, Vatanpour M, et al. The influence of torque and manual glide path on the defect or separation rate of NiTi rotary instruments in root canal therapy[J]. *Indian J Dent Res*, 2010, 21(1): 107-111.
- [10] Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, et al. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments[J]. *J Endod*, 2009, 35(7): 1013-1016.
- [11] Li UM, Lee BS, Shih CT, et al. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: Static and dynamic tests[J]. *J Endod*, 2002, 28(6): 448-451.
- [12] Kim HC, Lee MH, Yum J, et al. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture [J]. *J Endod*, 2010, 36(7): 1195-1199.
- [13] Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture[J]. *J Endod*, 1997, 23(8): 533-534.
- [14] Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, et al. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: A finite element analysis[J]. *J Endod*, 2005, 31(4): 288-292.
- [15] 洪瑾, 夏文薇, 朱亚琴, 等. 不同根管预备方法对无髓牙根管壁应力变化的影响[J]. *上海口腔医学*, 2002, 11(2): 118-121.
- [16] Wu MK, van der Sluis LW, Wesselink PR. Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture[J]. *J Dent*, 2004, 32(4): 265-268.