



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Igor Hideyuki Obara

Instrumentos endodônticos com ligas tratadas

Araraquara

2022



UNESP - Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Igor Hideyuki Obara

Instrumentos endodônticos com ligas tratadas

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do grau de Cirurgião-dentista.

Orientador: Prof. Dr. Fabio Luiz Camargo Vilella Berbert

Araraquara

2022

O12i Obara, Igor Hideyuki
Instrumentos endodônticos com ligas tratadas /Igor
Hideyuki Obara. -- Araraquara, 2022
30 p.

Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado -
Odontologia) - Universidade Estadual Paulista
(Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara
Orientador: Fabio Luiz Camargo Vilella Berbert

1. Ligas. 2. Instrumentos odontológicos. 3.
Endodontia. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp.
Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo
autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

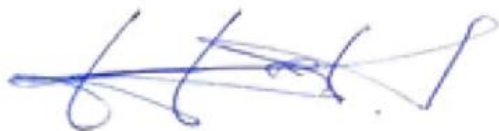
**UNESP - Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara**

Igor Hideyuki Obara

Instrumentos endodônticos com ligas tratadas

Orientador: Prof (a) Dr (a) Fabio Luiz Camargo Vilella Berbert

Assinatura Orientador (a):



Assinatura Aluno (a):



Araraquara, 03 de março de 2022.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Fábio Luiz Camargo Villela Berbert pelo incentivo e grande ajuda no desenvolvimento deste trabalho, mesmo que a distância e em tempos difíceis.

Aos meus pais Alberto Naoto Obara e Isaura Kiyomi Obara pelo cuidado e incentivo que sempre recebi durante toda a minha vida e aos meus irmãos Erica Naomi Obara e Wagner Takeshi Obara pela companhia e por sempre acreditarem no meu potencial.

Aos meus amigos Caio Hideki Miyaji, Nicole Monalisa Tsingas, Hugo Yukio Shinobara e Marcos Satoshi Sakoda, minha família de alma que conheço há tanto tempo, por sempre me apoiarem nas minhas decisões, me ajudarem mesmo que de longe e de certa forma sempre estarem presentes na minha vida.

Aos meus amigos da faculdade Jailson Junior Rodriguez, João Fernando C. Queiroz, João Mauricio Varanda, David Zeola Filho e Julia Borges Ferrazoli por terem me acolhido em um momento tão difícil de adaptação, pela companhia em todos os momentos sendo eles bons ou ruins e que sozinho eu não conseguiria suportar sozinho.

E a todos os professores e funcionários que sempre apoiam e orientam nós alunos sendo com conselhos, motivações ou apenas com a empatia de ver e entender o nosso lado como discente.

“Nossa força maior não está na capacidade de pensar, mas em algo mais poderoso: o poder de controlar e direcionar nossos pensamentos para onde quisermos.”
Napoleon Hill*

* Hill, N. Pense e enriqueça. Rio de Janeiro: Grupo Editorial Record; 2019.

Obara IH. Instrumentos endodônticos com ligas tratadas [Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação em Odontologia]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

RESUMO

Durante o tratamento endodôntico buscamos o adequado preparo do canal radicular fazendo uso de instrumentos endodônticos, que são submetidos a diversas forças como torção, flexão e pressão, sendo exposto a falhas mecânicas, alterações na anatomia do canal ou a fratura do próprio instrumento. Com o propósito de aperfeiçoar o tratamento endodôntico evitando tais complicações, foram introduzidos diversos procedimentos em sua fabricação utilizando diferentes ligas metálicas incluindo o seu tratamento térmico, mecânico e de superfície visando obter melhores propriedades mecânicas como maior resistência a fratura e maior flexibilidade. Este trabalho de conclusão de curso tem como objetivo de revisar e discutir as vantagens do uso de instrumentos endodônticos com ligas tratadas na prática clínica e sua eficácia.

Palavras – chave: Ligas. Instrumentos odontológicos. Endodontia.

Obara IH. Endodontic instruments with treated alloys [Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação em Odontologia]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

ABSTRACT

During the endodontic treatment, we search for the proper preparation of the root canal using endodontic instruments, which are subjected to various forces such as torsion, flexion and pressure, being exposed to mechanical failures, changes in the anatomy of the canal or fracture of the instrument itself. In order to improve the endodontic treatment, avoiding such complications, several procedures were introduced in its manufacture using different metallic alloys, including its thermal, mechanical and surface treatment, aiming to obtain better mechanical properties such as greater fracture resistance and greater flexibility. This course conclusion work aims to review and discuss the advantages of using endodontic instruments with treated alloys in clinical practice and their effectiveness.

Keywords: Alloys. Dental instruments. Endodontics.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	8
2. PROPOSIÇÃO	10
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	11
3.1 Propriedades das Ligas de NiTi	11
3.2 Fases de Transformação.....	12
3.3 Fratura de Instrumentos NiTi.....	12
3.4 Tratamentos Térmicos	13
3.4.1 Fio M	14
3.4.2 Fase R.....	15
3.4.3 Fio CM.....	15
3.5 Eletropolimento	16
3.6 Tratamento Criogênico.....	17
3.7 Tratamento de Superfície.....	18
3.7.1 Vidro metálico	18
3.7.2 Implante iônico	18
3.8 Tratamento Azul.....	19
3.9 Tratamento TF	19
4. DISCUSSÃO	21
5. CONCLUSÃO.....	23
REFERÊNCIAS.....	24

1. INTRODUÇÃO

A Endodontia tem como objetivo de diagnosticar e tratar patologias pulpare, assim como lesões periapicais. A correta instrumentação do sistema de canais, levando em conta a grande diversidade e complexidade que a anatomia radicular possui, pode ser um grande desafio para o cirurgião-dentista^{1,2}.

Os grandes avanços na endodontia permitiram a criação de novas limas utilizando ligas metálicas como o níquel-titânio (NiTi) que vieram aumentar não só a eficiência de corte, mas também a rapidez e eficiência no processo de instrumentação³.

A NiTi é uma liga metálica de níquel e titânio onde os dois elementos estão presentes em percentagens atômicas praticamente iguais (equiatômico). Enquanto procuravam por ligas não magnéticas, resistentes ao sal e a prova d'água⁴, vieram a descobrir a NiTi e, a partir disso, médicos e cientistas vêm estudando sua aplicação há vários anos, sendo em fixação para fraturas alveolares, aplicações ortopédicas ou para a fabricação de stents e filtros de coágulos sanguíneos. A aplicação na endodontia foi relatada inicialmente por Walia et al.⁵ (1988) utilizando os fios de NiTi para a fabricação de instrumentos endodônticos⁶. As limas de NiTi apresentaram excelentes propriedades mecânicas como maior flexibilidade elástica na flexão e torção, além da sua resistência superior a fratura por torção quando comparados com as limas de aço inoxidável. As novas limas de NiTi se tornaram promissoras para a instrumentação de canais curvos e para o preparo eficiente do canal radicular devido a sua superelasticidade e memória de forma⁷. No entanto, apesar das excelentes propriedades mecânicas da liga NiTi, a possibilidade da fratura do instrumento ainda é uma grande preocupação durante o seu uso clínico, fazendo com que fabricantes e pesquisadores tentem cada vez mais buscar progresso nas propriedades mecânicas, inovando desde o processo de manufatura do metal até o desenho de corte da lima⁸.

A fratura do instrumento pode ocorrer por torção, ou por fadiga por flexão. A fratura por torção ocorre quando a ponta ou qualquer parte do instrumento é travada no canal enquanto a haste continua girando, o instrumento excede o limite elástico do metal e apresenta deformação plástica em seguida da fratura. A fratura por flexão ocorre quando o instrumento é girado livremente em um canal curvo, e no ponto de curvatura o instrumento flexiona até que ocorra a fratura no ponto de flexão máxima.

Além disso, a falha por fadiga cíclica pode ocorrer inesperadamente pois os instrumentos de NiTi não apresentam qualquer sinal de deformação plástica permanente⁹.

Recentemente, novas ligas foram produzidas a partir da liga de NiTi utilizando métodos de fabricação como tratamentos de superfície removendo impurezas e irregularidades, além de tratamentos térmicos oferecendo melhor resistência a fraturas, aprimorando as propriedades mecânicas dos instrumentos NiTi como a sua flexibilidade, resistência a fratura e eficiência de corte¹⁰.

Mesmo com os avanços nas diferentes técnicas de fabricação para a confecção de um material mais flexível e resistente possível, o cirurgião-dentista deve buscar conhecimento para entender qual tipo de sistema é recomendada em cada situação clínica visando o máximo de eficiência no seu atendimento clínico. Hoje, novos instrumentos endodônticos vêm surgindo em grande escala prometendo uma melhoria em relação aos seus concorrentes, sendo na sua facilidade de manuseio, na rapidez do preparo e tratamento, o grande alcance a estruturas complexas ou na segurança de uso.

Logo, diversas pesquisas foram realizadas avaliando o comportamento mecânico das diferentes ligas de NiTi e seus diversos tipos de tratamento, observando a sua flexibilidade, resistência a fadiga e eficiência de corte. Porém, poucas pesquisas abordam todos os fatores e informações em conjunto unindo todos os conceitos, avaliando as diferentes vantagens e desvantagens das diferentes ligas de NiTi e seus processos de fabricação.

Portanto, uma revisão de literatura sobre o assunto se faz necessária, a fim de avaliar os novos tipos de sistemas de instrumentos endodônticos levando em consideração suas características físicas e mecânicas e suas diferentes indicações clínicas.

2. PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem como objetivo de revisar e discutir os novos tipos de ligas e tratamentos utilizados na fabricação de instrumentos endodônticos, suas vantagens, perspectivas de uso e sua eficácia na prática clínica.

3. REVISÃO DA LITERATURA

A liga de NiTi usada em instrumentos endodônticos contem aproximadamente 56% em peso de níquel e 44% em peso de Titânio. Esta liga de NiTi equiatômica pode existir em duas estruturas cristalinas dependentes da temperatura denominadas austenita (alta temperatura, com uma estrutura de cristal B2 cúbica) e martensita (baixa temperatura, com uma estrutura de cristal B19 monoclinica) e possui propriedades típicas sendo elas a sua superelasticidade (SE) e efeito de memória de forma (EMF). Essas propriedades ocorrem como resultado da transição de austenita para martensita (transformação martensítica), que pode ser induzida por estresse ou temperatura¹⁰.

3.1 Propriedades das Ligas de NiTi

O EMF permite que estas ligas retornem a sua forma original após a deformação e aquecimento quando ocorre uma transformação martensítica, que ultrapassa a fase final austenítica (A_f). Já a SE ocorre quando o material é deformado a uma temperatura maior ou próxima da temperatura de transformação final austenítica (A_f), sendo seu retorno à fase original em um curto período de tempo, sem que haja necessidade de aquecimento^{11,12}. A SE do NiTi permite que deformações de até 8% sejam recuperáveis em comparação com um máximo de menos de 1% com aço inoxidável. Esta propriedade incomum é o resultado da transformação de martensita induzida por estresse. As tensões externas transformam a forma cristalina austenítica de NiTi em uma estrutura cristalina martensítica que pode acomodar uma maior tensão sem aumentar a deformação. Como resultado da sua estrutura cristalina única, as ligas de NiTi apresentam SE, ou seja, a capacidade de retornar a sua forma original após serem deformados. A SE ocorre em associação com uma transformação de fase reversível entre austenita e martensita. Portanto, as temperaturas de transformação têm uma influência crítica nas propriedades mecânicas e no comportamento do NiTi, que pode ser alterado por pequenas mudanças na composição, impurezas e tratamentos térmicos durante o processo de fabricação¹³.

3.2 Fases de Transformação

Quando a martensita NiTi é aquecida, ela começa a se transformar em austenita. A temperatura na qual esse fenômeno começa é chamada de temperatura inicial de transformação da austenita (A_s). A temperatura na qual este fenômeno é concluído é chamada de temperatura final de transformação da austenita (A_f), o que significa que a essa temperatura e acima dessa temperatura, o material terá concluído sua transformação de memória de forma e exibirá suas características SE. Quando a austenita NiTi é resfriada, ela começa a se transformar em martensita. A temperatura na qual esse fenômeno começa é chamada de temperatura inicial de transformação da martensita (M_s). A temperatura na qual a martensita é novamente completamente revertida é chamada de temperatura final de transformação da martensita (M_f)¹⁴.

Uma fase intermediária, ou seja, a fase R, ou “fase romboédrica”, ocorre no resfriamento antes que a transformação martensítica seja concluída¹⁵. A fase R era considerada um comportamento pré-martensítico (efeito precursor), mas está bem estabelecido que ela é uma transformação martensítica por si só, que compete com a transformação subsequente para B19¹⁶.

3.3 Fratura de Instrumentos NiTi

A fratura de instrumentos rotativos de NiTi ocorre de diferentes maneiras: devido à falha de torção ou devido à fadiga flexional ou cíclica⁹. A fadiga cíclica ocorre quando um instrumento é mantido no mesmo comprimento de canal ou mantido girando por um longo tempo seguido de fratura^{17,18}. A fratura de torção ocorre quando a ponta do instrumento rotativo se prende na parede do canal radicular enquanto o motor continua a girar^{9,19}.

A vida cíclica total dos instrumentos endodônticos de NiTi pode ser dividida em dois estágios: começando com o início da trinca na qual as microfissuras se formam e começam a crescer preferencialmente ao longo de planos cristalográficos específicos ou limites de grão, seguido pela propagação da trinca até a fratura final²⁰. A resistência à fadiga cíclica é geralmente medida pelo tempo até a fratura ocorrer ou pelo número de ciclos até a fratura (NCF)²¹. Os sinais que o instrumento apresenta antes de fraturar são avaliados apenas microscopicamente, dificultando a tomada de decisão do clínico de quando deve descartar o seu uso. Além disso, o

grau de curvatura que o instrumento é submetido influencia diretamente na sua resistência, variando o NCF²².

A fratura por torção do material ocorre quando a resistência final do material é excedida. Assim, um instrumento precisa ser resistente à fadiga cíclica e ter flexibilidade suficiente para permitir a preparação de sistemas curvos, mas também força de torque suficiente para que a separação do instrumento não ocorra^{23,24}. As especificações da International Organization for Standardization / American National Standards Institute descreveram um método de teste para alargadores e limas de canal radicular (aço inoxidável) em que 3 mm da ponta do instrumento é rigidamente fixada e sujeita a torção no sentido horário ou anti-horário. Este método de teste foi adotado para muitos estudos sobre as propriedades mecânicas de instrumentos NiTi^{25,26}. A parede do canal radicular gera uma força igual e contrária à gerada pela lima naquele ponto. A lima fratura quando esta força supera a força de resistência das ligações iônicas do metal. O limite de resistência é determinado através do torque máximo que um instrumento pode receber. Quanto mais um instrumento ganha profundidade e seu diâmetro fica próximo ao do canal radicular, maior torque é necessário para execução da rotação do instrumento. Caso o mesmo se depare com situações clínicas como, achatamentos ou calcificações que dificultam o avanço do instrumento e o cirurgião dentista continuar a forçar o contra-ângulo em direção apical, a ponta do instrumento pode se prender, enquanto todo restante do canal continue a girar até ocorrer a fratura por torção²⁷. A resistência à fadiga por torção é basicamente o quanto uma lima pode torcer antes de fraturar. Esta propriedade é desejável durante o uso em um canal estreito e restrito, onde a carga de torção seria alta durante o uso.

3.4 Tratamentos Térmicos

A tecnologia do tratamento térmico visa modificar a temperatura de transição da transformação martensítica, favorecendo um alto percentual da fase martensítica. O efeito do tratamento térmico é dependente do tempo, temperatura, histórico de processamento e quantidade de trabalho a frio anterior, o que irá promover diferentes propriedades mecânicas para instrumentos de NiTi, incluindo a temperatura de transição de transformação martensítica²⁸.

A temperatura de transformação é extremamente sensível à composição. Uma mudança de 1% no conteúdo de Ni resulta em uma mudança de

100°C no ponto inicial da transformação martensítica ou no ponto final da transformação reversa²⁹.

O tratamento térmico durante a fabricação libera a tensão interna causada pelo endurecimento por trabalho e altera o comportamento de transformação de fase dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio^{30,31,32}.

As propriedades de flexão de instrumentos comercialmente disponíveis estão intimamente relacionadas ao comportamento de transformação da liga³³.

O processamento típico de fios superelásticos à base de NiTi inclui fundição a vácuo de um lingote e forjamento a quente, laminação e trefilação seguidos de um tratamento térmico. As ligas de NiTi são geralmente tratadas termicamente entre 450°C e 550°C, em fornos de ar ou atmosfera inerte, para obter propriedades superelásticas ou de memória de forma e para atingir o equilíbrio adequado de propriedades mecânicas para a aplicação^{14,34}.

Os fios de níquel-titânio são fornecidos pelo fabricante no estado trabalhado a frio (*trefilado* ou *laminado*) nos casos em que um tratamento mecânico e/ou térmico posterior possa ocorrer, pois aumenta significativamente a incidência de defeitos de rede cristalina na liga de NiTi e resulta em uma microestrutura que contém martensita residual em uma matriz austenítica. O tratamento térmico da liga de NiTi trabalhada a frio em uma faixa de temperatura em torno de 450–550°C é capaz de liberar as tensões internas e reduzir os defeitos da estrutura cristalina, dando aos átomos energia térmica suficiente para se reorganizarem³⁵.

Uma composição de fase modificada devido às temperaturas de transformação alteradas é a principal diferença entre a liga de NiTi tratada termomecanicamente e a convencional. Enquanto a liga NiTi convencional contém austenita¹⁴. A liga NiTi tratada termomecanicamente contém adicionalmente quantidades variáveis de fase R e martensita sob condições clínicas^{28,36,37}.

3.4.1 Fio M

O fio M é essencialmente uma liga de NiTi termicamente processada que é estável à temperatura corporal. Foi desenvolvido por meio de processamento termomecânico e contém três fases cristalinas: martensita deformada e microgeminada, fase R e austenita³⁸.

A presença da fase de martensita melhora a resistência à fadiga da lima, mas em detrimento da dureza, o que leva à necessidade de diferentes tratamentos de superfície³⁹.

Alguns exemplos de limas utilizando o fio M no mercado são a série ProFile GT, limas Vortex, ProTaper Next, Reciproc e WaveOne.

3.4.2 Fase R

A fase R (pré-martensítica) ocorre ao longo de uma faixa de temperatura muito estreita na curva de aquecimento ou resfriamento entre as formas martensítica e austenítica. Um exemplo é a lima torcida (TF), que é fabricada pelo método de torção. A fase de austenita básica é transformada na fase R por aquecimento e resfriamento. O aquecimento e o resfriamento em série convertem a fase R torcida de volta à fase cristalina da austenita, que se torna superelástica durante o estresse. Este tratamento pode resultar em aumento da resistência à fadiga cíclica do TF⁴⁰.

3.4.3 Fio CM

Os fios CM têm um conteúdo de níquel inferior (52% em peso), em comparação com outras limas NiTi. Para incorporar extrema flexibilidade, essas limas passam por um tratamento termomecânico especial que também melhora o efeito da memória de forma dessas limas. Consequentemente, eles não têm o efeito rebote após a descarga e sua forma original é restaurada após a aplicação de calor ou procedimento de autoclavagem. Clinicamente, isso traz o benefício de dobrar previamente esta lima antes de colocá-la em um canal curvo, especialmente em pacientes com abertura bucal limitada. O fio CM tem uma fase de martensita estável pois a temperatura de acabamento da austenita está acima da temperatura de trabalho. Isso implica que ligas de memória controlada termicamente processadas estariam principalmente ou totalmente na fase de martensita à temperatura corporal⁴¹.

Os instrumentos de CM também têm maior resistência à fadiga cíclica devido ao seu processo de fabricação exclusivo, pois não retornam à sua forma original⁴².

No entanto, eles têm uma grande desvantagem de tendência aumentada de deformação plástica permanente durante o uso. Devido a essa fragilidade, esses instrumentos são recomendados apenas para uso único⁴³.

Alguns exemplos de limas CM incluem Hyflex CM, limas Thypoon Infinite Flex NiTi, V-Taper 2H e Hyflex EDM.

3.5 Eletropolimento

A fabricação de instrumentos rotativos de NiTi envolve a usinagem de um pedaço de fio, deixando uma superfície irregular, tensionada, plasticamente deformada ou contaminada⁴⁴.

Esses defeitos na parte funcional dos instrumentos podem se manifestar como sulcos, depressões e rebarbas. Sulcos são observados como “picos e vales” na superfície da peça de trabalho da maioria dos instrumentos avaliados por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Durante o processo de fabricação de instrumentos endodônticos por usinagem, a ferramenta retificadora trabalha perpendicularmente ao pedaço de metal, moldando o material nas dimensões e acabamento desejados da peça de trabalho. As ranhuras deixadas pelo processo de usinagem são marcas de fresamento paralelas perpendiculares ao longo eixo do fio de NiTi^{30,45}.

A presença de sulcos na superfície metálica pode diminuir o número de ciclos de fratura por fadiga (NCF) de limas endodônticas. Além disso, esses sulcos superficiais nas limas endodônticas podem atuar como pontos de concentração de tensões, diminuindo sua resistência à fratura por fadiga.

O processo de fadiga começa com o início da trinca na superfície do material^{19,46}. Dada a importância dos defeitos de superfície (por exemplo, as ranhuras de usinagem deixadas pelo processo de retificação durante a fabricação), vários tratamentos para melhorar a suavidade da superfície foram introduzidos para atrasar o processo de iniciação de trinca para uma vida melhorada à fadiga do material⁴⁶.

O eletropolimento é realizado imergindo a peça em uma solução eletrolítica especialmente formulada, geralmente ácida, e passando uma corrente elétrica direta para facilitar uma dissolução seletiva do material (ou seja, em bordas afiadas ou

"picos" de uma superfície irregular na qual a densidade da corrente é mais alto do que para áreas relativamente lisas ou recuadas^{47,48} e melhora a resistência à corrosão do metal⁴⁹.

Alguns exemplos de instrumentos tratados com eletropolimento incluem RaCe, EndoSequence, NiTi Miltext, ProFile, EndoWare, Hero NiTi e HEDM.

3.6 Tratamento Criogênico

O tratamento criogênico (CT) é um procedimento complementar de exposição de metais a temperaturas muito baixas, que afeta toda a seção transversal do metal, em vez de apenas a superfície, em contraste com as técnicas de tratamento de superfície, como implantação de íons e deposição de vapor⁵⁰. Com base na temperatura de imersão, o processo pode ser CT profundo (DCT) ou raso CT (SCT). DCT de instrumentos endodônticos SE NiTi tem mostrado eficiência de corte aprimorada⁵¹ e microdureza⁵².

Atualmente, acredita-se que dois mecanismos sejam responsáveis pela mudança nas propriedades do tratamento criogênico do aço. A primeira é uma transformação mais completa da martensita da fase austenita após o tratamento criogênico⁵³.

O segundo é a precipitação de partículas mais finas de carboneto dentro da estrutura cristalina⁵⁴. Existem controvérsias sobre qual mecanismo é responsável.

Tratamentos convencionais abaixo de zero foram tentados em temperaturas de aproximadamente -80°C (rasas)⁵⁵. No entanto, a vida útil da ferramenta é aumentada em temperaturas ainda mais baixas (profundas), como aquelas geradas por nitrogênio líquido a -185°C ⁵⁶ e -196°C ^{53,57}. Quando o material é imerso em nitrogênio líquido, o processo é considerado úmido. Um processo seco é aquele durante o qual o material não é imerso, mas mantido em uma posição acima do nível de nitrogênio líquido.

O tratamento criogênico mostrou ter efeitos mais benéficos do que o tratamento tradicional a frio com altas temperaturas⁵⁸. Os benefícios incluem o aumento da eficiência de corte, bem como a resistência geral do metal^{54,57}.

3.7 Tratamento de superfície

O tratamento de superfície dispensa tratamentos químicos ou eletroquímicos, sendo precedido por tratamentos mecânicos.

3.7.1 Vidro metálico

Os materiais de vidro metálico (MG) têm atraído muita atenção devido à sua estrutura amorfa e propriedades mecânicas exclusivas^{59,60}. Como a sua resistência a corrosão, uma vez que nenhum contorno de grão, deslocamentos e defeitos cristalinos como locais de iniciação de corrosão são encontrados em sua superfície.

Além disso, o desenvolvimento de vidro metálico de filme fino (TFMG) por meio do processo de deposição física de vapor se tornou cada vez mais popular devido às propriedades únicas do MG na forma de filme fino^{61,62,63,64,65}.

Um estudo mostrou que o TFMG baseado em (Zr) é capaz de alisar a superfície do substrato e melhorar a vida útil à fadiga de um substrato de aço inoxidável 316L⁶¹.

Além disso, a dureza do substrato de aço inoxidável 316L também é aumentada pelo revestimento TFMG à base de Zr⁶⁶.

3.7.2 Implante iônico

Processos de autoclave, principalmente quando repetidos, aumentam a quantidade de oxigênio presente na superfície dos instrumentos de NiTi e criam condições que reduzem suas propriedades de corte⁶⁷.

Recentemente, uma variedade de técnicas de engenharia de superfície trouxe melhorias com o revestimento de superfícies duras, como o nitreto de titânio⁶⁸.

Algumas técnicas aumentaram a dureza superficial e a resistência ao desgaste do titânio puro por meio de um implante iônico e nitretação térmica⁶⁹.

A implantação de íons de boro na superfície do níquel-titânio demonstrou aumentar a dureza da superfície⁷⁰.

Da mesma forma, maior resistência ao desgaste e maior eficiência de corte de níquel-titânio foi demonstrada após um processo de nitretação térmica⁷¹ e deposição física de vapor de partículas de nitreto de titânio⁷².

3.8 Tratamento Azul

A cinemática “reciproc” tem se mostrado segura e eficaz no preparo de canais radiculares curvos, reduzindo a fadiga cíclica, o estresse torcional e o tempo de trabalho^{73,74,75}.

As limas Reciproc e WaveOne são os principais exemplos de sistemas disponíveis comercialmente para o preparo de canais radiculares utilizando o movimento “reciproc”. Ambos os instrumentos são fabricados em liga M-Wire.

Já a nova geração de instrumentos alternativos, como Reciproc Blue e WaveOne Gold, é feita de um fio criado por um tratamento proprietário de aquecimento-resfriamento complexo que resulta em uma camada de óxido de titânio visível na superfície do instrumento⁷⁶.

Este tratamento térmico regula as temperaturas de transição de fase, tornando parte da estrutura cristalográfica da liga e, assim, conferindo ao instrumento uma cor azul e, ao mesmo tempo, criando uma memória de forma pré-determinada. Devido ao tratamento térmico, presume-se que a liga de NiTi usada no Reciproc Blue contenha uma quantidade maior de martensita estável do que a liga de NiTi usada no Reciproc¹⁰.

Além disso, a liga tratada termicamente usada no Reciproc Blue mostra uma transformação martensítica de dois estágios com a ocorrência de fase-R⁷⁷ apresentando alta resistência à fadiga cíclica⁷⁸ flexibilidade aprimorada⁷⁶ e resistência à fadiga cíclica^{76,79,80}.

3.9 Tratamento TF

Recentemente, um novo e inovador processo de fabricação para instrumentos endodônticos de NiTi foi desenvolvido pela SybronEndo. A melhoria de fabricação proposta depende da trituração de um fio superelástico para formar uma peça em bruto.

O molde da lima é girado em sua primeira extremidade ao mesmo tempo, evitando a rotação da segunda extremidade do molde. A lima em branco é mantida na fase de austenita do NiTi até que seja torcida, quando a tensão da deformação plástica da torção induz a formação de martensita.

Uma etapa de tratamento térmico pode ser realizada antes da torção, durante a torção ou após a torção da placa, para melhorar ainda mais as propriedades da lima superelástica⁸¹.

Essas limas atualmente têm um tamanho de ponta constante de # 25 com cones de 0,04, 0,06, 0,08, 0,10 e 0,12.

O fabricante afirma que os três novos métodos de design deste processo, sendo eles, o tratamento térmico de fase R, torção do metal e condicionamento de superfície especial, aumentam significativamente a resistência do instrumento à fadiga cíclica e flexibilidade, mesmo os instrumentos de conicidade 0,06, 0,08, 0,10 e 0,12⁸².

4. DISCUSSÃO

O tratamento térmico pode ser usado para aumentar o desempenho dos instrumentos NiTi modificando as propriedades mecânicas. Um aumento na flexibilidade do material para construir instrumentos de NiTi com maior conicidade deve permitir a preparação de canais curvos com menor risco de transporte do canal e erros iatrogênicos. Porém, a aplicação do tratamento térmico pode variar significativamente para diferentes produtos comerciais devido a diferenças em sua história termomecânica³⁵.

Segundo Kwak et al.⁸³ (2016) os instrumentos convencionais de liga NiTi tratados termicamente apresentaram maiores resistências à fadiga cíclica, porém, a resistência à fratura por torção foi reduzida pelo tratamento térmico. Portanto os instrumentos convencionais são fundamentais para criar o acesso para o uso das limas NiTi.

Os instrumentos rotativos NiTi fabricado a partir de fio CM por procedimentos termomecânicos proprietários apresentou maior flexibilidade à flexão e resistência à fadiga torcional do que os instrumentos NiTi convencionais e com fio M⁸⁴.

Tanto o desenho geométrico quanto o processo de fabricação dos instrumentos podem afetar a flexibilidade e as forças de reação, bem como o efeito de aparafusar⁸⁵.

Os instrumentos endodônticos NiTi tratados por nitratação térmica e implantação iônica de nitrogênio não tiveram perda de capacidade de corte com o uso comparado com as limas convencionais de NiTi⁷¹.

O tratamento de revestimento de superfície pode melhorar a resistência à fadiga das limas devido à cobertura da microestrutura amorfa nos defeitos da superfície, retardando o início do local de concentração de tensão local e a propagação de trincas através do revestimento⁸⁶.

Segundo Anderson et al.⁸⁷ (2007) o eletropolimento pode influenciar um maior número de ciclos de fratura, além de melhorar a resistência à fadiga cíclica e a resistência a fratura sob carga torcional estática. Porém segundo Barbosa et al.²⁶ (2008) há controvérsias de que o polimento eletroquímico não aumente a resistência mecânica das limas endodônticas NiTi convencionais, nem a resistência à torção dessas limas.

O ataque corrosivo foi semelhante para os instrumentos eletropolidos e não eletropolidos, sugerindo que o eletropolimento não conseguiu proteger os instrumentos sob tensão da corrosão¹⁹.

Kim et al.⁵² (2005) observou que o tratamento criogênico provocou um ligeiro aumento na microdureza, porém não foi clinicamente detectável em termos de eficiência de corte e não houve alteração mensurável na composição da fase cristalina. Já sobre o tratamento criogênico seco profundo com 24 horas de imersão²² observou o aumento do teor de martensita da liga NiTi sem alterar o tamanho do grão e a resistência à fadiga e a flexibilidade dos instrumentos rotativos aumentavam notavelmente devido à presença de uma fase martensita proporcionalmente mais alta, porém sem diferença na resistência ao desgaste. O tempo de imersão tem um papel significativo no aumento da resistência à fadiga cíclica dos instrumentos, porém, sem influenciar a eficiência de corte.

Segundo Plotino et al.⁸⁸ (2014) o tratamento azul mostrou um aumento significativo no número médio de ciclos até a falha além de apresentar propriedades mecânicas aprimoradas, mostrando melhor capacidade de centralização do canal e forças de rosca reduzidas quando comparado com o tradicional. Porém, segundo Silva et al.⁸⁹ (2018) o fio M é mais resistente à fratura por torção do que o tratamento azul e requer maior resistência à fratura, porém o tratamento azul apresentou rotação angular para fratura significativamente maior que o fio M.

De acordo com Gambarini et al.⁸¹ (2008) e Larsen et al.⁸² (2009) os instrumentos fabricados com o TF apresentaram maior torque máximo e resistência à fadiga cíclica do que os instrumentos fabricados tradicionalmente.

Em geral, os diferentes processos de fabricação associados aos instrumentos analisados alteraram suas propriedades mecânicas de maneira significativa.

5. CONCLUSÃO

De acordo com a literatura levantada pelo presente estudo, pode-se concluir sobre o tratamento das ligas NiTi que:

1. Instrumentos convencionais de liga NiTi tratados termicamente apresentaram maiores resistências à fadiga cíclica.
2. O fio CM tratado termicamente apresentou maior flexibilidade à flexão e resistência à fadiga torcional do que os instrumentos NiTi convencionais.
3. O tratamento de eletropolimento pode influenciar um maior número até o ciclo de fratura, porém o mesmo não ocorre nas limas endodônticas NiTi convencionais eletropolidas.
4. O tratamento criogênico não provocou uma alteração mensurável na composição da fase cristalina. Já o tratamento criogênico seco profundo aumentou o teor de martensita da liga NiTi, porém sem diferença na resistência e eficiência de corte.
5. O tratamento azul mostrou aumento no número médio de ciclos até a falha além de apresentar propriedades mecânicas aprimoradas.
6. Os diferentes processos de fabricação alteraram suas propriedades mecânicas de maneira significativa.

REFERÊNCIAS*

1. Metzger Z, Abramovitz I. Periapical lesions of endodontic origin. *In*: Ingle J.I. Bakland L.K. Baumgartner J.C. Ingle's Endodontics. Hamilton, Canada: BC Decker; 2008. p. 494-519.
2. Sakkir N, Thaha KA, Nair MG, Joseph S, Christalin R. Management of dilacerated and s-shaped root canals: an endodontist's challenge. *J Clin Diagnostic Res*. 2014; 8(6): 22–4. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2014/9100.4520>.
3. Rubini A. Influence of file motion on cyclic fatigue of new nickel titanium instruments. *Ann Stomatol (Roma)*. 2013; 4(1): 149–51. <https://doi.org/10.11138/ads/2013.4.1.149>
4. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys*. 1963; 34: 1475–7. <https://doi.org/10.1063/1.1729603>.
5. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod*. 1988; 14(7): 346–51. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(88\)80196-1](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(88)80196-1).
6. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*. 2012; 45(2): 113–28. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01957.x>.
7. Mohammadi Z, Soltani MK, Shalavi S, Asgary S. A review of the various surface treatments of NiTi instruments. *Iran Endod J*. 2014; 9(4): 235–40. <https://doi.org/10.22037/iej.v9i4.5714>.
8. Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod*. 2009; 35(10): 1396–9. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.06.014>.
9. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*. 2000; 26(3): 161–5. <https://doi.org/10.1097/00004770-200003000-00008>.
10. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys: a review. *Int Endod J*. 2018; 51(10): 1088–103. <https://doi.org/10.1111/iej.12924>.
11. Otsuka K, Ren X. Martensitic transformations in nonferrous shape memory alloys. *Mater Sci Eng A*. 1999; 273–275: 89–105. [https://doi.org/10.1016/S0921-5093\(99\)00291-9](https://doi.org/10.1016/S0921-5093(99)00291-9).
12. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 2016; 49(5): 483–93. <https://doi.org/10.1111/iej.12470>.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>.

13. Yoneyama T, Miyazaki S. Shape memory alloys for biomedical applications. Sawston: Woodhead Publishing; 2008. p.1-337
<https://doi.org/10.1533/9781845695248>.
14. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000; 33(4): 297–310. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x>.
15. Ounsi HF, Nassif W, Grandini S, Salameh Z, Neelakantan P, Anil S. Evolution of nickel-titanium alloys in endodontics. *J Contemp Dent Pract*. 2017; 18(11): 1090–6. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2181>.
16. Schmidt I. A phenomenological model for superelastic NiTi wires based on plasticity with focus on strain-rate dependency caused by temperature. *J Eng Mater Technol*. 2006; 128(3): 279–84. <https://doi.org/10.1115/1.2204940>.
17. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009; 35(11): 1469–76. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.06.015>.
18. Pruett, John P.; Clement, David J.; Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1997; 23(2): 77–85.
19. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Top*. 2007; 16(1): 1–26. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2009.00239.x>.
20. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Ben Johnson W. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of profile vortex rotary instruments. *J Endod*. 2010; 36(7): 1205–9. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.02.015>.
21. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2003; 36(4): 262–6. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2003.00630.x>.
22. Vinothkumar T, Rajadurai A, Kandaswamy D, Prabhakaran G. Microstructure of cryogenically treated martensitic shape memory nickel-titanium alloy. *J Conserv Dent*. 2015; 18(4): 292. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.159727>.
23. Shen Y, Cheung GSP, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod*. 2006; 32(1): 61–5. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2005.10.017>.
24. Shen Y, Cheung GS pan, Peng B, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. part 2: fractographic analysis of fractured surface in a cohort Study. *J Endod*. 2009; 35(1): 133–6. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.10.013>.
25. Melo MCC, Pereira ESJ, Viana ACD, Fonseca AMA, Buono VTL, Bahia MGA. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J*. 2008; 41(4): 329–38. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01368.x>.
26. Barbosa FOG, Ponciano Gomes JA da C, de Araújo MCP. Fractographic analysis of K3 nickel-titanium rotary instruments submitted to different modes of mechanical loading. *J Endod*. 2008; 34(8): 994–8. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.05.013>.

27. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod.* 2006; 32(11): 1048–52.
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.03.001>.
28. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012; 45(5): 469–74. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01998.x>.
29. Otsuka K, Wayman C. Shape Memory materials. Cambridge: Cambridge University Press; 1998, p. 27–48.
30. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001; 27(8): 516–20.
<https://doi.org/10.1097/00004770-200108000-00005>.
31. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002; 28(10): 716–20.
<https://doi.org/10.1097/00004770-200210000-00009>.
32. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, et al. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2007; 40(4): 247–53.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01203.x>.
33. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006; 39(2): 119–26.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01055.x>.
34. Young JM, Van Vliet KJ. Predicting in vivo failure of pseudoelastic NiTi devices under low cycle, high amplitude fatigue. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2005; 72(1): 17–26. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30113>.
35. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103(6): 843–7.
<https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2006.12.026>.
36. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011; 37(11): 1566–71. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.08.005>.
37. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J.* 2017; 50(3): 303–13. <https://doi.org/10.1111/iej.12620>.
38. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012; 38(1): 105–7. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.09.028>.
39. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012; 38(11): 1535–40. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.07.006>.

40. 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; 39(2): 163–72. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.005>.
41. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy-a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod*. 2010; 36(4): 679–90. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.12.036>.
42. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011; 37(7): 997–1001. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.03.023>.
43. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2012; 45(11): 1027–34. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2012.02067.x>.
44. Tanner KE. Titanium in medicine. *Proceedings of the institution of mechanical engineers, part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2002; 216(3): 215–215. <https://doi.org/10.1243/0954411021536432>.
45. Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira EJJ, Marques RVL, MacHado De Oliveira JC, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of bioactive nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2010; 36(10): 1653–7. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.06.026>.
46. Suresh S. *Fatigue of Materials*. Cambridge: Cambridge University Press; 1998. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511806575>.
47. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*. 2006; 32(11): 1031–43. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.06.008>.
48. Trigwell S, Hayden RD, Nelson KF, Selvaduray G. Effects of surface treatment on the surface chemistry of NiTi alloy for biomedical applications. *Surf Interface Anal*. 1998; 26(7):483–9. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-9918\(199806\)26:7<483::AID-SIA388>3.0.CO;2-5](https://doi.org/10.1002/(SICI)1096-9918(199806)26:7<483::AID-SIA388>3.0.CO;2-5).
49. Miao WD, Mi XJ, Zhu M, Guo JF, Kou YM. Effect of surface preparation on mechanical properties of a NiTi alloy. *Mater Sci Forum*. 2002; 394–395: 173–6. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.394-395.173>.
50. Mohan Lal D, Renganarayanan S, Kalanidhi A. Cryogenic treatment to augment wear resistance of tool and die steels. *Cryogenics*. 2001; 41(3): 149–55. [https://doi.org/10.1016/S0011-2275\(01\)00065-0](https://doi.org/10.1016/S0011-2275(01)00065-0).
51. Vinothkumar TS, Miglani R, Lakshminarayanan L. Influence of deep dry cryogenic treatment on cutting efficiency and wear resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*. 2007; 33(11): 1355–8. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.07.017>.
52. Kim JW, Griggs JA, Regan JD, Ellis RA, Cai Z. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*. 2005; 38(6): 364–71. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2005.00945.x>.
53. Barron RF. Cryogenic treatment of metals to improve wear resistance. *Cryogenics*. 1982; 22(8): 409–13. [https://doi.org/10.1016/0011-2275\(82\)90085-6](https://doi.org/10.1016/0011-2275(82)90085-6).

54. Huang JY, Zhu YT, Liao XZ, Beyerlein IJ, Bourke MA, Mitchell TE. Microstructure of cryogenic treated M2 tool steel. *Mater Sci Eng A*. 2003; 339(1-2): 241–4. [https://doi.org/10.1016/S0921-5093\(02\)00165-X](https://doi.org/10.1016/S0921-5093(02)00165-X).
55. Reasbeck RB. Improved tool life by the cryotough treatment. *Metallurgia*. 1989; 56: 178–9.
56. Johan Singh P, Guha B, Achar DRG. Fatigue life improvement of AISI 304L cruciform welded joints by cryogenic treatment. *Eng Fail Anal*. 2003; 10(1): 1–12. [https://doi.org/10.1016/S1350-6307\(02\)00033-X](https://doi.org/10.1016/S1350-6307(02)00033-X).
57. Molinari A, Pellizzari M, Gialanella S, Straffelini G, Stiasny KH. Effect of deep cryogenic treatment on the mechanical properties of tool steels. *J Mater Process Technol*. 2001; 118(1-3): 350–5. [https://doi.org/10.1016/S0924-0136\(01\)00973-6](https://doi.org/10.1016/S0924-0136(01)00973-6).
58. Moore K, Collins DN. Cryogenic treatment of three heat-treated tool steels. *Key Eng Mater*. 1993; 86–87: 47–54. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.86-87.47>.
59. Paillier J, Mickel C, Gostin PF, Gebert A. Characterization of corrosion phenomena of Zr-Ti-Cu-Al-Ni metallic glass by SEM and TEM. *Mater Charact*. 2010; 61(10): 1000–8. <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2010.06.013>.
60. Mudali UK, Baunack S, Eckert J, Schultz L, Gebert A. Pitting corrosion of bulk glass-forming zirconium-based alloys. *J Alloys Compd*. 2004; 377(1-2): 290–7. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2004.01.043>.
61. Chu JP, Lee CM, Huang RT, Liaw PK. Zr-based glass-forming film for fatigue-property improvements of 316L stainless steel: annealing effects. *Surf Coatings Technol*. 2011; 205(16): 4030–4. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2011.02.040>.
62. Chu JP, Jang JSC, Huang JC, Chou HS, Yang Y, Ye JC, et al. Thin film metallic glasses: unique properties and potential applications. *Thin Solid Films*. 2012; 520(16): 5097–122. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2012.03.092>.
63. Chuang CY, Lee JW, Li CL, Chu JP. Mechanical properties study of a magnetron-sputtered Zr-based thin film metallic glass. *Surf Coatings Technol*. 2013; 215: 312–21. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2012.04.101>.
64. Chen PS, Chen HW, Duh JG, Lee JW, Jang JSC. Mechanical and thermal behaviors of nitrogen-doped Zr-Cu-Al-Ag-Ta: an alternative class of thin film metallic glass. *Appl Phys Lett*. 2012; 101(18): 181902. <https://doi.org/10.1063/1.4759035>.
65. Chuang CY, Liao YC, Lee JW, Li CL, Chu JP, Duh JG. Electrochemical characterization of Zr-based thin film metallic glass in hydrochloric aqueous solution. *Thin Solid Films*. 2013; 529: 338–41. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2012.03.065>.
66. Chu JP, Liu CT, Mahalingam T, Wang SF, O'keefe MJ, Johnson B, et al. Annealing-induced full amorphization in a multicomponent metallic film. *Phys Rev B*. 2004; 69(11): 1–4. <https://doi.org/10.1103/PhysRevB.69.113410>.
67. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1999; 88(3): 343–7. [https://doi.org/10.1016/S1079-2104\(99\)70040-5](https://doi.org/10.1016/S1079-2104(99)70040-5).

68. Brading HJ, Morton PH, Bell T, Earwaker LG. The structure and composition of plasma nitrided coatings on titanium. *Nucl Inst Methods Phys Res B*. 1992; 66(1-2): 230–6. [https://doi.org/10.1016/0168-583X\(92\)96156-S](https://doi.org/10.1016/0168-583X(92)96156-S).
69. Torrisi L. Ion implantation and thermal nitridation of biocompatible titanium. *Biomed Mater Eng*. 1996; 6(5): 379–88. <https://doi.org/10.3233/bme-1996-6507>.
70. Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in nitinol alloy. *J Endod*. 1996; 22(10): 543–6. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(96\)80015-X](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(96)80015-X).
71. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2000; 89(3): 363–8. <https://doi.org/10.1067/moe.2000.104198>.
72. Schäfer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J Endod*. 2002; 28(12): 800–2. <https://doi.org/10.1097/00004770-200212000-00002>.
73. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J*. 2017; 50(2): 143–52. <https://doi.org/10.1111/iej.12613>.
74. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review - Part I: Historic perspectives and current applications. *J Endod*. 2015; 41(12): 1778–83. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.06.014>.
75. Plotino G, Ahmed HMA, Grande NM, Cohen S, Bukiet F. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review - Part II: properties and effectiveness. *J Endod*. 2015; 41(11): 1939–50. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.08.018>.
76. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the reciproc files. *J Endod*. 2017; 43(3): 462–6. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.10.039>.
77. Shen Y, Zhou H, Coil JM, Aljazaeri B, Buttar R, Wang Z, et al. ProFile vortex and vortex blue nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod*. 2015; 41(6): 937–42. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.02.003>.
78. Pérez-Higueras JJ, Arias A, De La Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod*. 2013; 39(12): 1585–8. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.07.020>.
79. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic fatigue resistance of reciproc blue and reciproc files in an S-shaped canal. *J Endod*. 2017; 43(10): 1679–82. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.04.009>.
80. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of reciproc blue, reciproc, and WaveOne gold reciprocating instruments. *J Endod*. 2017; 43(8): 1360–3. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.03.036>.

81. Gambarini G, Pompa G, Di Carlo S, De Luca M, Testarelli L. An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Aust Endod J*. 2009; 35(2): 70–2. <https://doi.org/10.1111/j.1747-4477.2008.00129.x>.
82. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009; 35(3): 401–3. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.12.010>.
83. Kwak SW, Ha J-H, Lee C-J, El Abed R, Abu-Tahun IH, Kim H-C. Effects of pitch length and heat treatment on the mechanical properties of the glide path preparation instruments. *J Endod*. 2016; 42(5): 788–92. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.02.002>.
84. Oh S, Kum K-Y, Cho K, Lee S-H, You S-H, Go J, et al. Torsional and bending properties of V Taper 2H, ProTaper NEXT, NRT, and One Shape. *Biomed Res Int*. 2019; 2019: 1–8. <https://doi.org/10.1155/2019/6368958>.
85. Lee J-Y, Kwak SW, Ha J-H, Abu-Tahun IH, Kim H-C. Mechanical properties of various glide path preparation nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2019; 45(2): 199–204. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.10.017>.
86. Chi C-W, Deng Y-L, Lee J-W, Lin C-P. Fracture resistance of dental nickel–titanium rotary instruments with novel surface treatment: thin film metallic glass coating. *J Formos Med Assoc*. 2017; 116(5): 373–9. <https://doi.org/10.1016/j.jfma.2016.07.003>.
87. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2007; 33(10): 1212–6. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.07.007>.
88. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2014; 40(9): 1451–3. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.02.020>.
89. Silva EJNL, Hecksher F, Antunes H dos S, De-Deus G, Elias CN, Vieira VTL. Torsional fatigue resistance of blue-treated reciprocating instruments. *J Endod*. 2018; 44(6): 1038–41. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.03.005>.