

有限元仿真在预防镍钛根管锉扭转断裂中的应用

刘瑞杰 盛艳 周昊 孔亚群

首都医科大学附属北京友谊医院口腔科 北京 100050

[摘要] **目的** 预测镍钛根管锉在根管预备过程中发生卡滞后的最大允许扭转力矩和转角以防止扭转断裂。**方法** 通过有限元仿真计算根管锉被卡滞后续旋转时锉刀应力分布及根管锉手柄的扭转力矩,并调查了根管锉和根管形态等因素对应力和转矩的影响。**结果** 根管锉卡滞后续旋转过程中达到材料相变拐点 Von Mises 应力 (400~600 MPa) 后“转矩—转角”曲线进入平台区,当截面局部应力达到材料断裂强度 (>1 000 MPa) 后,由于应力分布的不均匀 (离散系数为 0.65),转矩随转角变化仍然不明显,即位于平台区。对于不同根管锉和根管组合,到达断裂强度时的转矩分布为 0.5~3 N·mm,转角分布为 200°~400°。**结论** 有限元仿真可以建立根管预备卡滞时根管锉—根管组合中根管锉的断裂应力与允许扭转力矩、转角的数值联系,从而获得预警参数来预防根管锉断裂。

[关键词] 镍钛根管锉; 根管预备; 有限元仿真; 断裂应力; 扭转力矩; 转角

[中图分类号] R783.1 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/gjkq.2026134



本文链接

OSID 码

Application of finite element simulation in preventing torsional fracture of nickel-titanium root canal files

Liu Ruijie, Sheng Yan, Zhou Hao, Kong Yaquin

Dept. of Stomatology, Beijing Friendship Hospital, Capital Medical University, Beijing 100050, China

Correspondence: Kong Yaquin, Email: kyq31@163.com

[Abstract] **Objective** This study aimed to predict the maximum allowable torsional moment and rotation angle of nickel-titanium root canal files after jamming during root canal preparation to prevent torsional fracture. **Methods** Finite element simulation was used to calculate the stress distribution of the file and the torsional moment at the file handle when the file continued to rotate after jamming. The effects of factors, such as file and root canal morphology, on stress and torque were investigated. **Results** After the Von Mises stress reached the material phase transformation point (400–600 MPa) during the continued rotation of the jammed file, the “torque–rotation angle” curve entered a plateau region. When the local stress at the cross-section reached the material fracture strength (>1 000 MPa), the torque did not change significantly with the rotation angle (i.e., remained in the plateau region) due to the non-uniform stress distribution (coefficient of variation: 0.65). Depending on the file and root canal combination, the torque at fracture ranged from 0.5 N·mm to 3 N·mm, and the rotation angle ranged from 200° to 400°. **Conclusion** Finite element simulation can establish a numerical relationship between the fracture stress of the file and the allowable torsional moment and rotation angle in the file–canal system during root canal preparation jamming, thereby providing warning parameters to effectively prevent fracture incidents.

[Key words] nickel-titanium root canal file; root canal preparation; finite element simulation; fracture stress; torsional moment; rotation angle

[收稿日期] 2026-01-04; **[修回日期]** 2026-05-13

[第一作者] 刘瑞杰, 医师, 硕士, Email: liuruijie2010@163.com

[通信作者] 孔亚群, 副主任医师, 博士, Email: kyq31@163.com

镍钛合金作为形状记忆合金相变材料已成为目前根管预备中的主流锉刀材料^[1-2]。尽管其力学性能相比钢制锉刀有了极大改善,但临床中仍然不时发生根管锉的疲劳及扭转断裂。其中,扭转

断裂多数是由于根管锉尖部在根管中发生卡滞后继续旋转而扭断的。有限元方法作为一种高效仿真工具,在口腔医学的器械力学行为研究方面发挥着重要作用。以往关于器械扭转行为的有限元仿真研究多集中在模拟并描述器械设计因素如锉刀形状^[3-4]、根管锉形态^[1,3]、根管形态^[5-6]等差异下器械应力的分布特点,如应力集中情况、最大 Von Mises 应力的位置和大小等微观应力和形变特征^[3,5,7-11],为器械设计优化、针对不同根管特点进行对应的器械选取等提供参考依据。尽管扭转分离是由微观应力过载导致局部材料分离引起的,然而上述研究无法直接用于指导临床避免器械扭转分离,原因在于没有建立器械局部微观应力与宏观载荷(如手柄转矩、手柄转角位移量等)的定量联系。

本文在以往的有限元研究方法基础上,通过对根管锉的宏观载荷即手柄转矩和转角位移量进行扫描,并在不同扫描载荷下进行有限元仿真,通过分析宏观参数和微参数的内在联系建立了器械宏观载荷和微观应力之间的量化联系,同时考虑了刀刃形状、螺距、根管锉与根管的配合等器械特征以达到指导临床实践的目的。即本研究通过有限元方法确立了微观应力过载时对应的手柄

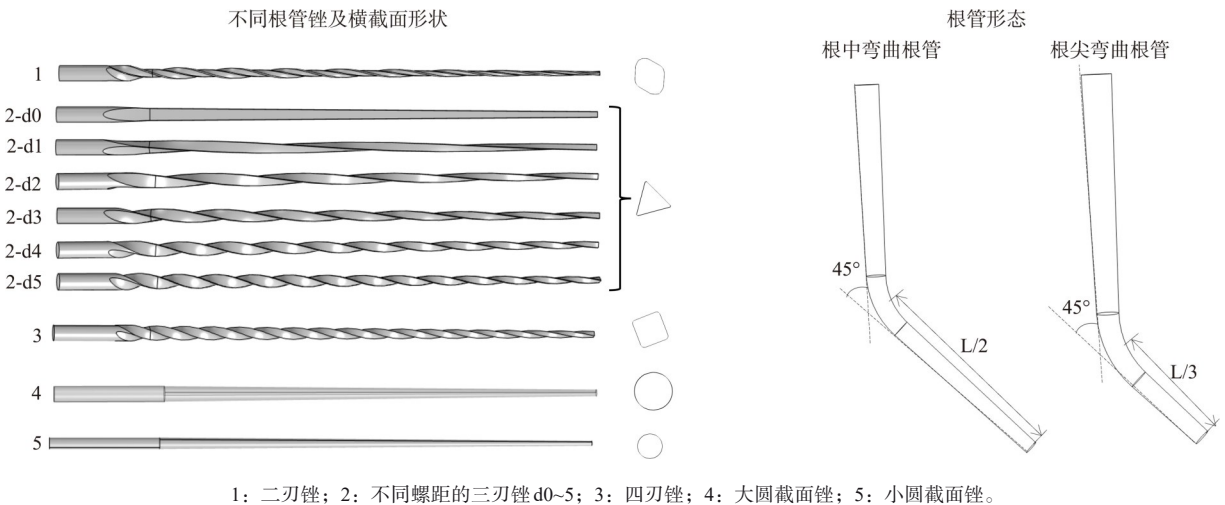
转矩和转角位移量,旨在通过设置宏观参数的安全阈值来预防扭转断裂。

1 材料和方法

1.1 根管锉及根管三维有限元模型建立

本研究设计了3种横截面形状不同的根管锉,分别为二刃、三刃和四刃锉刀,此外还选用了2个不同根尖截面积的圆截面锉刀以及2种典型弯曲部位的根管(根中和根尖弯曲)进行对比分析。

如图1左所示,对于三刃锉刀,分为d0~5共6种不同螺距(分别为16、5.33、2.67、1.78、1.33、1.07 mm)的锉刀。大圆截面锉刀的尖端截面外接圆与其他3种锉刀的尖端截面外接圆相同,小圆截面锉刀的尖端截面积与三刃锉刀根尖横截面积相同。所有根管锉尖端外接圆直径2.4 mm,工作长度16 mm,锥度0.02。根管的设计根据Prue-tt等^[12]二分法进行,弯曲角度为45°,弯曲半径2.2 mm,长度12.8 mm,根管1的弯曲部位在根管长度L的一半位置,根管2弯曲部位位于靠近根尖的L/3位置(图1右)。根管锉和根管的三维模型采用Creo parametric 2.0绘制。



1: 二刃锉; 2: 不同螺距的三刃锉 d0~5; 3: 四刃锉; 4: 大圆截面锉; 5: 小圆截面锉。

图 1 根管锉及根管几何形态

Fig 1 Geometry of the endodontic files and root canals

1.2 有限元仿真过程

采用COMSOL multiphysics 6.1中的固体力学模块完成仿真过程。根管锉材料选用镍钛形状记忆合金,使用Auricchio本构模型^[13]来模拟超弹性形状记忆合金受力形变行为,相应的本构参数如表1所示,对应应力-应变曲线如图2所示^[14]。鉴于

根管材质具有较高弹性模量和硬度,根管处理为无变形的理想刚性体,其三维模型设计为无厚度刚性壁面结构,划分网格时选取自由四边形单元,单元数量约10 000,最小单元尺寸0.002 mm,最大单元尺寸0.05 mm。根管锉为三维实体结构,选取四面体单元,单元数量约90 000,最小单元尺

寸 0.002 mm，最大单元尺寸 0.05 mm。综合考虑根管壁与根管锉的材料特性以及在有限元计算中避免“节点绑定”后产生难以收敛并极大增加计算成本的问题，本研究根管锉与根管之间摩擦系数设为 0.1^[15]。

表 1 镍钛合金本构模型参数

Tab 1 Parameters of the constitutive model for NiTi alloy

参数	特性	数值
E_A	奥氏体弹性模量	42.53 GPa
ν_A	泊松比	0.33
E_M	马氏体弹性模量	12.828 GPa
ε_L	相变应变率	10%
σ_{LS}	加载过程相变开始应力	492 MPa
σ_{LE}	加载过程相变结束应力	630 MPa
σ_{MS}	卸载过程相变开始应力	192 MPa
σ_{ME}	卸载过程相变结束应力	97 MPa
T	参考温度	22 °C
ρ	密度	6 300 kg/m ³

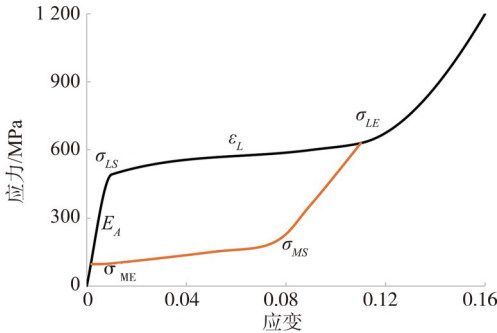


图 2 镍钛形状记忆合金应力-应变曲线

Fig 2 Stress-strain curve of NiTi shape memory alloy

载荷施加过程分两阶段完成：1) 约束根管锉顶端面的旋转自由度以及 x、y 方向平移自由度，在根管锉顶端面上施加垂直向下的位移载荷，将根管锉插入根管中直至根管锉达到根管尖端并将根管锉距离根尖 1 mm 位置固定以模拟卡滞状态；2) 在根管锉顶面加载以过顶面圆心的顶面垂线为旋转轴的旋转角度载荷并固定顶端面的 x、y 方向平移自由度。根管始终处于全约束状态。约束条件和载荷加载变形过程如图 3 所示。

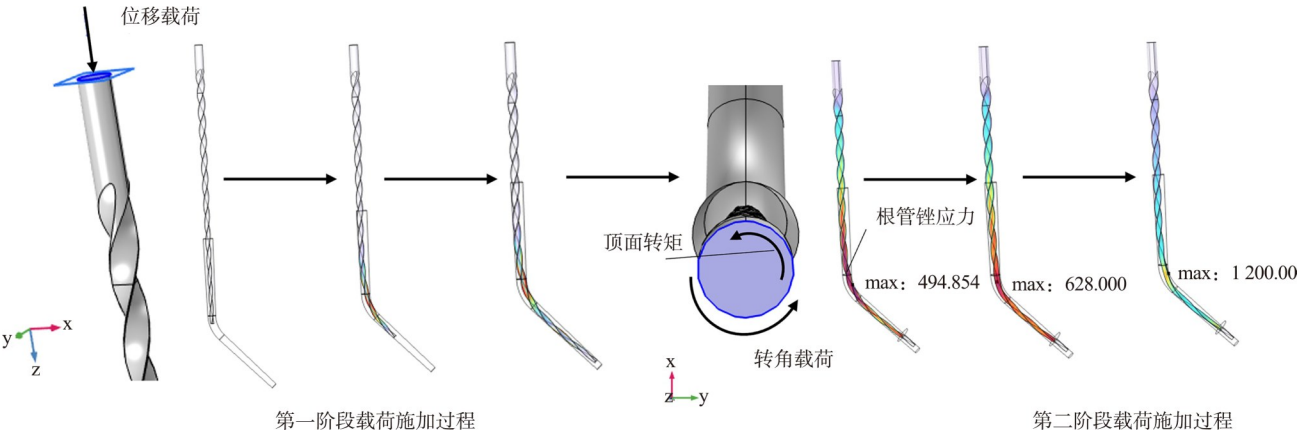


图 3 约束条件和载荷加载方式

Fig 3 Boundary conditions and loading method

1.3 实验分组及影响因素分析

设计因子筛选实验研究根管形状、根管锉横截面类型、根管锉横截面与根管的相对方位角、根管锉螺距等因素对应力和转矩的影响，分组如表 2~4 所示。

表 2 根管锉横截面形状及根管差异为变量

Tab 2 Cross-sectional shapes of endodontic files and root canal variations as the variables

根管	二刃锉刀 1	三刃锉刀 2	四刃锉刀 3	大圆截面 4	小圆截面 5
根管 1	1-1	1-2	1-3	1-4	1-5
根管 2	2-1	2-2	2-3	2-4	2-5

表 3 根管锉横截面与根管相对方位角为变量

Tab 3 Relative orientation angle of endodontic file cross-section to root canal as the variables

根管锉	根管 1 旋转角度								
	$\alpha 0$	$\alpha 1$	$\alpha 2$	$\alpha 3$	$\alpha 4$	$\alpha 5$	$\alpha 6$	$\alpha 7$	$\alpha 8$
三刃锉刀 2	2- $\alpha 0$	2- $\alpha 1$	2- $\alpha 2$	2- $\alpha 3$	2- $\alpha 4$	2- $\alpha 5$	2- $\alpha 6$	2- $\alpha 7$	2- $\alpha 8$

表 4 根管锉螺距为变量

Tab 4 Pitch of endodontic file as the variable

根管锉+根管组合	螺距参数					
	d0	d1	d2	d3	d4	d5
三刃锉刀 2+根管 1	2-d0	2-d1	2-d2	2-d3	2-d4	2-d5

2 结果

图4左显示:当根管相同时,根管锉的扭转应力—扭转角曲线与镍钛记忆合金加载阶段的Von Mises应力—应变曲线形态一致,最大允许应力设定为1 200 MPa。各种不同截面形状的锉刀达到最大应力状态的先后顺序与刀刃横截面比面积和刀刃形状相关,圆截面锉刀1-4(比面积1)、四刃锉刀1-3(比面积0.63)、小圆截面锉刀1-5(比

面积0.53)、二刃锉刀1-1(比面积0.34)。三刃锉刀1-2的截面比面积(0.53)与小圆截面锉刀1-5相同但最后到达最大应力状态,甚至晚于二刃锉刀1-1。除小圆截面锉刀外其余根管锉顶面转矩的大小与其截面比面积大小顺序相一致。锉刀相同根管形状不同时,3种锉刀展现出相同的规律,即锉刀最大Von Mises应力的差距较小而转矩的差距很明显。图4右显示:相同扭转角时在根管1中锉刀顶端面承受更大转矩。

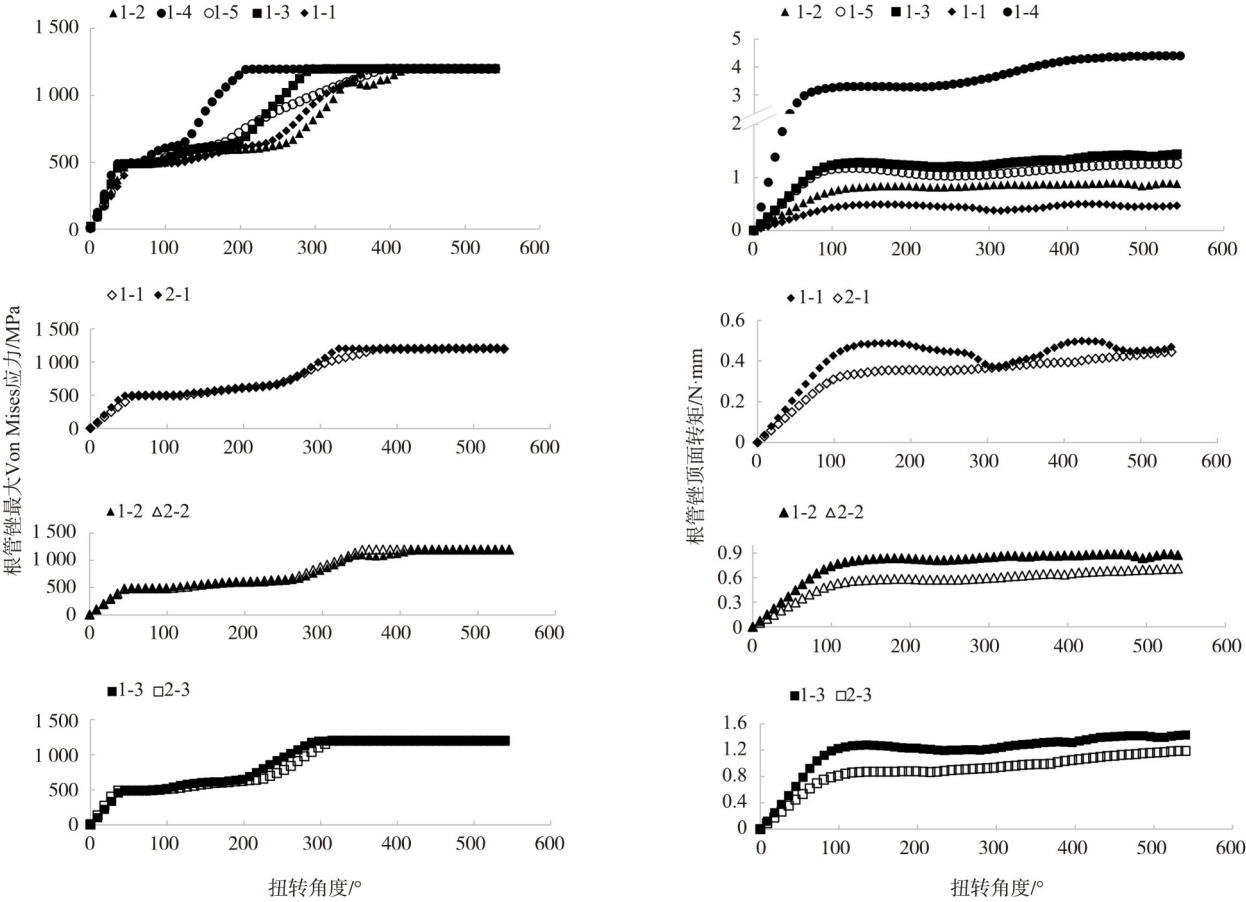


图4 根管锉在根管中发生卡滞后的Von Mises应力和转矩

Fig 4 Von Mises stress and torque of the endodontic file after binding in the root canal during rotary preparation

图4右显示:旋转时转矩首先快速增加,到达拐点后进入平台区即转矩随扭转角度增加缓慢甚至有所减小。

为理解这一规律,图5展示了不同锉刀在2种根管中转矩达到平台拐点时(根据根管锉及根管组不同分布在0.3~3 N·mm)以及局部最大Von Mises应力达到1 000 MPa这2种状态的Von Mises应力分布云图。转矩达到拐点时,刀刃横截面Von Mises应力分布为400~600 MPa,离散系数0.15;局部最大Von Mises应力达到1 000 MPa时,

刀刃截面Von Mises应力为400~1 010 MPa,离散系数0.65。相应云图显示:根管弯曲部位发生应力集中,应力达到拐点状态时,刀刃截面的最大应力和平均应力相差很小,继续旋转当最大Von Mises应力达到1 000 MPa左右的峰值应力时,最大应力点仅出现在某些局部区域,平均Von Mises应力水平仍与拐点应力值(400~600 MPa)相当,这与根管锉镍钛合金材料的超塑性特性相吻合,即在一段区域内(即相变转变区),应变变化很大而应力变化很小。

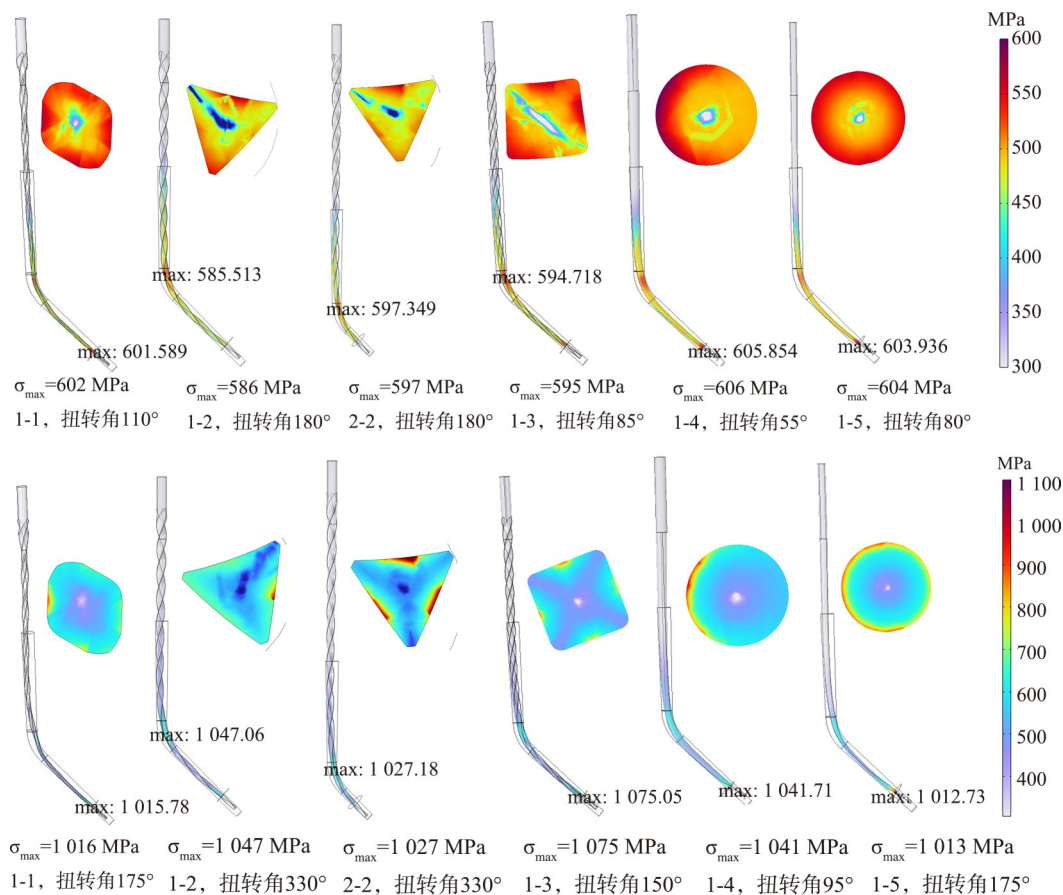


图 5 锉刀在根管中顶端面转矩达到平台区拐点和 Von Mises 应力达到 1 000 MPa 时的 Von Mises 应力分布云图

Fig 5 Von Mises stress distribution contours of the endodontic file when the torque at the tip reaches the plateau inflection point and the Von Mises stress reaches 1 000 MPa

由于扭转具有轴向周期性，根管锉横截面与根管相对方位角以及螺距的变化对扭转过程中的应力和转矩的影响理论上可以忽略。图 6 左显示：处于某些方位角时，根管锉的最大扭转应力会较快速地达到屈服极限，但方位角对转矩曲线的影

响甚小，所有方位角下的转矩曲线几乎重合，说明某些快速达到最大 Von Mises 应力的根管锉截面应力分布不均匀，最大应力出现在少数某些区域。螺距的影响（图 6 右）也显示了相同的规律。

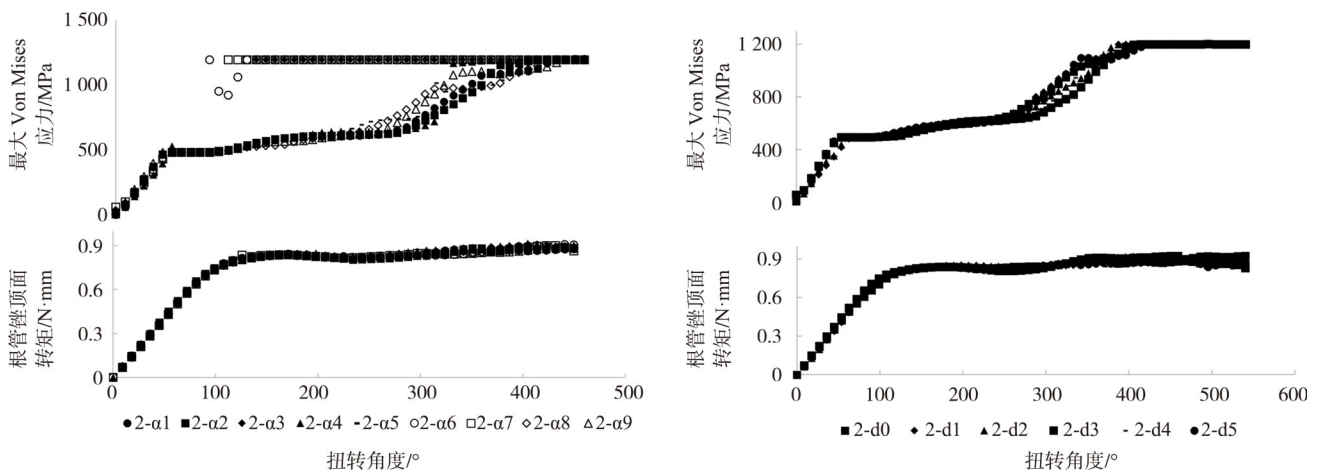


图 6 根管锉横截面、方位角、螺距对根管锉 Von Mises 应力和根管锉顶端面转矩的影响

Fig 6 Influence of endodontic file cross-sectional geometry, relative orientation angle, and pitch on its Von Mises stress and apical tip torque

3 讨论

使用镍钛根管锉进行根管预备发生锉刀卡滞时,根管锉发生断裂前的最大应力由材料的断裂应力决定。但在临床中应力参数难以直接获取,易于获取的参数为器械的扭转力矩和旋转角度。本研究通过对牙根管和根管锉刀的三维建模和有限元仿真建立起“根管锉—根管”匹配组合时的“应力—转矩”及“应力—转角”对应关系,据此可以设定根管锉达到断裂应力时对应的转矩和转角值作为锉刀发生扭转断裂的预警参数。

因子筛选实验表明:根管预备过程中镍钛根管锉几何参数(如横截面刀刃形状、螺距、横截面积)和根管参数(如弯曲位置、曲率等),都会影响“根管锉—根管”匹配组合中根管锉的抗扭界面系数,从而影响锉刀卡滞后的扭转断裂转矩大小。所以,针对卡滞风险较大的根管进行预备时,可仿照本研究预先采用三维有限元仿真进行锉刀优选及转矩和转角安全阈值设定,最大限度杜绝卡滞扭转断裂。

在对转矩和转角设置安全阈值时需要考虑镍钛根管锉在根管中卡滞后续旋转时的应力和转矩变化规律。根据本文的仿真结果所揭示的“应力—转矩”及“应力—转角”关系,当刀刃横截面局部应力达到镍钛记忆合金相变应力点(约550 MPa)时,大部分区域应力值仍然较小未达到相变应力点,因此继续旋转时虽然最大应力几乎不增加但转矩仍然随转角显著增加,当转过某一角度(如50°)整个刀刃横截面应力全部达到相变应力点,即进入形状记忆合金材料的超塑性变形区,之后虽然转角继续增加但最大应力和扭矩都将基本保持不变。转角继续增加,当整个横截面相变完全后,应力随转角继续增加直到达到断裂应力值(>1 000 MPa),此阶段由于截面发生颈缩转矩没有明显增加直到锉刀发生扭断。由以上规律可见,为了避免扭断同时又能避免过高的安全裕度,设置转矩的阈值为“转矩—转角”曲线的平台值,设置转角阈值为转矩进入平台的起始转角和最大应力达到断裂应力时转角之间的中值较为合适。通过本文的仿真方法,针对任意“根管锉—根管”组合以上阈值皆可得到。目前,根管锉手柄转矩的控制精度在1.0 N·mm左右,转速控制精度在30 r/min左右。转角精度基本满足本研究

所提出的控制需求,转矩控制精度在设备端仍需进一步提高。随着自动化控制和人工智能等技术的发展,通过设备端精密控制转矩和转角配合阈值设定,可以降低根管预备时器械分离概率。需要注意的是本研究基于三维模型的建模和有限元仿真,过程中对一些因素的处理限于计算困难度和复杂度的约束进行了理想化或简化处理,临床实践中根管锉在根管中的运动过程极其复杂,本研究中设定的一些恒定因素和参数(如摩擦系数、约束状态等),在实际临床中可能并不恒定,在应用本模型和方法时要注意联系临床实践和具体情况,结合实验手段获取各种必要参数对模型进行校验和验证。

利益冲突声明:作者声明本文无利益冲突。

4 参考文献

- [1] Abdellatif D, Iandolo A, Scorziello M, et al. Cyclic fatigue of different Ni-Ti endodontic rotary file alloys: a comprehensive review[J]. *Bioengineering*, 2024, 11(5): 499-514.
- [2] Chien PY, Walsh LJ, Peters OA. Finite element analysis of rotary nickel-titanium endodontic instruments: a critical review of the methodology[J]. *Eur J Oral Sci*, 2021, 129(5): e12802.
- [3] 陈露, 吴补领, 高杰, 等. 三种镍钛根管器械在弯曲和扭转状态下的有限元分析[J]. *牙体牙髓牙周病学杂志*, 2011, 21(3): 138-141.
Chen L, Wu BL, Gao J, et al. Finite element analysis of three NiTi Endodontic instruments under bending and torsional conditions[J]. *Chin J Conserv Dent*, 2011, 21(3): 138-141.
- [4] 关卿, 金涛, 顾永春, 等. 3种根管预备器械在弯曲根管中扭转负载下的三维有限元分析[J]. *国际口腔医学杂志*, 2015, 42(3): 269-272.
Guan Q, Jin T, Gu YC, et al. Three-dimensional finite element analysis of three types of instruments used in curved root canals subjected to torsional load [J]. *Int J Stomatol*, 2015, 42(3): 269-272.
- [5] 蒋谊芳, 蔡绮敏, 初政一, 等. NRT FILES 镍钛根管锉预备对弯曲根管应力分布的仿真分析[J]. *中国组织工程研究*, 2023, 27(7): 1038-1042.
Jiang YF, Cai QM, Chu ZY, et al. Simulation analysis of stress distribution of NRT FILES in curved

- root canals[J]. *Chin J Tissue Eng Res*, 2023, 27(7): 1038-1042.
- [6] Roda-Casanova V, Pérez-González A, Zubizarreta-Macho Á, et al. Fatigue analysis of NiTi rotary endodontic files through finite element simulation: effect of root canal geometry on fatigue life[J]. *J Clin Med*, 2021, 10(23): 5692-5706.
- [7] 孙炜, 侯本祥. 3种镍钛机用根管预备器械抗扭力性能的比较[J]. *华西口腔医学杂志*, 2010, 28(5): 471-474.
- Sun W, Hou BX. Torque resistance of three different types of nickel-titanium rotary instruments[J]. *West China J Stomatol*, 2010, 28(5): 471-474.
- [8] Morakul S, Hiran-us S, Singhatanadgid P. Finite element analysis of the mechanical behaviors of endodontic nickel-titanium rotary files: a review[J]. *Eng J*, 2023, 27(8): 29-49.
- [9] Sönmez S, Koç C. Effect of several nickel-titanium rotary systems on stress distribution in mandibular molars under occlusal forces: a finite element analysis[J]. *Odontology*, 2025, 113(2): 666-674.
- [10] Keerthi M, Sridevi E, Sai Sankar AJ, et al. Evaluation of the stress generated during biomechanical preparation with nickel-titanium rotary endodontic file using finite element analysis[J]. *Saudi Endod J*, 2024, 14(1): 63-68.
- [11] 陈露, 吴补领, 陈造. 3种不同横截面形状的镍钛根管器械扭转性能的计算机模拟研究[J]. *牙体牙髓牙周病学杂志*, 2016, 26(2): 82-85.
- Chen L, Wu BL, Chen Z. A computational analysis of torsional properties of three nickel-titanium endodontic instruments with different cross-sections[J]. *Chin J Conserv Dent*, 2016, 26(2): 82-85.
- [12] Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments[J]. *J Endod*, 1997, 23(2): 77-85.
- [13] Auricchio F, Taylor RL. Shape-memory alloys: modelling and numerical simulations of the finite-strain superelastic behavior[J]. *Comput Meth Appl Mech Eng*, 1997, 143(1/2): 175-194.
- [14] de Arruda Santos L, López JB, de Las Casas EB, et al. Mechanical behavior of three nickel-titanium rotary files: a comparison of numerical simulation with bending and torsion tests[J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2014, 37: 258-263.
- [15] Ha JH, Cheung GSP, Versluis A, et al. 'Screw-in' tendency of rotary nickel-titanium files due to design geometry[J]. *Int Endod J*, 2015, 48(7): 666-672.
- (本文编辑 王姝)