

Laura Ester Parra Martins

Tratamento termomecânico das ligas Níquel-Titânio endodônticas

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2019

Laura Ester Parra Martins

Tratamento termomecânico das ligas Níquel-Titânio endodônticas

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2019

Laura Ester Parra Martins

Tratamento termomecânico das ligas Níquel-Titânio endodônticas

Trabalho apresentado à Universidade Fernando
Pessoa como parte dos requisitos para obtenção do
grau de Mestre em Medicina Dentária

RESUMO

Com o propósito de aperfeiçoar os tratamentos endodônticos, surgiram os instrumentos de Níquel-Titânio. As ligas termomecanicamente tratadas que constituem estes instrumentos tem sofrido uma grande evolução, devido a procura constante de limas mais resistentes à fratura. Esta revisão bibliográfica narrativa tem como objetivo relatar as vantagens das ligas de NiTi na prática clínica.

A metodologia consistiu numa pesquisa efetuada nas bases de dados *Pub Med*, *Science Direct* e *a B-on*, com recurso às seguintes palavras-chave: “*Endodontia*”, “*Ligas NiTi endodônticas*”, “*Ligas NiTi*”, “*Tratamento termomecânico*”, “*Liga NiTi austenica*”, “*Liga NiTi martensitica*”, “*Memoria controlada*” e “*Fratura instrumentos endodônticos NiTi*”.

Cada tipo de liga possui as suas próprias características, apresentando fases estruturais distintas. As mais recentes apresentam uma maior resistência à fadiga cíclica, assim como melhores características de superelasticidade e efeito memória de forma.

Palavras-chave: “*Endodontia*”; “*Ligas NiTi endodônticas*”; “*Instrumentos endodônticos*”

ABSTRACT

In order to obtain more efficiency in the endodontic treatments, the instruments of Nickel-Titanium alloys were created. The thermomechanically treated alloys that make up these instruments have undergone a great evolution, due to the constant search of files more resistant to fracture. This narrative bibliographic review aims to report the advantages of NiTi alloys in clinical practice.

The methodology consisted of a research carried out in Pub Med databases, Science Direct and B-on, using the following keywords: *"Endodontics"*, *"Endodontic NiTi alloys"*, *"NiTi alloys"*, *"Thermomechanical treatment"*, *"NiTi austenitic alloy"*, *"NiTi martensitic alloy"*, *"Memory controlled"* and *"Fracture NiTi endodontic instruments"*.

Each type of alloy has its own characteristics, presenting different structural phases. The newer ones present a higher resistance to cyclic fatigue, as well as better characteristics of superelasticity and shape memory effect.

Keywords: Endodontics; "Endodontic NiTi alloys"; "Endodontic instruments"

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador o Mestre Tiago Reis, pela sua competência, dedicação, exigência e toda a ajuda prestada na realização deste trabalho científico. Agradeço todas as suas críticas e sugestões, pois foi graças a elas que consegui elaborar este trabalho com maior dedicação e competência.

Agradeço ao meu amigo Jorge Gonçalves, por acreditar em mim e por todo o apoio que me deu longo desta caminhada, foi muito importante durante estes cinco anos de curso.

A todos os meus familiares que me apoiaram e ajudaram, ao meu pai pela confiança, ajuda e esforço.

Ao meu binómio de curso Gustavo Debiaggi por todo o apoio e amizade, pelos momentos de alegria nas aulas de prática clínica.

Às minhas amigas Ana Silva e Betina Mendes pois foram amigas e companheiras presentes neste percurso.

A todos os meus colega e amigos da turma do noturno por terem feito com que estes 5 anos fossem de companheirismo e alegria.

ÍNDICE

RESUMO.....	v
ABSTRACT	vi
AGRADECIMENTOS	vii
ÍNDICE ABREVIATURAS	ix
I. INTRODUÇÃO	1
1. Material e métodos	2
II. DESENVOLVIMENTO	3
1. Fratura de Instrumentos endodônticos NiTi.....	3
2. Evoluções das ligas NiTi.....	3
3. Características das ligas NiTi.....	4
4. Forma Austenítica das ligas NiTi.....	5
i. Eletropolimento	6
ii. <i>M-wire</i>	6
iii. R-fase.....	7
5. Forma Martensítica das Ligas NiTi.....	7
i. <i>CM-wire</i>	8
ii. Instrumentos tratados termicamente <i>Gold e Blue</i>	9
iii. <i>MaxWire</i>	9
III. DISCUSSÃO	11
IV. CONCLUSÃO	14
V. BIBLIOGRAFIA	15

ÍNDICE ABREVIATURAS

EDM – *Electro discharge machining*

CM – *Controlled memory*

GPa – Giga Pascal

NiTi – Níquel Titânio

°C – Grau Celsius

® - Marca Registrada

% – Percentagem

I. INTRODUÇÃO

A Endodontia tem como objetivo o diagnóstico e tratamentos das patologias pulpares assim como das lesões periapicais que possam surgir (Metzger e Abramovitz, 2008).

Uma correta instrumentação do sistema de canais pode ser um desafio para o Médico Dentista, tendo em conta a grande diversidade que existe a nível da anatomia radicular (Sakkir *et al.*, 2014).

Os avanços a nível da Endodontia permitiram criar ligas metálicas e novas limas, que vieram aumentar não só a eficiência de corte, mas também a rapidez e eficiência do processo de instrumentação (Giansiracusa *et al.*, 2013).

Assim surgem, os instrumentos endodônticos de níquel-titânio (NiTi) que foram confeccionados com o objetivo de conseguir uma maior flexibilidade, aumentado assim a sua resistência por torção e por fadiga cíclica. Quando comparados com os instrumentos de aço inoxidável (Walia *et al.*, 1988).

Houve um aprimoramento na confecção dos instrumentos de NiTi com a introdução do tratamento térmico, melhoramento mecânico e novos processos de fabrico, cujo propósito é conferir um aumento da flexibilidade e por conseguinte uma maior resistência à fratura. Apesar de todos estes aperfeiçoamentos, continuam a ocorrer fraturas, advindas da utilização clínica destas limas rotatórias de NiTi (Gutmann e Gao, 2012).

Os instrumentos de NiTi são os mais recomendados para a instrumentação de canais curvos e atrésicos, devido as suas características fundamentais: efeito de memória elástica e superelasticidade. Estes instrumentos encontram-se sob a forma austenítica em repouso, quando submetidos ao stress, ocorre a transformação para a fase martensítica, e quando é libertado o stress passam de novo a fase austenítica, o que explica estas características de superelasticidade e efeito memória elástica (Thompson, 2000).

Os instrumentos endodônticos de NiTi rotativos proporcionam uma melhor instrumentação, verificando-se menos erros quando comparados com os instrumentos de aço inoxidável manuais (Schäfer, 1997).

O objetivo desta revisão narrativa é relatar as vantagens das ligas de NiTi na prática clínica. Assim como, explicar de que forma é que os materiais e tratamentos usados aquando da confecção destas ligas influenciam as suas características.

Serão abordados as características, vantagens e desvantagens de cada tipo de liga NiTi assim como as especificidades e adequações de cada uma.

1. Material e métodos

Realizou-se uma pesquisa bibliográfica que envolveu como motores de busca a *Pub Med*, a *Science Direct* e a *B-on*. As palavras chave foram as seguintes: “*endodontia*”, “*ligas das limas endodônticas*”, “*ligas NiTi*”, “*ligas NiTi asustenite*”, “*ligas NiTi martensite*”, “*propriedades metalúrgicas*”, “*memoria controlada*” e “*fraturas de ligas endodônticas*”.

Os critérios de inclusão dos artigos foram: artigos publicados nos últimos 31 anos em língua inglesa e portuguesa e com acesso a versão completa. Inicialmente, a seleção foi realizada com base na leitura do título e do resumo, tendo sido rejeitados todos aqueles que, divergiam substancialmente da temática em estudo ou cuja disponibilidade estava impossibilitada. Posteriormente, a exclusão foi determinada pela análise do conteúdo integral de cada artigo, tendo culminado num total de 49 artigos. Também foi utilizado, 1 livro de referência na área.

II. DESENVOLVIMENTO

1. Fratura de Instrumentos endodônticos NiTi

As fraturas dos instrumentos endodônticos continuam a ser uma das complicações a superar na prática clínica, apesar, da flexibilidade aumentadas das ligas NiTi em comparação com as de aço inoxidável, este problema continua a verificar-se (Gutmann e Gao, 2012; Jamleh *et al.*, 2012).

O uso inadequado das limas assim como o excesso de utilizações são causas de fratura. Sendo de extrema importância a destreza e experiência do Médico Dentista, que deve saber como usar de forma adequada cada lima, assim como, descartar os instrumentos que já não se encontram em condições de utilização (Parashos *et al.*, 2004).

As fraturas dos instrumentos de NiTi ocorrem por: torção e fadiga cíclica. A torção ocorre quando a ponta ou uma outra parte da lima fica presa no canal e a rotação continua (Sattapan *et al.*, 2000; Park *et al.*, 2010). A fadiga cíclica ocorre quando a liga é sujeita a repetidos ciclos de compressão/tensão durante a rotação em zonas curvas do canal (Plotino *et al.*, 2009).

A resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotativos é influenciada pela angulação e raio da curvatura do canal radicular, e também, pelo tamanho e conicidade da lima. Perante um ângulo aumentado e um raio diminuído sabe-se que a durabilidade das limas é menor (Alapati *et al.*, 2005; Martín *et al.*, 2003).

2. Evoluções das ligas NiTi

Os instrumentos NiTi foram introduzidos há mais de duas décadas. Desde a sua primeira aparição, o design do instrumento mudou consideravelmente, houve progressos a nível da fabricação, assim como, no processamento de ligas (Haapasalo e Shen, 2013).

A necessidade de criar instrumentos com maior capacidade de corte, flexibilidade e também maior resistência à fratura fez com que, fossem experimentadas várias técnicas de fabricação com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas das limas (Gutmann e Gao, 2012; Zinelis *et al.*, 2010).

Os instrumentos NiTi sofreram uma revolução em relação a diferentes métodos de confecção para produzir um instrumento que corte com eficácia, enquanto exibe resistência à fratura, mesmo nos mais desafiadores limites anatômicos (Haapasalo e Shen, 2013).

3. Características das ligas NiTi

As ligas de NiTi foram desenvolvidas pela *Naval Ordnance Laboratory, Palm Springs, EU* (Schäfer, 1997). Estas ligas, usadas em instrumentos endodônticos são constituídas aproximadamente por 56% de Níquel e 44% de Titânio resultando numa proporção atômica de aproximadamente um-para-um (equiatômica) (Thompson, 2000).

As ligas de NiTi possuem três diferentes fases microestruturais de acordo com a temperatura em que se encontram: austenítica, martensítica e Fase-R, que possuem propriedades diferentes. A fase Austenítica ocorre quando a temperatura é mais elevada, enquanto que a fase martensítica ocorre quando as temperaturas são mais baixas. A liga de NiTi na fase austenítica apresenta-se mais forte e dura, enquanto que na fase martensítica a liga de NiTi pode ser facilmente deformada (Shen *et al.*, 2013a). A Fase-R corresponde a uma fase intermedia, presente em uma gama de temperaturas muito pequenas entre as fases austenítica e martensítica. Estas ligas tem uma capacidade inerente, para alterar o seu tipo de ligação atômica, o que provoca alterações importantes nas suas propriedades mecânicas, existindo uma transição de fase austenitica para martensitica. Estas alterações ocorrem em função da temperatura e tensão, sendo denominadas por efeito de memória de forma e superelasticidade (Thompson, 2000).

As propriedades mecânicas das ligas de NiTi são determinadas pelas proporções e características das fases microestruturais que se encontram presentes na mesma liga. As ligas convencionais de NiTi apresentam a fase austenítica à temperatura ambiente, no entanto quando, através de tratamentos térmicos, existe transição entre fases, a fase martensítica, fase -R ou mais de uma fase podem estar presentes à temperatura ambiente (Otsuka e Ren, 2005). As temperaturas de transformação estão dependentes da composição da liga, sendo que o intervalo de transformação do NiTi é entre os -50 e os 100°C (Thompson, 2000).

Quando a liga de NiTi na fase martensítica é aquecida, ela começa por se transformar em austenítica. A temperatura inicial deste fenômeno é denominada de Temperatura de Início da Transformação Austenítica e a temperatura que finaliza a transformação é denominada de

Temperatura Final da transformação Austenítica. Quando a liga de NiTi na fase austenítica é arrefecida, inicia-se a sua transformação para a forma martensítica. A temperatura a que este fenômeno se inicia é denominada de Temperatura de Início da transformação martensítica. A temperatura na qual a liga é novamente revertida à forma martensítica é denominada de Temperatura Final da transformação martensítica (Thompson, 2000; Schäfer, 1997; Otsuka e Ren, 2005).

Entre a fase austenítica e fase martensítica, ocorre a fase-R, uma fase martensítica intermediária com estrutura romboédrica. Para uma melhor distinção, podemos considerar a Fase-R como uma distorção diferente numa única direção, em comparação com o cubo perfeito da fase austenítica. Os átomos acompanham essa modificação de estrutura, estando mais desorganizados e tornando a estrutura da Fase-R complicada. A fase martensítica pode ser imaginada como uma distorção do cubo da fase austenítica, mas a distorção acontece de forma igual num plano perpendicular (Duerig e Bhattacharya, 2015). A fase-R apresenta superelasticidade, efeito de memória de forma e ainda uma maior resistência ao desgaste quando comparadas com as ligas de NiTi (Shen *et al.*, 2013a).

De todas as propriedades que tornam as ligas NiTi mais fiáveis é importante realçar o aumento da flexibilidade e o efeito de memória elástica. Estas características tornam as ligas mais apropriadas para a instrumentação de canais curvos e finos, quando comparadas com as ligas de aço inoxidável (Thompson e Dummer, 1998).

As ligas endodônticas fabricadas com estas ligas apresentam uma flexibilidade elástica três vezes superior, assim como uma resistência a torção e a fadiga cíclica, apresentando, portanto, uma menor probabilidade de fratura (Elliott *et al.*, 1998; Yared *et al.*, 1999).

4. Forma Austenítica das ligas NiTi

Para poder usufruir da superelasticidade da liga de NiTi, os instrumentos endodônticos devem constar de uma fase austenítica (Zhou *et al.*, 2013). A transformação da forma austenítica em martensítica pode ser causada por stress, por exemplo um instrumento em rotação em um canal curvo, este fenômeno é chamado de stress de indução da forma martensítica. Este fenômeno permite a recuperação da deformação de até 8% sob tensão (Thompson, 2000). A transformação da forma austenítica em martensítica por efeito stress de indução da forma martensítica não é estável à temperatura ambiente, com o alívio do instrumento endodôntico,

por exemplo retirar o instrumento endodôntico do canal radicular, ocorre uma reconversão de fase martensítica para a fase austenítica, ou seja, o instrumento endodôntico recupera a sua forma original. Apesar da sua superelasticidade, a liga de NiTi possui um módulo de elasticidade inferior quando comparada com o aço inoxidável, proporcionando aos instrumentos endodônticos uma flexibilidade aumentada (Viana *et al.*, 2010; Alapati *et al.*, 2005).

i. Eletropolimento

O eletropolimento é um tratamento de superfície aplicado a peças metálicas, tem como objetivo a remoção eletroquímica controlada do material, originando uma superfície mais suave e brilhante (Lopes *et al.*, 2016; Bonaccorso *et al.*, 2008). Durante a fabricação dos instrumentos endodônticos de NiTi, o eletropolimento é utilizado para remover da superfície irregularidades, fendas, e tensões residuais que são causadas durante o processo de montagem. O que proporciona um melhoramento da resistência à fratura, a eficiência de corte, e da resistência à corrosão (Kuhn *et al.*, 2001).

Para além da limpeza total e aumento da biocompatibilidade, eletropolimento também melhora as propriedades mecânicas e físicas (Plotino *et al.*, 2014a).

ii. M-wire

O *M-wire* foi introduzido no mercado em 2007, pela *Dentsply Tulsa Dental Specialties (Tulsa, Oklahoma)*, esta liga surgiu a partir da aplicação de tratamentos térmicos em ligas de NiTi (Shen *et al.*, 2013a).

A liga de *M-Wire* é composta por uma forma austenítica com pequenas quantidades de forma martensítica e fase-R à temperatura corporal. Esta característica, confere às limas uma maior flexibilidade assim como um aumento da resistência à fratura por fadiga cíclica e por torsão. Existe uma quantidade da forma martensítica que não se submete a transformação para a forma austenítica, originando-se uma lima que apresenta uma microestrutura mais flexível que a liga de NiTi convencional, uma vez que esta possui apenas cristais na forma austenítica (Alapati *et al.*, 2009; Gutmann e Gao, 2012).

Foram confeccionadas através das ligas *M-wire* as seguintes as limas: *ProFile Vortex®*, *ProFile GT Series x®*, *ProTaper Next®*, *Reciproc®*, *WaveOne®* (Zupanc *et al.*, 2018).

iii. R-fase

A *SybronEndo* em 2008, apresenta as limas *Twisted File*®, fabricadas através de novo processo térmico que permite a construção das limas em fase-R (Larsen *et al.*, 2009). Uma particularidade das limas neste material é que podem também ser feitas através do método de torção, algo impossível de realizar com as limas em NiTi não tratadas termicamente (Gutmann e Gao, 2012). O fato de as limas poderem ser torcidas permitiu eliminar as marcas deixadas na superfície aquando da maquinação, reduzindo assim o stress a que a superfície é exposta, o que levou a uma maior resistência à fratura. Apresentando assim, uma maior resistência à fadiga que as limas que foram maquinadas. Após a aplicação da torção, são convertidas novamente em forma austenítica, através de procedimentos térmicos adicionais. Assim sendo estas limas encontram-se maioritariamente na forma austenítica, durante a sua utilização clínica (Shen *et al.*, 2013a).

Como limas produzidas em fase-R temos: *Twisted File*®, *Twisted File Adaptive*® e *K3XF*® (Zupanc *et al.*, 2018).

5. Forma Martensítica das Ligas NiTi

Um grupo de investigação demonstrou que os instrumentos na fase martensítica podem ser facilmente deformados e exibem efeito memória de forma, quando aquecidos (Peters *et al.*, 2012). A fase martensítica da liga de NiTi é a fase de baixa temperatura, possuindo um baixo módulo de Young (20 a 50 GPa) e força de rendimento (138 GPa) em relação à forma austenítica (40 a 90 GPa e 379 GPa, respetivamente). Isto indica, que a forma martensítica é facilmente deformada com baixa tensão (Zhou *et al.*, 2013).

O tratamento térmico quando realizado após a produção do instrumento é capaz de reduzir o stress interno inerente ao processo de fabrico. Para além disso, pode causar alterações nas percentagens de fases da liga fazendo com que à temperatura corporal haja um predomínio da fase martensítica em detrimento da austenítica (Plotino *et al.*, 2014a). Esta característica está associada a melhorias nas propriedades mecânicas que a tornam mais resistente à fadiga cíclica (Zhou *et al.*, 2013).

i. *CM-wire*

Em 2010 a *DS Dental (Johnson City, Tennessee)* apresenta uma nova liga de NiTi, a *CM-Wire* (Shen *et al.*, 2013a).

A liga de *CM-wire* difere da liga de NiTi convencional, pois apresenta duas fases de transformação durante o aquecimento e o arrefecimento, passando pelas fases martensítica seguida de fase-R e por fim a austenítica, o que também ocorre durante a transformação inversa. Na liga de NiTi convencional, ocorre apenas uma transformação direta da forma austenítica para martensítica durante o arrefecimento (Zhou *et al.*, 2013). Segundo o fabricante estas ligas caracterizam-se por serem muito flexíveis, mas não possuem o efeito de controlo de memória que apresentam as restantes ligas de NiTi (Shen *et al.*, 2013a). Como já referido, à temperatura a que as limas são usadas a nível clínico, as limas de NiTi convencionais apresentam uma estrutura totalmente austenítica, enquanto que as *CM-wire* apresentam uma estrutura mista, constituída por partes de austenítica, martensítica e fase-R. Esta estrutura explica a flexibilidade aumentada (Shen *et al.*, 2011; Zhang *et al.*, 2010).

As limas de NiTi convencionais apresentam uma temperatura final da transformação austenítica igual ou inferior à temperatura ambiente (temperaturas que se situam entre os 16°C e os 31°C) enquanto, que no caso das limas em *CM-wire* a temperatura de final da transformação austenítica encontra-se acima da temperatura corporal, rondando os 55°C, isto faz com que durante o uso as limas neste material se encontrem sobretudo na fase martensítica (Shen *et al.*, 2013a; Shen *et al.*, 2013b).

É característico das limas fabricadas em *CM-wire* apresentar grande flexibilidade e ausência de memória elástica, permitindo assim o pré-curvamento do instrumento e um melhor desempenho no preparo de canais radiculares com curvaturas acentuadas (Gambarini *et al.*, 2011; Elnaghy, 2014).

Foram confeccionadas através das ligas *CM-wire* as seguintes as limas: *Hyflex CM®*, *THYPOON Infiniti Flex®*, *NiTi files®*, *V-Taper 2H®*, *Hyflex EDM®* (Zupanc *et al.*, 2018).

ii. Instrumentos tratados termicamente *Gold e Blue*

Em 2011 *Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, EUA)* introduziu as limas *ProFile Vortex Blue®*, que foram os primeiros instrumentos endodônticos fabricados de cor azul. Existem atualmente dois sistemas de instrumentos *Gold* e dois sistemas *Blue*. Dois destes são usados em movimento rotativo (*ProFile Vortex Blue®; ProTaper Gold®, Dentsply Sirona Endodontics*) e dois deles utilizados em movimento recíproco (*Reciproc Blue®, WaveOne Gold®, Dentsply Sirona Endodontia*). Estes instrumentos também apresentam um efeito memória controlada e podem ser deformados (Plotino *et al.*, 2014b).

O sistema *ProFile Vortex Blue®* fabricado por um método único de processamento. Após serem usinados, estes instrumentos passam por um tratamento térmico resultando em uma cor azul singular, devido à formação de uma camada de óxido de titânio, não comumente vista em outros instrumentos de NiTi convencionais (Plotino *et al.*, 2014b). Tendo em conta o comportamento de memória controlado dos instrumentos tratados termicamente azuis, pode concluir-se, que estes instrumentos possuem uma quantidade mais estável de martensite que os instrumentos fabricados em *M-wire*. No que diz respeito aos instrumentos de cor dourada, a sua cor distintiva resulta do tratamento térmico que é aplicado na camada superficial que os constitui. Analisando as *ProTaper Gold®* determinou-se que a sua forma austenítica se encontra a uma temperatura de 50° C (Hieawy *et al.*, 2015). Indicando que estes instrumentos também se encontram na forma martensítica e R-fase sob condições clínicas (Plotino *et al.*, 2014b).

iii. *MaxWire*

A *FKG Dentaire*, introduziu recentemente uma liga termomecanicamente tratada denominada de *MaxWire*, é a primeira liga endodôntica que combina as propriedades de efeito memória de forma e superelasticidade tão vantajosas para a prática clínica. Atualmente existem dois tipos de instrumentos feitos a partir de ligas *MaxWire*: o *XP-endo Shaper®* e o *XP-endo Finisher®*. Apesar de estes instrumentos se encontrarem numa forma relativamente linear na fase martensítica à temperatura ambiente, eles alteram a sua forma para curva quando expostos à temperatura intracanal devido a transformação que sofrem passando para fase austenítica. Estes instrumentos apresentam, portanto, um efeito memória de forma aquando da sua inserção no canal radicular, assim como superelasticidade durante toda a preparação clínica. Esta propriedade que as ligas apresentam de alterarem a sua forma para curva permite uma melhor

preparação do canal radicular, pois existe uma adaptação melhor à morfologia do mesmo, permitindo uma mais adequada instrumentação de morfologias complexas (Zupanc *et al.*, 2018).

III. DISCUSSÃO

Os tratamentos térmicos permitem a alteração das características mecânicas das ligas de NiTi como a superelasticidade e o efeito memória de forma (Gutmann e Gao, 2012).

Liu e McCormick (1994) descreveram que o comportamento mecânico da liga de NiTi é determinado pelas proporções relativas e características das fases microestruturais. O tratamento térmico é um dos métodos utilizados para ajustar as temperaturas de transição das fases das ligas de NiTi, o que influencia a resistência à fadiga dos instrumentos endodônticos fabricados com as mesmas.

Bonaccorso *et al.* (2008) estudaram de que modos os tratamentos de superfície aumentavam a resistência à corrosão, concluíram que a presença de microfraturas, restos na superfície e fissuras podem ser reduzidas por eletropolimento, no entanto não é capaz de inibir na totalidade o desenvolvimento de microfraturas.

Lopes *et al.* (2016) estudaram de que forma a existência de irregularidades nos instrumentos afeta a resistência à fadiga cíclica dos mesmos. Concluíram que os instrumentos sujeitos a eletropolimento apresentam menos irregularidades na sua superfície e uma resistência à fadiga cíclica maior, quando comparadas com os não tratados.

Gao *et al.* (2010), fabricaram protótipos de instrumentos *ProFile Vortex*®, de calibre 25/.06 com diferentes matérias-primas, de forma a avaliar as suas propriedades mecânicas e resistência à fadiga. Os resultados mostraram uma resistência à fadiga e flexibilidade significativamente superiores para os instrumentos *ProFile Vortex*®, em comparação aos outros protótipos fabricados a partir de NiTi convencional e aço inoxidável.

As limas *Twisted File*® apresentam uma maior resistência à fadiga que as ligas produzidas em *M-wire* e NiTi convencional, devido às diferenças na produção da liga que dá origem a estas limas (Gambarini *et al.*, 2008; Gambarini *et al.*, 2011).

Os instrumentos produzidos com ligas *CM-wire* apresentam uma maior resistência à fadiga não só quando comparadas com as limas em NiTi convencionais, mas também do que as limas feitas em *M-wire* e em fase-R (Capar *et al.*, 2014). Apesar destas limas serem dotadas de uma flexibilidade aumentada, o que afeta a eficiência de corte, os instrumentos *Hyflex CM* mostram

ter uma eficiência de corte lateral superior quando comparados com instrumentos de NiTi eletropolidos e convencionais (Peters *et al.*, 2012).

Pongione *et al.* (2012) compararam a resistência à fadiga cíclica entre as *Hyflex CM*® (liga *CM-wire*) , *ProFile Vortex*® (liga *M-wire*) e *EndoSequence*® (liga NiTi convencional), concluíram que os instrumentos compostos por ligas *CM-wire* se mostram superiores, apresentando uma maior resistência à fadiga cíclica que os fabricados em *M-wire* e NiTi convencional.

Capar *et al.* (2015) estudaram a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos *ProTaper Next*® (liga *M-wire*), *Hyflex CM*® (liga *CM-wire*) e *OneShape*® (liga NiTi convencional) todos com o mesmo diâmetro e conicidade. Os resultados mostraram que a lima *Hyflex CM*® foi a que apresentou uma maior resistência a fadiga cíclica, as *ProTaper Next*® e *OneShape*® mostram uma resistência inferior, mas semelhante entre elas.

Em dois estudos os instrumentos submetidos a tratamento térmico dourado e azul demonstraram uma maior flexibilidade e resistência à fadiga quando comparados com instrumentos de NiTi convencional e instrumentos fabricados com em *M-wire* (Hieawy *et al.*, 2015; Plotino *et al.*, 2014b).

Plotino *et al.* (2007) realizaram um estudo em que avaliaram a resistência à fadiga cíclica em temperaturas ambiente e intercanalar, entre as *ProTaper Universal*® (limas NiTi convencional) e as *ProTaper Gold*®. Concluíram que as *ProTaper Gold*® não alteram a sua resistência a fadiga ciclica com a mudança de temperatura. Por sua vez as *ProTaper Universal*® mostraram uma resistência à fadiga cíclica igual à temperatura ambiente, mas inferior quando expostas à temperatura intercanalar.

Plotino *et al.* (2014b) estudaram a resistência à fadiga cíclica entre instrumentos *ProFile Vortex Blue*® e as *ProFile Vortex*® com o mesmo diâmetro e conicidade, as *ProFile Vortex Blue*® apresentaram maior resistência a fadiga cíclica.

Elnaghy e Elsaka (2018a) estudaram a resitencia a fadiga ciclica entre os instrumentos: *XP-endo Shaper*®, *Hyflex CM*®, *ProFile Vortex Blue*® e *iRaCe*®. A *XP-endo Shaper*® revelou ser a mais resistente a fadiga cíclica.

Elnaghy e Elsaka (2018b) compararam a resistência à torção entre os instrumentos *XP-endo Shaper*® e *ProFile Vortex*®, concluíram que as *ProFile Vortex*® apresentam uma maior resistência a torção.

O instrumento endodôntico *XP-endo Shaper*® mesmo em diâmetros menores possui uma resistência maior à torção e à fadiga cíclica. (Ninan e Berzins, 2013). Por ser feita uma comparação de instrumentos com diferentes diâmetros, estes estudos não fornecem resultados validos no que toca comparação das propriedades mecânicas das ligas *MaxWire* com outras ligas de NiTi (Zupanc *et al.*, 2018).

IV. CONCLUSÃO

Os instrumentos de NiTi mostraram-se superiores aos de aço-inoxidável.

Com o objetivo de melhorar os tratamentos canalares, evitar erros de instrumentação e evitar fraturas tem sido desenvolvida novas ligas de NiTi para fabricação de instrumentos endodônticos.

O comportamento mecânico das ligas de NiTi está relacionado com as proporções e as características da organização da sua microestrutura.

Com o aumento da temperatura do tratamento térmico aplicado nas ligas de NiTi foi possível confeccionar instrumentos endodônticos mais eficazes e fiáveis.

Os materiais que constituem as ligas influenciam fortemente a resistência à fadiga cíclica, a elasticidade e o efeito memória de forma dos instrumentos.

Tendo presente a literatura, há bastantes resultados em que se compararam limas, principalmente pelas suas propriedades mecânicas, mas não há muita informação sobre o efeito dos tratamentos térmicos nessas propriedades particularmente nas limas mais recentes mencionadas neste trabalho. Este assunto continua a ser importante e deve continuar a ser estudado.

V. BIBLIOGRAFIA

Alapati, S. B., *et al.* (2005). SEM Observations of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments that Fractured During Clinical Use. *Journal of Endodontics*, 31(1), pp. 40-43.

Alapati, S. B., *et al.* (2009). Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), pp. 1589-1593.

Bonaccorso, A., *et al.* (2008). Pitting Corrosion Resistance of Nickel–Titanium Rotary Instruments with Different Surface Treatments in Seventeen Percent Ethylenediaminetetraacetic Acid and Sodium Chloride Solutions. *Journal of Endodontics*, 34(2), pp. 208-211.

Capar, I. D., *et al.* (2014). Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Coronal Flaring Instruments. *Journal of Endodontics*, 40(8), pp. 1182-1185.

Capar, I. D., *et al.* (2015) Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*, 41(1), pp. 24–28.

Duerig, T. W., e Bhattacharya, K. (2015) The Influence of the R-Phase on the Superelastic Behavior of NiTi. *Shape Memory and Superelasticity*. Springer International Publishing, 1(2), pp. 153–161.

Elliott, L. M., *et al.* (1998). Cutting pattern of nickel-titanium files using two preparation techniques. *Dental Traumatology*, 14(1), pp. 10-15.

Elnaghy, A. M. (2014). Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *International Endodontic Journal*, 47(11), pp. 1034-1039.

Elnaghy, A. M., e Elsaka, S. E. (2018a). Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clinical Oral Investigations*. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), pp. 1433–1437

Elnaghy, A. M., e Elsaka, S. E. (2018b). Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 51(5), pp. 572-576.

- Gambarini, G., *et al.* (2008). Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. *Journal of Endodontics*, 34(8), pp. 1003-1005.
- Gambarini, G., *et al.* (2011). Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal*, 44(4), pp. 337-341.
- Gao, Y., *et al.* (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of profile vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics, Elsevier Ltd*, 36(7), pp. 1205–1209
- Giansiracusa, A., *et al.* (2013). Influence of file motion on cyclic fatigue of new nickel titanium instruments. *Annali di Stomatologia*, 4(1), p. 149.
- Gutmann, J. L., e Gao, Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal*, 45(2), pp. 113-128.
- Haapasalo, M., e Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*, 29(1), pp. 3-17.
- Hieawy, A., *et al.* (2015). Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *Journal of Endodontics, Elsevier Ltd*, 41(7), pp. 1134–1138.
- Jamleh, A., *et al.* (2012). Nano-indentation testing of new and fractured nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 45(5), pp. 462-468.
- Kuhn, G., *et al.* (2001). Influence of Structure on Nickel-Titanium Endodontic Instruments Failure. *Journal of Endodontics*, 27(8), pp. 516-520.
- Larsen, C. M., *et al.* (2009) Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics, Elsevier Ltd*, 35(3), pp. 401–403
- Liu, Y., e McCormick, P. (1994). Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—I. Effect of heat treatment on transformation behaviour. *Acta Metallurgica Et Materialia*, 42(7), pp. 2401-2406.

- Lopes, H. P., *et al.* (2016). Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*, 42(6), pp. 965-968.
- Martín, B., *et al.* (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 36(4), pp. 262-266.
- Metzger, Z., e Abramovitz, I. (2008). Periapical lesions of endodontic origin. In: Ingle, J., *et al.* (2008). *Ingle's Endodontics*. 6th ed. Hamilton, Canada: BC Decker, pp. 494-519.
- Ninan, E., e Berzins, D. W. (2013). Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 39(1), pp. 101-104.
- Otsuka, K., e Ren, X. (2005). Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*, 50(5), pp. 511-678.
- Parashos, P., *et al.* (2004). Factors Influencing Defects of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments After Clinical Use. *Journal of Endodontics*, 30(10), pp. 722-725.
- Park, S. Y., *et al.* (2010). Dynamic Torsional Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 36(7), pp. 1200-1204.
- Peters, O. A., *et al.* (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 45(11), pp. 1027-1034.
- Plotino, G., *et al.* (2009). A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), pp. 1469-1476.
- Plotino, G., *et al.* (2014a). Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*, 102(1), pp. 31-35.
- Plotino, G., *et al.* (2014b). Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics*, 40(9), pp. 1451-1453.
- Plotino, G., *et al.* (2017). Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *Journal of Endodontics*, 43(2), pp. 200-202.

- Pongione, G., *et al.* (2012). Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Annali di Stomatologia*, 3(3-4), p. 119.
- Sakkir, N., *et al.* (2014). Management of Dilacerated and S-shaped Root Canals - An Endodontist's Challenge. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 8(6), p. ZD22.
- Sattapan, B., *et al.* (2000). Defects in Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use. *Journal of Endodontics*, 26(3), pp. 161-165.
- Schäfer, E. (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology*, 13(2), pp. 51-64.
- Shen, Y., *et al.* (2011). Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 37(11), pp. 1566-1571.
- Shen, Y., *et al.* (2013a). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 39(2), pp. 163-172.
- Shen, Y., *et al.* (2013b). HyFlex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal*, 46(8), pp. 720-729.
- Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), pp. 297-310.
- Thompson, S. A., e Dummer, P. M. H. (1998). Shaping ability of mity roto 360° and naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Journal of Endodontics*, 24(2), pp. 128-134.
- Viana, A. C. D., *et al.* (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, 110(4), pp. 527-533.
- Walia, H., *et al.* (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), pp. 346-351.
- Yared, G. M., *et al.* (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal*, 32(2), pp. 115-119.

Zhang, E. W., *et al.* (2010). Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: A numerical analysis. *Journal of Endodontics*, 36(8), pp. 1394-1398.

Zhou, H., *et al.* (2013). An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*, 29(1), pp. 42-54.

Zinelis, S., *et al.* (2010). A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 43(2), pp. 125-134.

Zupanc, J., *et al.* (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), pp. 1088-1103.