

**FACULDADE SETE LAGOAS**

**AMAURI NICOLETE**

**EVOLUÇÃO DAS LIGAS DOS INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS**

**SANTO ANDRÉ – SP**

**2018**

**Amauri Nicolete**

**Evolução das ligas dos instrumentos endodônticos**

Monografia apresentada ao curso de Especialização Lato Sensu da Faculdade Sete Lagoas – Facset - como requisito parcial à conclusão do Curso de Especialização em Endodontia.

Área de concentração: Endodontia  
Orientador: Harry Davidowicz

SANTO ANDRÉ - SP

2018

Nicolete, Amauri

Evolução das ligas dos instrumentos  
endodônticos. Amauri Nicolete

30 f.; il.

Orientador: Harry Davidowicz

Monografia (Especialização) – Faculdade Sete Lagoas

Facsete – Faculdade Sete Lagoas, 2018

1. Evolução das ligas dos instrumentos endodônticos

2. Tratamentos térmicos

I. Evolução das ligas dos instrumentos endodônticos

## FACULDADE SETE LAGOAS

Monografia intitulada **Evolução das ligas dos instrumentos endodônticos** de autoria do aluno Amauri Nicolete, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

---

Profº. Dr. Harry Davidowicz – Faculdade Sete Lagoas – CEEPO – Orientador

---

Profº. Guilherme Prieto – Unip - Examinador

---

Tamiris B. de Moraes- Especialista – Co-Orientadora

Santo André, 25 de maio de 2018.

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho a amiga Dra. Teresa Cristina Fabiano, sem ela jamais seria o profissional que me tornei, grande incentivadora, pessoa que acreditou e fez acontecer em minha carreira profissional. Gratidão e a palavra que me vem à mente, gratidão por estar em meu caminho em um momento delicado onde pensei em abandonar a Odontologia, mas foi valente pegou em minha mão e ressurgiu das cinzas. Hoje, num pequeno gesto, dedico este trabalho a você com muito carinho e eterno respeito.

## **AGRADECIMENTO**

Agradeço a Deus pela oportunidade, oriundo de uma família humilde, com foco tornei-me cirurgião-dentista e agora especialista. Grato a minha ex-mulher Flávia Foti pelo apoio dado na época de minha graduação. Não posso deixar de citar minha amiga-secretária, Larissa F. Fassi por cuidar do consultório em minha ausência, e dos materiais utilizados na especialização. A mestra Dra. Patricia Ferrari, grande incentivadora, que nos cursos de atualização ministrados, sempre com muito empenho, faz seus alunos se apaixonar pela endodontia. Ao mestre Dr. Harry Davidowicz, professor na graduação, quem me apresentou a endodontia e me ensinou seus princípios e a gostar da disciplina, pois foi uma cadeira muito bem lecionada na graduação, despertando meu interesse, e hoje sendo seu aluno na especialização. Aos meus colegas de curso, no qual nos reunimos durante dois anos, obrigado por todo apoio e compreensão. Ao meu irmão do coração, Dr. Paulo Tony Rubinato pelas conversas e apoio sempre dado. A Prof<sup>a</sup>. Tamiris B. de Moraes por todo auxílio dado.

## RESUMO

A evolução na Endodontia é percebida, entre outros aspectos, com a introdução de novos instrumentos, ligas metálicas e cinemática mecanizada no preparo químico-mecânico. Até o final da década de 80, o preparo biomecânico do tratamento endodôntico era somente realizado com brocas e limas manuais de aço inox, sendo comum a ocorrência de desvios, perfurações, e fratura de instrumentos. Muito se estudou sobre o material usado para confecção das limas, mas o grande salto foi dado com a introdução da liga de Níquel-Titânio (NiTi). Conseguiu-se uma redução destes acidentes devido as características que essa liga proporcionou às limas. Além disso, estas características permitiram o desenvolvimento da utilização das limas de NiTi acionadas por motores elétricos, realizando movimento rotatório contínuo ou reciprocante, proporcionando maior segurança, agilidade e conforto na conformação dos canais radiculares.

Palavras-Chaves: endodontia; ligas instrumentos endodônticos; limas endodônticas.

## **ABSTRACT**

The Endodontics going through a phase of evolution with the introduction of new alloys, tools and mechanical kinematics in chemical-mechanical preparation, among other aspects. By the end of the 80s, the biomechanical preparation of root canal treatment was performed with hand drills and files from stainless steel, it is common the occurrence of deviations, perforations, and fracture. With the introduction of nickel-titanium alloy (NiTi) there was a reduction of these accidents due to the characteristics that connects to files provided. In addition, the use of NiTi files driven in electric motors performing continuous rotational motion or reciprocating provided greater agility, confort and shaping the root canals.

Key-Words: endodontics; alloys endodontics instruments; endodontics files.



## SUMÁRIO

<b>1- INTRODUÇÃO</b>	<b>10</b>
<b>2- REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>11</b>
<b>3- DISCUSSÃO</b>	<b>18</b>
<b>4- CONCLUSÃO</b>	<b>25</b>
<b>5- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>26</b>

## 1 INTRODUÇÃO

No tratamento endodôntico, a preparação dos canais radiculares é uma das etapas fundamentais para a remoção da polpa e de possíveis microrganismos presentes no sistema de canais. A limpeza do canal é conseguida por meio do desbridamento mecânico, do uso de soluções químicas auxiliares de irrigação e de medicação, sendo o alargamento do espaço do canal radicular essencial para facilitar o fluxo do irrigante bem como a colocação do material de selamento.

Ao longo do tempo as limas endodônticas sofreram mudanças em sua composição, material e técnicas de fabricação a fim de proporcionar uma instrumentação de melhor qualidade, garantindo ao mesmo tempo segurança ao profissional com relação à durabilidade, flexibilidade, resistência e otimização do tempo de instrumentação. Assim, seguindo uma sequência de evolução, tais instrumentos endodônticos podem ser compostos de ligas de aço carbono, aço inoxidável e níquel-titânio (NiTi) convencionais e níquel-titânio modificadas. As técnicas de fabricação podem variar, sendo limas usinadas ou limas fabricadas por torção podendo ainda, receber tratamento térmico ou de superfície (Freitas, 2016).

O presente estudo tem como objeto rever a literatura sobre a evolução das ligas utilizadas para confecção de limas endodônticas, discorrendo sobre as mudanças nos materiais e tratamentos até a atualidade.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Fauchard (1746) propôs um instrumento em que se usava uma corda de piano adequadamente cortada.

Maynard (1838) obteve sondas farpadas utilizando-se de molas de relógio para fabricação de instrumentos endodônticos (Matos,2016).

Os instrumentos eram precários, rígidos, de fácil fratura, pouco corte, fabricados sob improvisação, sem o refinamento e padronização dos atuais, causando um tratamento endodôntico pouco eficaz, com zips apicais, degraus, desvios e fraturas dos instrumentos, além de corrosão devido ao emprego de substâncias químicas, até que surgiu o aço inoxidável (Freitas, 2016).

O aço inoxidável foi descoberto em 1912 por Harry Brearley (Freitas, 2016), que começou a trabalhar ainda criança como operário numa produtora de aço na sua terra natal, Sheffield na Inglaterra.

De início sua pesquisa consistia em investigar uma liga que apresentasse uma maior resistência ao desgaste. Ao realizar o ataque químico para revelar a microestrutura de novos tipos de aço com altos teores de cromo, Brearley observou que o ácido nítrico - um reativo comum para os aços - não surtia efeito algum. Desta forma Brearley não obteve uma liga metálica que resistia ao desgaste, obteve uma liga metálica resistente a corrosão.

Ao longo dos anos, o aço constituiu a base principal de fabricação dos instrumentos endodônticos. Inicialmente eram fabricados em aço carbono por um processo bastante simples, a partir de um fio de aço carbono desbastado, para conferir-lhe uma secção transversal triangular ou quadrangular cônica, e eram posteriormente torcidos a frio sobre seu longo eixo para produzir as lâminas de corte. Cabe salientar que tínhamos a fabricação também por usinagem desses fios de aços para se confeccionar as limas Hedstroen (Matos, 2016).

Não havia uma padronização destes instrumentos, foi em 1958 com Ingle & Levine, que se iniciou a discussão de que deveriam existir regras a serem seguidas para a padronização na produção dos instrumentos endodônticos. Somente em 1976 a

American Dental Association (ADA) oficializou as diretrizes para a padronização dos instrumentos, com normas regidas pela International Standards Organization (ISO) número 3630, onde se especificou cores do cabo, tamanho da parte ativa de 16mm, tamanho dos instrumentos e conicidade das limas, e cones para obturação dos canais (Matos, 2016).

O instrumento de aço carbono tinha excelente rendimento, mas havia dificuldade em manter a anatomia do canal, pois sua rigidez dificultava a instrumentação homogênea das curvaturas, provocava degraus, desvios, etc. Juntamente a estes aspectos o hipoclorito de sódio se firmou como substância química auxiliar na irrigação e o aço carbono na presença de íons cloreto sofria intensa corrosão e o instrumento ficava muito mais sujeito a fraturas além da sua precoce perda de corte.

Em 1961 as limas de aço carbono foram substituídas por aço inoxidável. A maior complicação ocorria quando os canais curvos eram progressivamente alargados com as limas de aço inox, o que facilitava o desvio do canal, Schafer *et al.* (2004), além de ser um material susceptível a fratura e inflexibilidade.

O aço inoxidável é uma liga de ferro e cromo, podendo conter também níquel (promove a formação e estabilização da austenita, promovendo um aumento considerável na resistência mecânica), molibdênio (aumenta a temperabilidade e reduz as temperaturas de têmpera) entre outros elementos. O aço inoxidável apresenta propriedades físico-químicas superiores aos aços comuns, sendo a alta resistência à oxidação atmosférica a sua principal característica (Matos,2016).

Aços inoxidáveis são na realidade, aços oxidáveis, isto é, o cromo presente na liga oxida-se em contato com o oxigênio do ar. Nesta superfície exposta ao meio forma-se uma película, muito fina e estável, de óxido de cromo -  $\text{Cr}_2\text{O}_3$ , chamada de camada passiva e tem como função proteger a superfície do aço contra processos corrosivos. Para isto é necessária uma quantidade mínima de crômio, cerca de 11% em massa. Esta película é aderente e impermeável, isolando o metal abaixo dela do meio agressivo, este processo é conhecido em metalurgia como passivação. Por ser muito fina — cerca de 100 angstroms — a película tem pouca interação com a luz e permite que o material continue a apresentar o seu brilho característico.

Os aços inoxidáveis podem ser classificados segundo sua microestrutura, sendo eles: ferríticos, austeníticos, martensíticos (Anusavice, 2005).

#### Austeníticos

Os aços inoxidáveis austeníticos são os que apresentam a mais elevada resistência à corrosão, dentre as famílias de aços inoxidáveis. Portanto, quando a resistência à corrosão é o principal fator a ser considerado, os austeníticos são os mais aconselháveis para uso Odontológico (Anusavice, 2005).

#### Ferríticos

Os aços inoxidáveis ferríticos são essencialmente ligas Fe-Cr, não há níquel de baixo C. As últimas versões receberam adições de Ti e Nb, para estabilização da liga. Possuem elevada resistência à corrosão e boa estampabilidade, característica importante para produtos planos (chapas de aços).

#### Martensíticos

Os aços inoxidáveis martensíticos são aqueles que possuem a menor resistência à corrosão quando comparados aos outros grupos de aços inoxidáveis, mas que consegue oferecer alta resistência mecânica e também alta resistência ao desgaste.

Com o surgimento do aço inoxidável, a liga tornou-se mais flexível e ação de corte efetiva com boa durabilidade e segurança na sua utilização. Assim, tornaram-se os instrumentos mais utilizados até hoje no que se diz respeito a instrumentos manuais principalmente na pesquisa do canal radicular. As limas de aço inoxidável permitem excelente controle e precisão, sendo as superfícies cortantes duradouras (McSpadden, 2007).

O nitinol (NiTi) foi descoberto ao acaso por Buchler e Wang (1963), enquanto pesquisavam por uma liga não magnética, resistente ao sal e à prova de água (Cerqueira, 2015).

Esta liga de níquel-titânio possuía propriedades únicas de memória de forma e de superelasticidade. O nome foi dado como um acrônimo dos seus elementos constituintes: Ni de níquel, Ti de titânio e Nol de Naval Ordnance Laboratory (local onde foi desenvolvida) (Coimbra, 2015), mas seu uso na odontologia se deu décadas depois. Somente em 1988 os instrumentos de nitinol foram utilizados pela primeira vez na Odontologia com o intuito de compensar a rigidez dos materiais de aço-inoxidável, sendo assim, capazes de manter a forma original do canal sem criar grandes deformações, especialmente em canais curvos e estreitos. (Walia et al., 1988). Além disso, seu módulo de elasticidade inferior ao do aço inoxidável garante a propriedade de memória desses instrumentos, não sendo facilmente deformados, como acontecia com os instrumentos de aço inoxidável (Natal, 2016).

Essas limas mostraram ter duas a três vezes maior flexibilidade elástica em flexão e torção, comparativamente com as limas de aço inoxidável. Desde então, esta liga vem desempenhando um papel cada vez mais relevante na endodontia (Hou et al., 2011).

A liga Nitinol tem uma vasta aplicação devido às propriedades de superelasticidade, memória de forma, biocompatibilidade e alta resistência à corrosão. Essas características estão presentes graças à combinação dos elementos níquel e titânio em composições equiatômicas. O efeito memória de forma – pode ser definido como uma grande capacidade do material, após deformação, de voltar a sua originalidade de forma com aquecimento - um dos efeitos mais interessantes e conhecidos nessas ligas, pode ser explicado através de transformações de fase austeníticas para martensíticas, que também propicia o aparecimento do fenômeno da superelasticidade – pode ser definido como a recuperação da forma apenas com a retirada da tensão. . Essas transformações podem ocorrer através de estímulos mecânicos, elétricos e térmicos que induzem a reorientação da estrutura cristalina (Matos, 2016).

A liga de NiTi pode existir em duas estruturas cristalinas diferentes, intimamente dependentes da temperatura. A martensita, a temperaturas mais baixas e a austenita, a temperaturas mais altas (Thompson, 2000; Haapasalo *et al.*, 2013). As ligas de NiTi convencional são usadas clinicamente na fase austenítica. Elas podem ser inseridas facilmente no sistema de canais devido à sua alta elasticidade e flexibilidade, e quando um estresse externo é aplicado devido à torção e à fricção da lima contra as paredes

do canal, ocorre transformação para a fase martensítica, havendo um aumento da elasticidade com um aumento da resistência à tração.

Peters *et al.*, 2012 demonstraram que os instrumentos na fase martensítica podem ser facilmente deformados e podem recuperar a sua forma quando aquecidos, além da temperatura de transformação. A fase martensítica da liga de NiTi é a fase de baixa temperatura, possui um baixo módulo de Young (20 a 50 GPa) e força de rendimento (138 GPa) em relação à austenita (40 a 90 GPa e 379 GPa, respectivamente). Isto indica que a martensita é facilmente deformada com baixa tensão, enquanto que a austenita tem tensões de escoamento e de fluxo superiores. Tanto a temperatura como o estresse podem provocar alterações na estrutura cristalina da liga (Haapasalo *et al.*, 2013).

As características denominadas memória de forma e superelasticidade são resultado da transformação da fase austenítica para martensítica (Lopes *et al.*, 2012). Além de ser mais flexível e dúctil que a fase austenítica, a estrutura martensítica reduz o risco de fratura uma vez que pode ser deformada plasticamente (Shen *et al.*, 2013).

NiTi é um composto intermetálico o qual exhibe um efeito memória de forma por uma mudança de fase austenita-martensita numa temperatura que varia de  $-200^{\circ}\text{C}$  a  $+150^{\circ}\text{C}$  (Corbin, 2010).

Segundo Haapasalo (2013), podemos dividir a evolução das limas de NiTi em cinco gerações, sendo um fato que cada uma delas representa modificações com o objetivo de melhorar as suas propriedades.

A primeira lima endodôntica em níquel-titânio foi desenhada por John McSpadden e entrou no mercado em 1992. Apesar destes instrumentos da 1ª geração terem definido a forma como o dentista encara a instrumentação endodôntica, tinham uma propensão significativa para a fratura.

Os instrumentos da segunda geração têm como principal inovação o fato de cortarem de forma mais eficaz e de serem necessários menos instrumentos para um completo preparo dos canais radiculares. O ângulo entre as lâminas de corte e o eixo longitudinal do instrumento é menor que nas limas da 1ª geração, o que reduz o efeito de rosca durante o uso (Haapasalo *et al.*, 2013).

O sistema Hyflex CM faz parte da terceira geração que é caracterizada por melhorias na metalurgia da liga de níquel-titânio. Este sistema é comercializado desde 2011 e é produzido através de uma inovadora metodologia que permite controlar a memória de

forma do instrumento (um complexo tratamento de aquecimento e arrefecimento sequencial) e aumentar a flexibilidade (Sousa, 2014). Os instrumentos deste sistema apresentam uma menor percentagem por peso de níquel (52,1% comparativamente com o clássico 55%) e possuem uma secção transversal simétrica com 3 arestas cortantes, exceto a lima 25 com conicidade 0.04 que apresenta uma secção transversal quadrada com 4 arestas cortantes (Zinelis *et al.*, 2010).

Novos processos termomecânicos e tecnologias de fabrico foram desenvolvidas para otimizar a microestrutura das ligas de NiTi. A inovação na tecnologia e no movimento de reciprocidade conduziu à 4ª geração de limas endodônticas (Cerqueira, 2015).

Já os sistemas ProTaper Next e Hyflex EDM são ambos considerados de quinta geração. Os instrumentos desta geração são caracterizados por terem o núcleo de massa descentrado, o que vai criar uma onda mecânica de movimento que viaja ao longo da parte ativa do instrumento. Isto permite um movimento oscilatório, com menor contato entre a lima e as paredes do canal, diminuindo assim o risco de bloqueio da lima, a compactação lateral de raspas dentinárias e o bloqueio do *forâmen* apical (Sousa, 2014).

O sistema ProTaper Next possui uma inovadora secção transversal retangular descentrada que permite à lima ter um movimento serpenteante à medida que avança no canal. Segundo o fabricante isto permite criar um espaço maior para remover os detritos de dentina. Os instrumentos são fabricados com tecnologia M-wire o que os dota de maior flexibilidade e resistência à fadiga cíclica (Saber *et al.*, 2014).

Por último, no sistema Hyflex EDM a principal inovação é o fato de ser produzido através de um procedimento conhecido com *electro-discharge machining* (EDM). Este processo consiste numa descarga pulsátil de corrente elétrica que flui entre o elétrodo e a superfície dos instrumentos imersos num meio dielétrico. Esta corrente elétrica derrete parcialmente e promove a evaporação de pequenas porções do material. Desta forma o material é removido superficialmente dando origem a uma superfície isotrópica, com pequenas crateras regularmente distribuídas (Tavares, 2015).

As ligas de NiTi combinam excelentes propriedades funcionais, alta resistência mecânica e boa resistência a corrosão. Comumente duas propriedades peculiares são exploradas em suas aplicações: a pseudoelasticidade (memória mecânica) e o efeito memória de forma (memória térmica) (Ghabchi *et al.*, 2009).

Sendo assim, recentemente um conjunto de processos térmicos como Fase R, M-wire, CM-wire e EDM têm sido usados na otimização da microestrutura de NiTi,



obtendo-se propriedades mecânicas diferentes. Com estes tratamentos, ao contrário das ligas de níquel titânio convencionais que têm uma estrutura austenítica à temperatura corporal, apresentam uma estrutura que inclui a martensita (Coimbra, 2015).

Dos instrumentos endodônticos produzidos com estes tratamentos térmicos espera-se que tenham um aumento da flexibilidade, maior força e resistência ao desgaste, em relação aos instrumentos similares feitos a partir de ligas convencionais de níquel titânio (Prez-Higueras *et al.*, 2014; Pirani *et al.*, 2015).

A liga NiTi Fase R apresentam maior flexibilidade e menor rigidez, maior vida útil em flexão rotativa, a liga NiTi M-Wire visa aumentar a flexibilidade da lima e resistência à fadiga cíclica causada pelas forças de tensão e compressão da lima (Alapati *et al.*, 2009; AlHadlaq *et al.*, 2010) e as CM-Wire tem a possibilidade de serem pré-curvadas e se recuperarem de deformações após a esterilização na presença de calor, apresentam propriedades superiores as liga convencionais de Ni-Ti. Além dos tratamentos térmicos, há os tratamentos de superfície destas limas, como o EDM da Coltene que visa aumentar a resistência destas limas por uma eletrodeposição obtendo uma superfície flexível, resistente e dura.

#### 4. DISCUSSÃO

Tratar um canal significa eliminar restos pulpares e desinfetar o sistema radicular através da remoção da dentina e uso de substâncias químicas, sempre viabilizando um preparo biomecânico cônico afunilado, auxiliando na irrigação e aspiração das soluções, e que permita uma obturação posterior com selamento dos túbulos dentinárias e selamento apical, evitando uma reinfecção do sistema (Peters, 2004; Maniglia *et al.*, 2015; Metzger *et al.*, 2010). No entanto, o sistema de canais radiculares proporciona ao endodontista um desafio enorme, devido a sua variação anatômica, atresias devido à deposição de dentina secundária por traumas oclusais ou mecânicos, e o selamento biológico do forame apical (Vertucci, 2005; Peiris *et al.*, 2008; Maniglia *et al.*, 2015). Assim, até os dias atuais o preparo biomecânico é discutido, e diferentes métodos e sistemas de preparo são descritos na literatura (Prichard, 2012; Hwang *et al.*, 2014; Plotino *et al.*, 2014).

As limas endodônticas, até a década de 90, eram fabricadas em aço inoxidável seguindo o padrão ISO. Estas são utilizadas até os dias atuais, apresentando um excelente corte da dentina. Entretanto, devido a rigidez e baixa elasticidade, esses instrumentos possuem restrições em canais radiculares curvos, atrésicos e ovais (Weiger *et al.*, 2002; Versiani *et al.*, 2011) pois há uma tendência de criarem deformações como zips, perfurações, desvio da trajetória e retificação dos canais curvos (Bergmans *et al.*, 2003; Deplazes *et al.*, 2001; Kurnet *et al.*, 2010). Para tentar minimizar tais intercorrências, os fabricantes lançaram instrumentos de várias secções transversais, tratamentos térmicos e ângulos helicoidais diferentes (Cimis *et al.*, 1988).

Com as alterações feitas, as limas de aço inoxidável continuavam a causar acidentes operatório. Então, Walia 1988, iniciou a utilização da liga NiTi na produção das limas endodônticas, resultando em instrumentos com grande flexibilidade, maior eficácia de corte e memória elástica, sendo composta de 56% de níquel e 44% de titânio (Soares, 2011).

Na Odontologia as ligas de NiTi apresentam características funcionais para o desenvolvimento de limas endodônticas e os quais utilizam em suas aplicabilidades as propriedades como superelasticidade, efeito de memória de forma e resistência à corrosão destas ligas (Bourauel & Pandis, 2010). As ligas NiTi apresentam superior

resistência a corrosão em meio bucal quando comparado com outros materiais utilizados na fabricação de limas endodônticas (Fernandes *et al.*, 2009).

Na área biomédica, a liga de NiTi é a mais antiga na aplicação como biomaterial de uma liga considerada inteligente, com memória de forma (Kohn, 1998). Um dos significantes fatores dos biomateriais para aplicação biomédica é o módulo de elasticidade quando comparado aos tecidos do corpo. Os biomateriais, como ligas de titânio e aços inoxidáveis, tem alto módulo de elasticidade em relação às ligas NiTi, porém estas apresentam um comportamento de superelasticidade, sendo altamente indicada na área da saúde (Allafi, 2011; Cui *et al.*, 2005).

Sabe-se que a grande expansão do uso de ligas de NiTi na área médica se deve ao extenso conhecimento da boa biocompatibilidade dessa liga e alta resistência a corrosão quando comparadas a biomateriais metálicos convencionais como aços inoxidáveis e ligas de Co-Cr (Gotoh & Okazaki, 2004). Apesar da presença do TiO<sub>2</sub>, Ni metálico, NiO, Ni<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e Ni dissolvido, este último induzido pela corrosão, as ligas de NiTi quando comparadas com outras ligas como Ti-6Al-4V e aços inoxidáveis mostram sua imensa capacidade para aplicação como biomaterial.

A memória de forma está relacionada a capacidade de a lima retornar a sua forma original após aquecimento acima de determinada temperatura (Civjan *et al.*, 1975) e, superelasticidade a capacidade da lima se recuperar de deformações com a retirada da tensão (Civjan *et al.*, 1975; Thompson, 2000; Baumann, 2004).

Com as novas características dos instrumentos endodônticos, produzidos com a liga NiTi, canais curvos por exemplo que antes eram um fator limitante para o tratamento, passaram a ser tratados com maior facilidade devido ao excelente desempenho da liga. Além disso, as ligas NiTi proporcionam preparos mais conservadores, mantendo a morfologia do canal radicular mais próximo do original, reduz a probabilidade de zips e transporte do forame apical (Kuhn *et al.*, 1997; Ferraz *et al.* 2001; Pettiette *et al.*, 2001).

As limas NiTi são mais efetivas em cinemática de rotação contínua e recíproca (sentido horário anti-horário). Devido a sua alta flexibilidade em cinemática de imagem, não há uma pressão adequada sobre as paredes do canal radicular, o que impede um corte efetivo de dentina (Bishop & Dummer, 1997; Soares, 2011). Durante o preparo biomecânico os instrumentos estão sujeitos a áreas de tensão e compressão, principalmente nas curvaturas dos canais radiculares, gerando

deformações. As limas de aço inoxidável sofrem deformações com o seu uso o que possibilita a visualização e descarte, evitando a fratura do instrumento no interior do canal radicular, no entanto, as limas NiTi pela superelasticidade não apresentam deformações visíveis, assim a fratura do instrumento pode ocorrer se não for observado o protocolo de utilização sugerido pelo fabricante (Walia *et al.*, 1988; Serene *et al.*, 1994; Pruett *et al.*, 1997).

Estas ligas podem existir em duas diferentes estruturas cristalinas dependentes da temperatura: a martensita (a temperaturas mais baixas) e a austenita (a temperaturas mais altas). Tanto a temperatura como o estresse podem provocar alterações na estrutura cristalina destas ligas, o que tem particular importância pois leva a diferenças significativas nas propriedades mecânicas desta liga (Matos, 2016).

Com a consolidação da liga NiTi associado a novas tecnologias, novos instrumentos surgiram e passaram a ser acionados por motores elétricos que geravam uma cinemática de rotação contínua, a qual se produzia corte efetivo de dentina, menor tempo operatório, preparos mais uniformes e de melhor acabamento cônico-afunilado (Baumann, 2004; Mortman, 2011; Gutmann & Gao, 2012).

Então, passou-se a produzir limas com secções transversais diferentes, conicidades diferentes do padrão ISO, e alterações nos ângulos helicoidais. No entanto, os motores elétricos da época possuíam alta velocidade e ausência do controle de torque, o que fez o índice de fratura cíclica aumentar, especialmente em canais radiculares mais curvos e achatados (Ye & Gao, 2012).

Para apreciar a evolução dos instrumentos é útil saber que toda a 1ª geração de limas rotatórias de NiTi apresentava arestas de corte passivas, conicidade fixa ao longo da parte ativa da lima, e os sistemas requeriam um elevado número de limas para atingir os objetivos da preparação. A 2ª geração de limas de NiTi apresenta como principais particularidades as arestas de corte ativas e o fato de serem necessários menos instrumentos para preparar o canal convenientemente. O ângulo entre a lâmina de corte e o eixo longitudinal dos instrumentos é menor em relação às limas de 1ª geração reduzindo a probabilidade de ocorrência do efeito de enroscamento. Modificações na metalurgia do NiTi tornaram-se a característica das limas de 3ª geração. Novos processos termomecânicos e tecnologias de fabrico foram desenvolvidas para otimizar a microestrutura das ligas de NiTi. A inovação na tecnologia e no movimento

reciprocante conduziu à 4ª geração de limas endodônticas. A 5ª geração de limas endodônticas foi concebida de tal modo que o núcleo de massa e/ou o núcleo de rotação se encontra descentrado. Em rotação, como estas limas têm uma conformação descentrada produzem uma onda mecânica de movimento que viaja ao longo da parte ativa do instrumento (Haapasalo, 2013), assim tocando em um maior número de pontos das paredes do canal.

Na liga CM (control-memory) de NiTi apresentam o efeito de memória de forma envolve a recuperação de uma parte da estrutura do material deformada à sua forma original, quando aquecido acima de uma determinada temperatura. Esta recuperação ocorre no estado sólido e está relacionada com uma mudança de fase. O efeito memória de forma requer uma transformação de fases do composto NiTi, a qual envolve a formação de uma estrutura martensítica próxima da temperatura ambiente. Esta transformação depende consideravelmente da composição da liga. Para ligas ricas em titânio ( $Ni < 50\%$ ) o início da transformação martensítica, é quase independente da concentração de Ni. Para teores de níquel igual ou superior a 50%. ocorre uma considerável diminuição da temperatura de transformação martensítica. A reversibilidade da transformação martensita-austenita ocorre numa temperatura de 50° C a 100°C, como uma função do teor de Ni da liga (usualmente 48-51%-at.). Uma variação de níquel de 0,1%-at. muda a temperatura de transformação em aproximadamente 10°C. A modificação que ocorre no comportamento funcional dessas ligas de acordo com a composição; esta representa um aspecto crítico no processamento das ligas de NiTi, sendo que deve ser controlada cuidadosamente. As ligas de NiTi são muito sensíveis a impurezas como oxigênio, carbono e nitrogênio com relação à mudança na temperatura de transformação (Stover *et al.*, 2002).

As técnicas de moagem de alta energia podem contribuir para a obtenção de materiais nano estruturados com propriedades mecânicas e químicas superiores àquelas obtidas em materiais produzidos por técnicas convencionais de fusão e metalurgia do pó, sendo que essas são utilizadas para produzir superligas à base de níquel e de ferro 21 desde meados de 1960, para aplicações em componentes que operam em altas temperaturas (Suryanayana, 2001).

Em função dessas características particulares das ligas de NiTi os métodos de produção dessas ligas são de grande interesse científico. A moagem de alta energia, por meio da qual foram produzidas as liga, é um método promissor, pois tratamentos

termomecânicos caros são dispensados, e a perda de material pode ser evitada ou minimizada, reduzindo assim o custo de fabricação.

Recentes trabalhos têm indicado que o uso de processos que envolve solidificação rápida ou deformação plástica severa contribui para a produção de materiais nano estruturados, os quais podem contribuir para a fabricação de componentes com propriedades diferenciadas.

Diferentes técnicas são utilizadas para a consolidação de pós metálicos, as quais variam na forma de aplicação de tensão de compactação (uniaxial ou isostática), temperatura e pressão. No caso da consolidação por prensagem a quente sob vácuo, níveis de densificação superiores a 99% podem ser obtidos em ligas de titânio produzidas por metalurgia do pó.

Em relação ao mercado mundial sabe-se que Japão, EUA e China são os países que mais têm investido nessa tecnologia e que o Brasil ocupa a 23ª posição no ranking das publicações relativas ao tema (Pereira *et al.*, 2007).

O Brasil ainda não produz essa liga em escala comercial, principalmente devido às dificuldades tanto em termos de elaboração como em termos de processamento termomecânico, importando grande parte dos produtos à base de NiTi voltados à área médica e odontológica. O grande custo envolvido na importação destes produtos estimula a tentativa de desenvolvimento nacional da liga de NiTi e de seus subprodutos. Com isso, acredita-se que haja uma redução do custo associado que poderá oportunizar maior acesso da população a tais benefícios (Cruz *et al.*, 2006).

Essa dependência tecnológica das ligas de titânio motiva os centros de pesquisa e desenvolvimento a estudos para a produção dessas ligas, desenvolvendo tecnologia que levem ao processamento do titânio com a transferência do conhecimento a iniciativa privada, a qual se encarregara de produzir o material em escala comercial (Caram, 2011).

Limitadas informações são encontradas na literatura sobre o desenvolvimento de ligas NiTi produzidas por moagem de alta energia, bem como o efeito da adição de molibdênio, tântalo e/ou zircônio nas transformações de fases durante o processamento destes materiais, Ni-Ti-Nb, Ni-Ti-Zr e Ni-Ti-Ta.(Yang *et al.*, 2006). Dessa forma, a caracterização estrutural de ligas Ni-Ti-Mo, Ni-Ti-Ta e Ni-Ti-Mo-Zr produzidas por moagem de alta energia e subsequente prensagem a quente, contribuindo assim para o desenvolvimento científico dessa liga no mercado brasileiro (Pereira, 2011).

O termo ligas com memória de forma (SMAs, do inglês “shape memory alloys”) refere-se a um grupo de materiais metálicos que demonstram a habilidade de retornar para um tamanho ou forma previamente definido quando submetidos a um procedimento termomecânico apropriado (Hodgson, 1992).

A biocompatibilidade das ligas de Ni-Ti as tornam ideais para aplicações na área da saúde onde, a partir da década de 70, vem progressivamente substituindo materiais tradicionalmente utilizados como aço inoxidável.

Otsuka e Wayman(1998), consideram que as ligas Ni-Ti, que possuem percentuais atômicos acima de 50,5% Ni, são consideradas ricas em Ni e as que possuem abaixo de 50,5% Ni, são consideradas pobres em Ni.

As ligas de Ni-Ti, podem modificar suas propriedades, por transformações adifusionais ou difusionais (no caso da liga Ni-Ti, pela formação da fase  $Ti_3Ni_4$ ) no sentido de melhorar seu desempenho de efeito memória de forma e pseudoelasticidade (Pereira, 2011).

Assim, recentemente, são utilizados a liga NiTi com tratamentos específicos na fabricação de limas rotatórias.

A liga M-Wire é composta por estrutura na Fase-R (cristais em fase pré-martensita, cristais em fase martensita e austenita e cristais na fase martensita) e cristais na fase austenita, obtendo uma lima flexível com maior resistência a fratura cíclica e por torção. Devido a quantidade de martensita que não se transforma em austenita, a liga apresenta uma microestrutura mais fortalecida, mais corpo, que as ligas NiTi tradicionais que possuem somente cristais de austenita (Bürklein et al., 2014; Alapati et al., 2009; Gutmann & Gao 2012).

Recentemente, a liga NiTi está sendo submetida a um tratamento denominado Control-Memory (liga de controle de memória). As limas modificadas por este tratamento apresentam grande flexibilidade e ausência de memória elástica, permitindo pré-curvamento dos instrumentos para trabalho em canais curvos (Gambarani *et al.*, 2011; Capa *et al.*, 2011; Elgnaghy, 2014). Estas limas apresentam um percentual de Ni menor (52%) que as limas tradicionais, obtendo uma lima com características citadas anteriormente, cito a HyFlex (Coltene, Ohio, USA) e a ProDesign Logic (Easy, Belo Horizonte, Brazil). Um tratamento que proporcionou menor formação de microtrincas, consecutivamente maior resistência a fratura cíclica.

Além dos tratamentos térmicos, há os tratamentos de superfície, como o EDM da Coltene, que visa aumentar a resistências destas limas por eletrodeposição

A consciência e o conhecimento das propriedades mecânicas das limas endodônticas de NiTi e a sua associação com as propriedades metalúrgicas é útil para os clínicos perceberem o comportamento das mesmas nos canais radiculares, e assim ajudar no processo de tomar decisão em relação ao instrumento mais apropriado para uma determinada situação clínica.



## **4 CONCLUSÃO**

A evolução nos materiais e confecção dos instrumentos endodônticos ocorreu diretamente da necessidade de sanar problemas encontrados para se conseguir melhoria na qualidade da instrumentação e aumento na segurança operacional do profissional.

O caminho, do aço carbono às atuais ligas de NiTi modificadas, foi longo e produtivo. Diante do avanço no uso dos instrumentos rotatórios muito ainda há a ser estudado e a acrescentar na Odontologia.

## 5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Al-Hadlaq SM, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(2):305-7.

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

Anusavice, Kenneth J. (2005). *Phillips, Materiais Dentários*, Rio de Janeiro: Elsevier 11a edição.

Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. *Dent Clin N Am.* 2004; 48: 55–67.

Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int. Endod J.* 2003; 36 (4): 288-95.

Cerqueira, A.R.B. Avaliação da fadiga cíclica num modelo dinâmico de sistemas de limas utilizadas em instrumentação mecanizada. Coimbra 2015.

Civjan, S, Huget, EF, Desimon, LB. Potencial applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dental Res.* 1975; 54(1): 89-96.

Corbin, S. F.; Cluff, D. The influence of Ni powder size, compact composition and sintering profile on the shape memory transformation and tensile behavior of NiTi. *Intermetallics*, v.18, p. 1480-1490, 2010.

Deplazes P, Peters O, Barbakow F. Comparing apical pre-preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J. Endod.* 2001; 27 (3): 196-202.

Freitas, A.R.A. Análise em microscopia eletrônica de varredura da superfície das novas gerações de limas de níquel-titânio. Trabalho apresentado para obtenção de graduação em Odontologia na Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2016.

Ghabchi, A.; Chianeh, V. A.; Allafi, J. K.; Shakeri, M. S. The influence of Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub> precipitates orientation on two-way shape memory effect in a Ni-rich NiTi alloy. *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 485, p. 320-323, 2009.

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

Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*. 2013;29(1):3-17.

Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2011 Mar;44(3):253-8.

Hwang YH, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Lee W, Shon WJ, Chang SW. Shaping ability of the conventional nickel-titanium and reciprocating nickel-titanium file systems: a comparative study using micro-computed tomography. *J Endod*. 2014 ;40(8):1186-9.

Kunert, GG, Camargo Fontanella, VR, De Moura, AA, Barletta FB. Analysis of apical root transportation associated with ProTaper Universal F3 and F4 instruments by using digital subtraction radiography. *J Endod*. 2010; 36 (6): 1052-5

Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of Endodontics*. 2007 Jan;33(1):55-7.

Matos HRM. Endodontia mecanizada, das limas de aço inox a lima de M-Wire. Revisão de Literatura. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, 2016.

McSpadden, J. (2007). *Mastering Endodontic Instrumentation*. 1st Edition. Canadá. Cloudland Institute

Maniglia-Ferreira C, Almeida-Gomes F, Sousa BC. Management of Six Root Canals in Mandibular First Molar. *Case Report in Medicine*. 2015; (2015):1-5.

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.

Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2012 Nov;45(11):1027-34.

Peiris HRD, Pitakotuwage TN, Takahashi M, Sasaki K, Kanazawa E. Root canal morphology of mandibular permanent molars at different ages. *Int Endod J*.2008; 41(10): 828–835.

Pereira, GMC. Caracterização das ligas Ni-Ti-Mo, Ni-Ti-Ta e Ni-Ti-Mo-Zr obtidas por moagem de alta energia e prensagem a quente. Faculdade de engenharia do Campus de Guaratingueta, 2011.

Pereira, JNR. Sistema de instrumentação Hyflex <sup>®</sup>. Universidade Fernando Pessoa, Faculdade de Ciências de Saúde, Porto, 2015.

Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Journal of Endodontics*. 2014 Sep;40(9):1477-81.

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. *International Endodontic Journal*. 2015 May 22..

Plotino G, Grande N, Porciani P. Deformation and fracture incidence of Reciproc instruments: a clinical evaluation. *Int Endod J*. 2015; 48, 199–205.

Prichard, J. Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? *Br. Dent. J*. 2012; 212 (7): 345-6.

Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1997 Feb;23(2):77-85.

Saber SEDM, Nagy MM, Schafer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaperNext, iRace and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *International Endodontic Journal*. 2014.

Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2013 Feb;39(2):163-72.

Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*. 2004; 37(4):239-48.

Sousa J.L PPJ, Santos J.M. Avaliação da fadiga cíclica de três sistemas de limas utilizadas em instrumentação mecanizada: Universidade de Coimbra; 2014.

Suryanarayana, C. Mechanical alloying and milling. *Progress materials Science*, v,46, p.1-184, 2001. The theory and applications of the HVOF thermal spray process.

Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*. 2000 Jul;33(4):297-310.

Versiani, MA, Pécora, JD, Sousa-Neto, MD. Flat-oval root canal preparation with self-adjusting file instrument: a micro-computed tomography study. *J Endod*. 2011; 37(7): 1002-1007.

Vertucci, F.J. Root canal morphology and its relationship to endodontics procedures. *Endodontic Topics*, v.10, p.3-29, 2005.

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.

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. *Journal of Endodontics.* 2012 Nov;38(11):1535-40.

Weiger, R, Elayouti, A, Löst, C. Efficiency of hand and rotary instruments in shaping oval root canals. *J Endod.* 2002; 28(8): 580-583.

Zinelis, S., Eliades, T., Eliades, G. (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, pp. 125-134.

AMAURI NICOLETE

Evolução das ligas dos instrumentos endodônticos

2018