

Artigo Original de Pesquisa

Original Research Article

Avaliação da influência da temperatura corporal na qualidade do preparo e na fadiga torsional entre instrumentos de NiTi tratados termicamente

Evaluation of the influence of body temperature on the quality of preparation and torsional fatigue between different thermally treated NiTi instruments

Ana Giulia Lenci Paccola¹
Gabriela Gonzalez Piai¹
Giovanna Demarquis Pinto¹
Murilo Priori Alcalde²
Marco Antonio Hungaro Duarte¹
Rodrigo Ricci Vivan¹

Autor para correspondência:

Gabriela Gonzalez Piai
Rua Antônio Xavier de Mendonça, 9-18, apto 101, bloco 2
CEP 17012-385 – Bauru – SP – Brasil
E-mail: gabriela.gonzalez.piai@usp.br

¹ Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Odontológicos, Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo – Bauru – SP – Brasil.

² Curso de Odontologia, Centro de Ciências da Saúde, Universidade do Sagrado Coração – Bauru – SP – Brasil.

Data de recebimento: 10 mar. 2022. Data de aceite: 12 abr. 2022.

Palavras-chave:

temperatura corporal;
Endodontia; torque;
fadiga.

Resumo

Objetivo: Avaliar a resistência à fadiga torsional, qualidade do preparo e influência da temperatura corporal na instrumentação de canais simulados em blocos de acrílico com três instrumentos diferentes de NiTi tratados termicamente. **Material e métodos:** Foram utilizados 36 blocos padronizados. Estes foram digitalizados e divididos em três grupos (n=12): Reciproc Blue (grupo I); X1 Blue File (grupo II); ProDesign R (grupo III). Realizou-se a instrumentação com motor VDW Silver na função “reciproc all”. Metade dos blocos

foi instrumentada num recipiente simulando a temperatura corporal (37°C) e a outra em temperatura ambiente (20°C). Finalmente, os instrumentos foram submetidos ao teste de fadiga torsional. Os blocos foram novamente escaneados, e calcularam-se a capacidade de centralização e a porcentagem do aumento de volume. Aplicaram-se os testes estatísticos, e o nível de significância adotado foi de 5%. **Resultados:** A porcentagem de aumento de volume do Reciproc Blue apresentou os menores valores na temperatura ambiente. Na temperatura corporal o ProDesign R teve o menor valor. Na comparação do mesmo instrumento nas diferentes temperaturas, o ProDesign R evidenciou o maior valor na temperatura ambiente. Avaliando a capacidade de centralização, houve diferença estatística entre os grupos no terço cervical, sendo o Reciproc Blue o mais centralizado. **Conclusão:** A temperatura influenciou na qualidade do preparo dos canais, mas não na resistência à fadiga torsional dos instrumentos. Diante disso, em estudos futuros é importante realizar a instrumentação dos canais em uma temperatura próximo à corporal, para os resultados serem o mais fiel possível da realidade clínica.

Abstract

Keywords:

body temperature;
Endodontics; torque;
fatigue.

Introduction: The aim of the study was to evaluate the resistance to torsional fatigue, quality of canal preparation and the influence of body temperature on the instrumentation of simulated canals in acrylic blocks with 3 different thermally treated NiTi instruments. **Material and methods:** 36 standardized blocks were used. These were digitized and divided into 3 groups (n=12): Reciproc Blue (group I); X1 Blue File (group II); ProDesign R (group III). The instrumentation was performed with a VDW Silver engine in the “reciproc all” function. Half of the blocks were instrumented in a container simulating body temperature (37°C) and the other, at room temperature (20°C). Finally, the instruments were submitted to the torsional fatigue test. The blocks were rescanned and the centering capacity and percentage increase in volume were calculated. We applied statistical tests and the significance level adopted was 5%. **Results:** Regarding the percentage of volume increase, Reciproc Blue presented the lowest values at room temperature. In body temperature, ProDesign R had the lowest value. When comparing the same instrument at different temperatures, the ProDesign R had its highest value at room temperature. Evaluating the centralization capacity, there was a statistical difference in the cervical third, with Reciproc Blue being the most centralized. **Conclusion:** The temperature influenced the quality of the canal preparation but did not influence the instruments’ torsional fatigue resistance. Therefore, in future studies, it is important to perform the canal’s instrumentation at a temperature close to the body, so that the results are close to the clinical reality.

Introdução

Instrumentos endodônticos fabricados com liga de níquel titânio foram introduzidos em 1988 para superar a rigidez dos materiais de aço inoxidável, graças ao efeito superelástico dessa liga

[24, 28], que está associado a uma fase reversível de transformação chamada martensítica [27, 29].

Esses instrumentos de NiTi mantêm a forma original do canal radicular [12], porém ainda apresentam risco de fraturar durante o uso [23]. As fraturas podem ser causadas por fadiga cíclica,

a qual ocorre enquanto o instrumento rotaciona em uma curvatura [23], ou pela fadiga torsional, quando parte do instrumento fica preso dentro do canal e a peça de mão continua sua rotação até ultrapassar o limite elástico do material [20].

Muitos fatores podem influenciar as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos de NiTi, como: a cinemática [17], os processos de fabricação [4], o diâmetro e a secção transversal [1]. Com relação à cinemática, o movimento recíprocante apresenta resistência à fadiga cíclica aumentada em comparação com o movimento rotatório [17]. De acordo com os processos de fabricação, os instrumentos fabricados por usinagem fraturam com mais frequência do que os fabricados por torção [4]. Quanto maior o diâmetro do instrumento, maior será o torque suportado por este e menores serão sua flexibilidade e resistência à fadiga cíclica [2, 13, 15]. Quanto maior a área da secção transversal, menos flexível será o instrumento, pois este terá mais massa metálica, sendo menos resistente a fadiga.

A liga de NiTi possui três fases diferentes de microestrutura, dependentes da temperatura: austenita (alta temperatura), martensita (baixa temperatura) e fase R [25]. Tais fases possuem características específicas, como superelasticidade e memória de forma, que ocorrem como resultado da transição de austenita (cúbica) para martensita (monocíclica), chamada de transformação martensítica, que pode ser induzida por estresse ou temperatura. Outra transformação martensítica antes da propriamente dita pode ocorrer, aparecendo nesses casos a fase R (romboédrica) [14].

O NiTi austenítico é forte, duro e possui maior superelasticidade, enquanto o martensítico e fase R são frágeis, podem ser facilmente deformados e possuem memória de forma. As características mecânicas do NiTi são influenciadas pelas composições das três fases [16]. A liga de NiTi convencional está principalmente na fase de austenita à temperatura ambiente.

Tratamentos termomecânicos podem manter a liga na fase martensita, fase R ou forma mista, alterando a temperatura de transformação e, conseqüentemente, alterando as características da liga [18, 21, 25]. A superelasticidade e a resistência a fratura dos instrumentos de NiTi podem ser aumentadas mediante melhorias no processo de fabricação, incluindo tratamento térmico, mecânico e de superfície [3].

Um avanço na tecnologia da produção de limas mecanizadas foi a introdução de diferentes

tratamentos térmicos na liga de NiTi [19]. Essa nova geração de instrumentos sofre um processo de aquecimento e resfriamento, precipitando óxido de titânio e gerando várias colorações aos instrumentos [5]. O Reciproc Blue (VDW, Munique, Alemanha) é um instrumento de NiTi com tratamento térmico *blue*, resultado do aquecimento e resfriamento dessa liga. O instrumento apresenta boas propriedades mecânicas, incluindo efeito de memória de forma controlada, flexibilidade e alta resistência à fadiga cíclica e torsional [6]. Trata-se de um instrumento recíprocante, fabricado por usinagem, e sua secção transversal é em S.

Estudos têm demonstrado comportamentos de fadiga muito diferentes entre instrumentos quando testados em diferentes temperaturas [24]. A resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi tratados termicamente diminui em temperatura corporal em comparação à temperatura ambiente [9, 10, 22].

Recentemente foram lançados no mercado os instrumentos ProDesign R (Easy, Belo Horizonte, MG) e X1 Blue File (MK Life, Porto Alegre, RS). O primeiro é um instrumento recíprocante, com secção transversal em S, fabricado por usinagem e possui tratamento térmico de memória controlada (CM). Já o X1 Blue File é um instrumento recíprocante, apresenta secção transversal triangular, é fabricado por usinagem e possui tratamento térmico de superfície semelhante ao da tecnologia *blue*, com controle de memória de forma.

Não há estudos avaliando o comportamento do ProDesign R na temperatura ambiente e corporal e há apenas uma pesquisa que examinou o X1 Blue File nessas temperaturas. Este instrumento, em temperatura corporal, reduz sua resistência à fadiga cíclica [8] em comparação à temperatura ambiente. Portanto, há a necessidade de estudar sobre o comportamento desses instrumentos nas diferentes temperaturas.

Também se faz importante o estudo da qualidade do preparo dos canais com esses instrumentos, verificando a capacidade de centralização e porcentagem de aumento de volume dos canais nas diferentes temperaturas [7, 30].

O objetivo do presente trabalho foi avaliar a influência da temperatura corporal na instrumentação de canais artificiais em blocos de acrílico com três instrumentos diferentes de NiTi tratados termicamente (Reciproc Blue, X1 Blue File e ProDesign R). Avaliaram-se a porcentagem de aumento de volume dos canais, a centralização dos preparos e a fadiga torsional dos instrumentos.

Material e métodos

Foram utilizados 36 blocos de acrílico (IM do Brasil, São Paulo, SP, Brasil) com apenas um canal artificial com curvatura média. Os blocos foram escaneados por microtomografia computadorizada (MicroCT) de alta definição (SkyScan 1174v2 Bruker-microCT, Kontich, Bélgica). Empregaram-se os seguintes parâmetros: 19 mm tamanho de voxel, 50 kV, 800 mA, rotação de tamanho de 0,8 de passo e 180°, e resolução de 1024 1304.

O programa N-recon serviu para reconstruir as imagens escaneadas dos 36 blocos. Os parâmetros para eliminação de possíveis artefatos do escaneamento foram: *post-alignment* 19,5; *beam-hardening* 40; *ring-reduction* 20; *smoothing* 9. Com a imagem reconstruída, usou-se o programa CTan para calcular o comprimento dos blocos e o volume inicial do canal artificial a partir da embocadura (simulando a região da junção cimento-esmalte do dente). Os valores foram aproximadamente 13 mm de comprimento e 1,8 mm³ de volume. O grau de curvatura foi calculado por meio do programa Image J, sendo de aproximadamente 30°.

Dividiram-se os blocos em três grupos (n=12): grupo I – Reciproc Blue (VDW, Munique, Alemanha); grupo II – X1 Blue File (MK Life, Porto Alegre, RS, Brasil); grupo III – ProDesign R (Easy, Belo Horizonte, MG, Brasil). Foram empregados 12 instrumentos com diâmetro 25, quatro para cada grupo. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos: TA (temperatura ambiente) e TC (temperatura corporal).

Após o escaneamento inicial, os blocos foram explorados com uma lima tipo K #10 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). Para a instrumentação propriamente dita, foi utilizado o motor VDW Silver (VDW, Munique, Alemanha) na função “*reciproc all*” para todos os instrumentos. A fim de simular a temperatura corporal, os dentes foram instrumentados em uma cuba para banho histológico (modelo BH 2015, Lupe Technologic Industry of Laboratory Products Ltda., São Carlos, SP, Brasil) com água destilada aquecida. A temperatura (37°C) foi controlada por um termômetro imerso na água; já a temperatura ambiente (20°C) foi controlada por ar condicionado.

O instrumento era inserido no canal artificial até sentir resistência, faziam-se três movimentos de “*in and out*” com leve pressão apical. Em seguida o instrumento era removido, limpo e o canal irrigado com 3 ml de hipoclorito de sódio 1% (Rioquímica, São José do Rio Preto, SP, Brasil). Realizou-se irrigação convencional com uma seringa de 5 ml acoplada a uma agulha de irrigação 30G com saída

lateral (MK Life, Porto Alegre, RS, Brasil). Esse procedimento foi repetido até chegar ao comprimento de trabalho (1 mm aquém do comprimento real dos blocos). Ao final da instrumentação os canais foram irrigados com 5 ml de soro fisiológico, seguidos de 3 ml de EDTA 17% por 3 minutos e ao final mais 5 ml de soro fisiológico. Para finalizar os canais foram secos com papel absorvente com diâmetro compatível ao dos instrumentos.

Cada instrumento foi utilizado para instrumentar três blocos; após a instrumentação de cada bloco, o instrumento foi esterilizado. Os grupos foram igualmente instrumentados pelo mesmo operador com experiência prévia da técnica.

Depois do preparo dos canais, um novo escaneamento e reconstrução dos blocos foram feitos. Em seguida, com o *software* CTan, calcularam-se a porcentagem do aumento de volume e a capacidade de centralização dos canais.

A porcentagem do aumento de volume foi calculada por meio da fórmula $(VF/VI - 1) \times 100$; em que VF é o volume final dos canais artificiais e VI, o volume inicial dos canais artificiais, que, por serem padronizados, é o mesmo para todos (1,78651 mm³).

A capacidade de centralização foi calculada nos terços cervical, médio e apical por meio da fórmula $(X1-X2) / (Y1-Y2)$. X1 é a menor distância da borda do canal não preparado até o fim da extremidade do bloco na direção da curvatura do canal; X2 foi medido da mesma forma, porém no canal preparado; Y1 é a menor distância da borda do canal não preparado até o fim da extremidade do bloco na direção oposta à curvatura do canal; Y2 foi medido da mesma forma que Y1, porém no canal preparado. Como os blocos eram padronizados, X1 e Y1 de cada terço foram iguais para todos. Essa fórmula foi aplicada em cada um dos terços, e o resultado 1 significava centralização perfeita.

Ao fim da instrumentação dos blocos, os instrumentos foram esterilizados novamente e submetidos ao teste de fadiga torsional, usando uma máquina de torque (figura 1). O objetivo do teste foi medir os valores máximos de torque e deflexão angular antes de o instrumento fraturar. Esses valores foram gerados pela máquina AN8050 (Analgica, Belo Horizonte, MG, Brasil) conectada a um computador. Os resultados ficaram gravados em um programa específico MicroTorque (Analgica).

Os segmentos fraturados foram analisados por meio de um microscópio eletrônico de varredura, nos aumentos de 300x e 1000x, para confirmar por meio da morfologia da superfície da fratura a fadiga por torsão (figura 2).

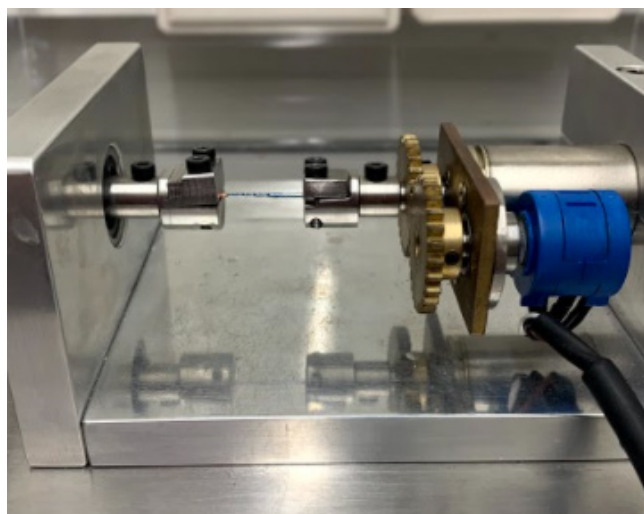


Figura 1 - Máquina de torção

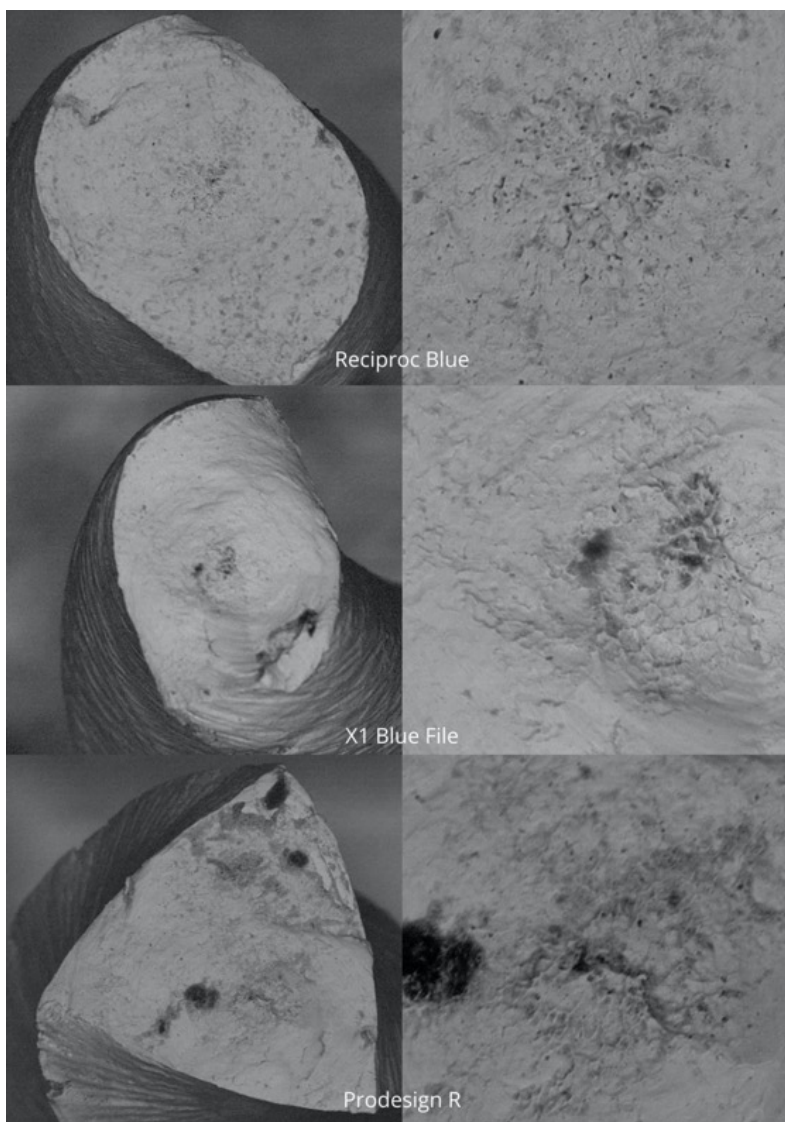


Figura 2 - Área da fratura dos instrumentos nos aumentos de 300x e 1000x (MEV)

Para a análise estatística, adotou-se o nível de significância de 5%, e os testes utilizados foram os seguintes: Anova e Tukey para comparações múltiplas, Kruskal-Wallis e Dunn para comparações múltiplas nas análises entre grupos, Mann Whitney e Teste T não pareado nas análises intragrupo.

Resultados

O resultado da porcentagem do aumento de volume dos canais artificiais mostrou diferença estatística significativa quando se comparou o Reciproc Blue com X1 Blue File e ProDesign R ($p < 0.05$) na temperatura ambiente, tendo o Reciproc Blue a menor porcentagem de aumento de volume. Mas não houve diferença estatística entre o X1 Blue File e o ProDesign R. Na temperatura corporal, houve diferença estatística entre o ProDesign R e X1 Blue File ($p < 0.05$), sendo a maior porcentagem do X1 Blue File (tabela I).

Quando comparado cada instrumento nas duas temperaturas (análise intragrupo), apenas o ProDesign R teve diferença estatística e apresentou maior porcentagem de aumento de volume na temperatura ambiente ($p < 0.05$) (tabela I).

A análise da centralização foi calculada de forma separada em cada terço do canal artificial. Na comparação intragrupo não houve diferença estatística significativa em nenhum grupo. Entre os grupos, nos terços apical e médio também não houve diferença estatística significativa ($p > 0.05$). No terço cervical houve diferença estatística, na temperatura corporal, entre Reciproc Blue, X1 Blue File e ProDesign R, sendo o Reciproc Blue o mais centralizado (tabela II).

Não houve diferença estatisticamente significativa com relação ao torque e à deflexão angular em nenhum dos grupos ($p > 0.05$) (tabela III).

Tabela I - Mediana, mínimo e máximo da porcentagem (%) do aumento de volume dos canais nas temperaturas ambiente (TA) e corporal (TC) nos grupos Reciproc Blue (REC), X1 Blue File (X1) e ProDesign R (PDR)

% do aumento de volume			
	REC	X1	PDR
TA	122(294;416) ^{Aa}	182(420;602) ^{Ba}	181(442;623) ^{Ba}
TC	188(322;510) ^{Aa}	380(384;764) ^{ABa}	102(278;380) ^{ACb}

Tabela II - Mediana, mínimo e máximo da capacidade de centralização dos canais após instrumentação nas temperaturas ambiente (TA) e corporal (TC) nos grupos Reciproc Blue (REC), X1 Blue File (X1) e ProDesign R (PDR)

Centralização									
	REC			X1			PDR		
	Apical	Médio	Cervical	Apical	Médio	Cervical	Apical	Médio	Cervical
TA	379,6 (-43,6;336) ^{Aa}	8,3 (-2,5;5,9) ^{Aa}	3,7 (-2;1,7) ^{Aa}	8,8 (-3,6;5,2) ^{Aa}	132 (-8;124) ^{Aa}	28 (-20,1;7,9) ^{Aa}	10,3 (-1,6;8,7) ^{Aa}	5,7 (-2,1;3,6) ^{Aa}	5,1 (-2,7;2,5) ^{Aa}
TC	5,3 (-4,4;0,9) ^{Aa}	2,8 (-1,6;1,2) ^{Aa}	2,4 (-1,5;0,8) ^{Aa}	13,2 (-6,3;6,9) ^{Aa}	13 (-7,4;5,6) ^{Aa}	3,2 (-0,1;3,1) ^{Ba}	22,9 (-2,1;20,8) ^{Aa}	79 (-43,2;35,9) ^{Aa}	21,5 (0,03 ;21,5) ^{Ba}

Tabela III - Média e desvio padrão do torque e deflexão angular dos instrumentos após o uso nas temperaturas ambiente (TA) e corporal (TC) nos grupos Reciproc Blue (REC), X1 Blue File (X1) e ProDesign R (PDR)

	Torque			Deflexão angular		
	REC	X1	PDR	REC	X1	PDR
TA	1,6(0,4) ^{Aa}	1,5(0,1) ^{Aa}	0,9 (0) ^{Aa}	376,7(69,4) ^{Aa}	362(47,4) ^{Aa}	358,4(12,5) ^{Aa}
TC	1,6(0,5) ^{Aa}	1,4(0,3) ^{Aa}	1(0) ^{Aa}	357,6(14,1) ^{Aa}	311,2(0,1) ^{Aa}	609,5(229,4) ^{Aa}

Discussão

O objetivo deste estudo foi avaliar a fadiga torsional de instrumentos de NiTi tratados termicamente após a instrumentação de canais artificiais em diferentes temperaturas. Além disso, analisou-se a qualidade do preparo desses blocos de acrílico.

Optou-se pela utilização de instrumentos de NiTi com controle de memória de forma, com mesmo diâmetro, a fim de padronizar o estudo. Foram utilizados Reciproc Blue 25.08, X1 Blue File 25.06 e ProDesign R 25.06. Diferentes temperaturas foram testadas, pois se sabe que ela influencia nas propriedades mecânicas dos instrumentos [26]. Empregaram-se blocos de acrílico padronizados com um canal cada para não haver interferência da abertura coronária e da dentina e, assim, saber realmente qual o comportamento dos instrumentos.

Com relação à porcentagem (%) de aumento de volume do canal total, houve diferença estatística entre os grupos na temperatura ambiente, sendo o menor valor o do Reciproc Blue. Provavelmente isso ocorreu pelo fato de o Reciproc Blue ter sua conicidade regressiva. Apesar de ser maior nos 3 mm apicais, ela regride em direção à haste do instrumento. Já o X1 Blue File e o ProDesign R têm conicidade menor (0.06), porém progressiva, deixando o instrumento muito calibroso no terço cervical, o que faz com que este aumente mais o volume do canal [1].

Na temperatura corporal o X1 Blue File apresentou diferença estatística em relação ao ProDesign R, tendo o primeiro o maior aumento de volume. Provavelmente isso se deve pelo fato de tal instrumento ter conicidade 0.06 progressiva, somado à maior rigidez do instrumento nessa temperatura, o que leva ao maior desgaste de estrutura.

A porcentagem (%) de aumento de volume do canal total do mesmo instrumento em diferentes temperaturas apresentou diferença estatística apenas no grupo do ProDesign R. Talvez o resultado seja por causa de uma falta de padronização desses instrumentos, pois, como no caso do Reciproc Blue e X1 Blue File, não houve diferença de aumento de volume do mesmo instrumento nas diferentes temperaturas. Isso indica que a temperatura não influencia nessa análise.

A maior centralização do Reciproc Blue no terço cervical, quando comparado com X1 Blue File e ProDesign R, em temperatura corporal, pode ser explicada por tal instrumento estar mais rígido nessa temperatura, aumentando seu poder de corte e mantendo sua centralização dentro dos

canais radiculares. Segundo Klymus *et al.* [10], o X1 Blue File teria o mesmo comportamento do Reciproc Blue, o que não está de acordo com o presente estudo.

De acordo com Silva *et al.* [26], o ProDesign R tem menores valores de torque e deflexão angular que o Reciproc Blue e X1 Blue File. Isso difere dos resultados encontrados no presente estudo. Apesar da ausência de diferença estatística na deflexão angular, na temperatura corporal o ProDesign R apresentou maior valor, diferentemente do exposto por Silva *et al.* [26], em que o Reciproc Blue teve maior torque e deflexão angular que o ProDesign R. Entretanto o artigo não trabalhou com diferentes temperaturas. Já na temperatura ambiente o Reciproc Blue apresentou maior valor de deflexão angular, pois nessa temperatura ele é mais flexível. Portanto, a deflexão angular está diretamente relacionada com a fase de transformação do instrumento [9].

A análise de microscopia eletrônica de varredura revelou o aspecto fractográfico típico das fraturas por torção, que foram semelhantes entre todos os instrumentos. Após o teste de torção, os fragmentos mostraram as características típicas da falha de cisalhamento, incluindo marcas de abrasão concêntricas e covinhas microscópicas fibrosas no centro de rotação [17].

Conclusão

Diante do exposto, pode-se concluir que as variações nas propriedades mecânicas dos instrumentos e a temperatura de instrumentação interferem na qualidade do preparo dos canais artificiais e deflexão angular dos instrumentos. Por isso, é de suma importância que os estudos sejam realizados na temperatura de trabalho, ou seja, na temperatura corporal (37°C).

Referências

1. Alcalde MP, Tanomaru-Filho M, Bramante CM, Duarte MAH, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilo-Pinto J et al. Cyclic and torsional fatigue resistance of reciprocating single files manufactured by different nickel-titanium alloys. *J Endod.* 2017;43(7): 1186-91.
2. Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2005;100:249-55.

3. Bulem ÜK, Kececi AD, Guldaz HE. Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Appl Oral Sci.* 2013;21:505-10.
4. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2015;41:24-8.
5. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the reciproc files. *J Endod.* 2017 Mar;43(3):462-6.
6. de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod.* 2016 May;42(5):782-7.
7. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2017;43:823-6.
8. Garala M, Kuttler S, Hardigan P, Steiner-Carmi R, Dorn S. A comparison of the minimum canal wall thickness remaining following preparation using two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2003 Sep;36(9):636-42.
9. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, De-Deus G, Gambarini G et al. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2017 Jul;43(7):1157-60.
10. Klymus ME, Alcalde MP, Vivian RR, Só MVR, Vasconcelos BC, Duarte MAH. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clin Oral Investig.* 2019 Jul;23(7):3047-52.
11. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2010;36:147-52.
12. Liu SB, Fan B, Cheung GS, Peng B, Fan MW, Gutmann JL et al. Cleaning effectiveness and shaping ability of rotary ProTaper compared with rotary GT and manual K-Flexofile. *Am J Dent.* 2006 Dec;19(6):353-8.
13. Melo MC, Pereira ES, Viana AC, Fonseca AM, Buono VT, Bahia MG. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int End J.* 2008;41:329-38.
14. Miyazaki S, Otsuka K. Deformation and transition behaviour associated with the R Phase in Ti-Ni alloys. *Metall Mater A.* 1986;17:53-63.
15. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013;39:101-4.
16. Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. Cambridge: Cambridge University Press; 1998.
17. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013 Feb;39(2):258-61.
18. Pereira ES, Gomes RO, Leroy AM, Singh R, Peters OA, Bahia MG et al. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater.* 2013 Dec;29(12):e318-24.
19. Pereira ES, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* 2015;41:67-71.
20. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J.* 2002;35:379-89.
21. Peters OA, Azevedo Bahia MG, Pereira ESJ. Contemporary root canal preparation: innovations in biomechanics. *Dent Clin North Am.* 2017;61(1):37-58.
22. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper gold and ProTaper universal rotary files. *J Endod.* 2017 Feb;43(2):200-2.
23. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23:77-85.
24. Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod.* 2004;30:432-5.
25. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013 Feb;39(2):163-72.

26. Silva EJNL, Hecksher F, Antunes HS, De-Deus G, Elias CN, Vieira VTL. Torsional fatigue resistance of blue-treated reciprocating instruments. *J Endod.* 2018;44(6):1038-41.
27. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33:297-310.
28. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14:346-51.
29. Wayman CM, Duerig TW. An introduction to martensite and shape memory. In: Duerig TW, Melton KN, Stöckel D, Wayman CM (eds.). *Engineering aspects of shape memory alloys.* London: Butterworth-Heinemann; 1990. p. 3-20.
30. Yang G, Yuan G, Yun X, Zhou X, Liu B, Wu H. Effects of two nickel-titanium instrument systems, Mtwo versus ProTaper universal, on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *J Endod.* 2011 Oct;37(10):1412-6.