

Mória Rafaela Andrade Neto

Sistema de Instrumentação Mecanizada Hyflex EDM

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade Ciências da Saúde

Porto, 2016



Mória Rafaela Andrade Neto

Sistema de Instrumentação Mecanizada Hyflex EDM

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade Ciências da Saúde

Porto, 2016

Mória Rafaela Andrade Neto

Sistema de Instrumentação Mecanizada Hyflex EDM

Dissertação apresentada à Universidade  
Fernando Pessoa como parte dos requisitos para a  
obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária.

---

Mória Rafaela Andrade Neto

## **Resumo**

A Endodontia é uma área em constante evolução. Consideráveis desenvolvimentos nos materiais e técnicas têm sido essenciais para o melhoramento dos resultados nos tratamentos realizados.

É exemplo disso mesmo a constituição dos instrumentos Endodônticos primordiais, construídos em cordas de piano, com evolução para aço de carbono, material este que sofria corrosão provocado pelo cloro presente no hipoclorito de sódio. O aço de carbono evoluiu para aço inoxidável e deste as limas endodônticas passaram a ser feitas em níquel-titânio, conferindo-lhes melhor flexibilidade e efeito de memória de forma.

Mesmo com todas estas melhorias significativas, fraturas de instrumentos e erros durante a instrumentação continuam a acontecer e com eles veio a necessidade da pesquisa de possíveis melhorias da constituição das limas em NiTi.

Como resultado surgiram ligas como o M-wire, fase-R e CM-wire, criadas a partir de tratamentos térmicos, que trouxeram às limas Endodônticas maior flexibilidade e resistência à fratura que os instrumentos feitos em NiTi convencional.

A mais recente evolução das limas Ni-Ti, desenvolvida pela Coltene Whalident (Allstätten, Suíça), são as limas Hyflex EDM, limas para canais radiculares de 5ª geração. O seu processo de fabrico por eletroerosão cria uma superfície única fazendo com que estas limas sejam mais duras e resistam mais à quebra, aliado à sua alta flexibilidade. É possível assim reduzir o número de limas para a limpeza e modelagem dos canais durante os tratamentos endodônticos sem comprometer a preservação da anatomia dos canais.

As limas Hyflex EDM possuem, tal como as limas Hyflex CM, o efeito de controle de memória (CM), o que confere propriedades muito similares entre os dois sistemas.

## **Abstract**

Considerable research has been taken into Endodontics in order to improve materials and techniques which have been crucial to achieve better results in the performed treatments.

Example of that is the constitution of ancient Endodontic instruments, made of piano strings, which evolved to carbon steel, but as corrosion occurred due to chloride present in sodium hypochlorite, there was a new evolution from carbon steel to stainless steel and thus Endodontic files began to be made of titanium nickel offering them greater flexibility and shape memory effects.

Even with all these significant improvements, Endodontic instruments fracture and mistakes during instrumentation still occur, so there was the need to research for possible constitution improvements in Ni-Ti files.

As a result, alloys such as M-Wire, R- Phase and CM-Wire, created from thermal treatments, appeared and brought more flexibility and fracture resistance to Endodontic files than the instruments made in conventional Ni-Ti.

Hyflex EDM files, the first Endodontic instruments manufactured with EDM, for root canal 5<sup>th</sup> generation are the most recent Ni-Ti files evolution developed by Coltene Whaledent (Allstätten, Switzerland). Its manufacturing process by electro erosion creates a single surface enabling these files to be tougher and more resistant to fracture, allied to its greater flexibility. Thus, it's possible to reduce the number of files for cleaning and shaping of canals during endodontic treatments without compromising the preservation of their autonomy.

Hyflex EDM files have, such as Hyflex CM files, memory control (CM) effect, which provides very similar properties between the two systems.

## **Agradecimentos**

Quero mais do que agradecer, dedicar esta monografia aos meus pais. Aqueles que fizeram com que tudo isto fosse possível, desde o início. Obrigada! Obrigada do fundo do coração, o obrigada mais sincero que alguma vez de mim saiu. Obrigada pela educação da qual tanto me orgulho, obrigada pela paciência naquelas fases impossíveis de cansaço físico e psicológico, obrigadas pelos abraços e beijos, pelo carinho, pelo amor. Obrigada por todo o sacrifício que viveram, que vivemos, para que este caminho pudesse chegar ao final, para que eu pudesse pisar a meta. Amo-vos, hoje e sempre!

Agradecer aos meus amigos, aos que ficaram, aos que me acompanharam de verdade, mesmo que não tenha sido desde o início, que foram chegando e ficaram... Fomos guerreiros juntos, foram noitadas de estudo, de copos, de gargalhadas. Serões que encheram o peito de força quando muitas vezes ela era pouca. Aqui quero incluir as minhas colegas de "1º andar". Ouviram-me, limpam lágrimas, leram matéria comigo, levantaram-me. Vocês são especiais, que corações bonitos a vida me entregou quando vos trouxe até mim.

Obrigada a toda a minha gigante família. Tios, primos, irmãos...amo-vos e principalmente nesta reta final vocês foram essenciais, a vossa força foi a minha força. Tenho-vos no lugar mais bonito do meu coração. Somos Uma Super Família! Obrigada avós, que mesmo não estando aqui em corpo, sei que onde estão estão orgulhosos de mim. Senti-vos cá sempre que rezei pela vossa ajuda, pela vossa força, pela vossa energia. Esta é uma conquista vossa também, que me criaram, me acolheram, são grande parte da mulher que hoje sou.

Nada por nada é em vão, tudo tem mais que uma razão de ser. É onde o sol brilha...é mágico, às vezes é trágico. Por ti eu dei, de mim nem sei...não te vás já, acho que... quero ver-te outra vez. E, se um dia falar de ti, é porque tu ficaste, tu marcaste. Obrigada luz!!!

Uma obrigada muito especial à minha binómia, Rita Simões, a minha Bina, pela amizade boa, pelo companheirismo, pelo espírito de entreajuda, por saber sempre o que dizer, quando falar e quando me deixar só comigo. Bastava um olhar, ela já sabia. Obrigada sua luz bonita!

Agradecer ao meu orientador, Dr. Miguel Albuquerque Matos, por toda a orientação, tempo despendido, pela paciência, demorou mas está feito... E acima de tudo agradecer o óptimo profissional durante estes 5 anos, mais longos para ele do que para nós...

Por último quero agradecer a Deus, à vida, ao universo. Sou uma abençoada. Sou feliz. Consegui. Conspiraram a meu favor.



# Índice Geral

I	Introdução.....	1
II	Desenvolvimento	
	1) Materiais e métodos.....	2
	2) Introdução à Endodontia.....	3
	i) Processo de fabrico.....	6
	(1) Torção.....	6
	(2) Maquinadas.....	6
	ii) Ligas Metálicas.....	7
	(1) Aço de Carbono.....	7
	(2) Aço Inoxidável.....	7
	(3) Ni-Ti.....	8
	iii) Fraturas e erros iatrogénicos decorrentes da instrumentação.....	11
	(1) Fraturas.....	11
	(2) Erros iatrogénicos.....	12
	v) Melhorias dos instrumentos endodônticos .....	14
	(1) Técnicas de tratamento de superfície.....	14
	(2) Tratamentos térmicos.....	14
	(a) M-wire.....	15
	(b) Fase-R.....	16
	(c) CM-wire.....	17
	3) Sistema de instrumentação Hyflex EDM.....	20
	4) Conclusão.....	27
III	Referências Bibliográficas.....	28

## **Siglas e Abreviaturas**

CM – controlled memory

TENC – Tratamento endodôntico não-cirúrgico

CT – Comprimento de trabalho

NiTi – Níquel-Titânio

EDM – Electro discharge machining

% - Percentagem

Af - temperatura final da transformação austenítica

As - temperatura de início da transformação austenítica

## **Índice de Figuras**

Figura 1: Regeneração através de Tratamento Térmico (Coltene Whaldent)..... 21

Figura 2: Sistema de Limas Hyflex EDM (Coltene Whaldent).....22

## I) Introdução

A Endodontia tem como objetivos primordiais o diagnóstico diferencial e o tratamento da dor dentária, seja ela de origem pulpar, periapical ou ambas. Estão incluídos também os tratamentos para manter a vitalidade pulpar, tratamento dos canais radiculares sempre que seja inviável conservar a sua vitalidade ou quando já existe necrose pulpar, com ou sem complicações periapicais, tratamentos químico-cirúrgicos para eliminação dos tecidos periapicais inflamados em consequência da patologia pulpar, assim como a ressecção periapical, hemiseção e a apicectomia. E também utilizada para tratamentos pulpares devido a traumatismos, reimplantes de dentes avulsionados, branqueamentos internos de dentes com alteração de cor, retratamentos de dentes com tratamento endodôntico não cirúrgico prévio onde este fracassou e também na restauração da coroa dentária mediante a utilização de pinos ou espigões em locais anteriormente ocupados pela polpa. ( Ingle et al.,2002 ).

Significativos avanços tecnológico têm surgido ao longo da evolução da Endodontia permitindo desenvolvimentos físico-químicos e mecânicos relativos aos materiais utilizados na construção dos instrumentos.

A evolução dos materiais permitiu assim uma maior flexibilidade e resistência dos instrumentos, resultando na diminuição do risco de acidentes e otimização da limpeza e desinfecção do sistema de canais radiculares (SCR) (McSpadden J., 2007).

Esta dissertação tem em vista a exposição das evoluções nas ligas metálicas utilizadas na elaboração das ligas metálicas com ênfase acentuado no novo sistema de limas desenvolvido pela Coltene, designado Hyflex EDM (Electro Discharge Machining). As Hyflex EDM apresentam um inovador processo de fabricação que lhes confere até 700% maior resistência à quebra do que quaisquer outras limas NiTi. (Coltene, 2016)

## **II) Desenvolvimento**

### **1) Materiais e Métodos**

Para a elaboração do presente monografia foi realizada uma revisão bibliográfica, com base na pesquisa de informação nos seguintes motores de busca: b-on, Scielo, Pubmed e Medline, com as palavras-chave: “Hyflex”, “Hyflex EDM”, “electro discharge machining”, “Ni-Ti files”, “endodontic treatment” e “controlled memory wire”. Dos artigos encontrados, 31 foram seleccionados, tendo como critério de inclusão serem escritos em Português ou Inglês. O critério de exclusão foi os artigos em questão terem sido redigidos noutros idiomas.

Foram ainda consultados os livros: “Cohen Caminhos da Polpa”, “Endodontics”, “Ingle Endodontics 6”, “Sistemas Rotatorios en Endodoncia” e “Mastering Endodontic Instrumentation”

## 2) Introdução à Endodontia

Foi no período Helénico que se realizou a primeira Endodontia. Usou-se um arame de cobre, que apenas bloqueava a entrada do canal radicular, para obturar um incisivo lateral. (Ingle, J. et al., 2002)

Já a primeira remoção de polpa dentária foi executada por Pierre Fauchard em 1746. Este propôs que se colocasse algodão com eugenol em cavidades de cárie profunda para eliminar a dor. Se houvesse dor este deveria ser drenado através de uma sonda, ocorrendo assim a remoção do pus e alívio da dor. (Ingle, J. et al., 2002)

Miller demonstra a existência de microrganismos nos canais radiculares, isto em 1890, e a sua importância na etiologia das doenças pulpares e periapicais. A partir daqui o tratamento Endodôntico em si deixou de ser apenas a obtenção de canais como se gerou uma pesquisa constante de um fármaco capaz de eliminar a infecção microbiana. (Ingle, J. et al., 2002)

O maior avanço em relação à desinfecção canal dá-se na década de 30. Grossman declara o Hipoclorito de Sódio como uma substância irrigante. (Ingle, J. et al., 2002)

Mas é a partir dos anos 80 que se dá a maior evolução, isto em termos de materiais utilizados, técnicas de instrumentação e irrigação, obtenção de imagens radiográficas, entre outros. A técnica de Roane ou das forças balanceadas foi introduzida, ficando com o nome do seu inventor, Roane. McSpadden e outros investigadores foram acrescentando alterações necessárias e permitiram que a instrumentação rotatória fosse possível. (Ingle, J. et al., 2002)

Podemos dividir o tratamento Endodôntico em 3 partes: a abertura de cavidade de acesso à câmara pulpar; limpeza e conformação dos canais radiculares e obturação. (Cohen, 2011)

À remoção de toda a cárie existente e todo o teto pulpar damos a designação de cavidade de acesso, de forma a que haja visibilidade total dos canais radiculares. Deve ainda permitir a entrada dos instrumentos Endodônticos e dos irrigantes livremente e de forma reta até ao terço apical dos canais radiculares. (Cohen, 2011)

A instrumentação dos canais radiculares, tem como objectivo atingir a constrição apical, ou seja, o limite apical. Este é o local onde ocorre a junção cimento-dentinária e é onde o canal tem o seu menor diâmetro. Determinamos então um comprimento de trabalho (CT), desde a ponta da coroa do dente até a constrição, esta área representa a área a ser instrumentada. O CT pode ser encontrado recorrendo a localizadores electrónicos do ápice (LEA), radiograficamente ou recorrendo a pontas de papel. (Cohen, 2011)

Atualmente a instrumentação é feita com recurso a limas Endodônticas, onde as limas K, se destacam por terem sido as primeiras a surgir e por ainda hoje serem das mais usadas. Estas apresentam uma conicidade de 2% e podem ser de secção quadrada, triangular ou transversal. As limas K permitem a sua pré curvatura o que facilita a sua utilização na instrumentação dos canais radiculares.

Após serem inseridas no canal, é realizada uma série de movimentos com as limas de acordo com a técnica utilizada pelo Médico Dentista, de forma a remover a dentina. (Cohen, 2011)

A obturação é não mais do que o preenchimento tridimensional do sistema de canais radiculares, proporcionando um selamento hermético apical, coronal e lateral: impedindo assim a entrada de bactérias e a proliferação destas, ou das bactérias que não tenham sido removidas durante o processo de instrumentação privando-as de nutrientes.

A gutta-percha é o material mais utilizado na obturação, em conjunto com cimento. A restauração final marca o final do tratamento Endodôntico garantindo o selamento coronal. (Cohen, 2011)



## **i) Processo de Fabrico**

De acordo com o seu processo de fabrico, as limas Endodônticas podem ser divididas em dois grandes grupos, as que foram feitas através da torção da liga metálica ou as que foram maquinadas a partir da liga. (Ingle, 2008)

Este é de grande importância pois pode ter influência nas características das limas, como na resistência das mesmas, uma vez que podem induzir defeitos na superfície das limas, que tornam as limas mais susceptíveis a fraturar. (Kim et al cit in Pirani 2015)

### **(1) Torção**

O primeiro método a ser utilizado para a produção das limas Endodônticas foi a torção de ligas metálicas, sobretudo de limas produzidas em aço carbono e aço inoxidável. O processo inicia-se com as ligas metálicas sobre a forma de fios redondos, com diferentes diâmetros de acordo com o diâmetro da lima, que são moídos de forma a alterar as formas destes fios, tornando-os triangulares, quadrados ou rombóides. De seguida passam por novo processo de moagem para que os fios adquiram as conicidades desejadas para a lima; por fim este fio é torcido em sentido anti-horário de forma a produzir as espiras e assim os bordos cortantes, formando uma lima. (Ingle, 2008)

### **(2) Maquinadas**

Neste processo a liga é forjada numa forma cilíndrica que é posteriormente passada por uma série de cilindros de forma a obter a forma cónica desejável, sendo depois talhado na mesma o perfil e secção transversal da lima como também os sulcos. (Thompson, 2000)

A grande maioria dos instrumentos em níquel-titânio é produzida através deste método. Este processo deixa na superfície das limas inúmeras irregularidades que podem servir como locais de maior concentração de stress e diminuir assim a resistência à fratura dos instrumentos. (McSpadden, 2007; Gutman, 2012)

## **ii) Ligas Metálicas**

### **(1) Aço de Carbono**

Hoje em dia estas ligas não são utilizadas, devido às propriedades mecânicas associadas. São constituídas por aproximadamente 93% de ferrite (ou mistura ferro puro) e 7% de cementita. (Castelluci, 2005)

Este material fazia com que sofressem facilmente corrosão, quando sujeitas a contacto com NaOCl. Tem a vantagem de ser um material de baixo custo. (Castelluci, 2005)

### **(2) Aço Inoxidável**

Foi introduzido no mundo da Endodontia, em 1961, o aço inoxidável, ganhando este grande notoriedade devido às suas propriedades, nomeadamente, flexibilidade e resistência à corrosão. (Leonardo M. e Leonardo R., 2002)

Este material é constituído por cerca de: 74% em ferro, 18% em crómio e 8% em níquel. A adição do crómio prendia-se com a prevenção da corrosão sofrida pelas limas durante a esterilização e no contacto com o NaOCl, apresentando assim uma boa resistência quer ao NaOCl e ao EDTA. (Darabara, 2004)

Existem vários tipos de aço inoxidável, os principais são: ferríticos, martensíticos e austeníticos. Na Endodontia os aços inoxidáveis do tipo austeníticos são os que mais interessam, pois dos três são os que têm maior resistência à corrosão. Outras propriedades como ductibilidade, ou seja, a sua capacidade de deformação a frio sem que haja fratura, bem como o seu custo aceitável também contribuíram para a sua preferência (Anusavice, 2005).

As limas em aço inoxidável não são capazes de remover a totalidade do tecido pulpar e têm associado a instrumentação com estes instrumentos muitos erros iatrogênicos, como a extrusão de detritos por apical e a instrumentação não centrada dos canais radiculares, durante a instrumentação como resultado da dureza dos mesmos. (Kumar B. et alii, 2013)

Uma das desvantagens desta liga é apresentarem uma flexibilidade reduzida, o que significa uma certa limitação na instrumentação de canais curvos, devido ao seu desenho e propriedades mecânicas, tendendo a fracturar e podendo ocorrer transporte do canal. (Fleming et alii, 2010)

### **(3) Níquel-Titânio**

Foi desenvolvida pela marinha norte americana, esta liga tem sensivelmente há 40 anos por Buchler no laboratório naval de Ordnance (NOL), recebendo o nome de Nitinol (Ni Ti Naval Ordnance Laboratory). Esta liga tem como características ser anti-magnética e anti-corrosiva, diversas investigações têm comprovado que NiTi é biocompatível e não enfraquece após a esterilização e quando comparadas com as limas de aço inoxidável, possuem efeito de memória de forma e módulo de elasticidade. (Thompson, 2000)

Instrumentos em NiTi são instrumentos fabricados por maquinagem (processo mecânico onde a peça é o resultado de um processo de remoção de material), a partir de uma haste cônica metálica de secção triangular, com 55-60% de níquel, 40-50% de titânio, sendo inicialmente aplicadas nos arames de ortodontia passando a ser utilizadas na confecção das limas de endodontia (Thompson, 2000)

Esta liga tem duas grandes fases cristalográficas, a fase austenítica e a fase martensítica. Na fase austenítica a sua estrutura cristalina apresenta-se ordenada complexa, enquanto na martensítica essa estrutura está distorcida, desordenada. A formação do NiTi pode

dar-se com recurso a temperatura ou tensão, sendo que no caso da austenítica a temperatura é elevada e baixa tensão, e na martensítica acontece o inverso, a temperatura é baixa e a tensão é máxima. Entre uma e outra fase, ainda se pode dizer que há uma terceira fase, denominada fase R. Esta fase R consiste numa fase de transição (Anusavice, 2005).

A temperaturas entre aproximadamente os 100°C e a temperatura de fusão da liga (entre os 600 e os 700°C) e a valores de baixa tensão, o NiTi encontra-se numa forma cúbica de corpo centrado estável que é chamado de austenítica (ou B2). A austenítica apresenta maior resistência à deformação e maior tensão de limite elástico que as restantes fases. (Thompson, 2000)

Quanto à flexibilidade e dureza da liga, a fase martensítica possui maior flexibilidade, é mais facilmente deformável, e menor dureza, enquanto na austenítica há uma maior dureza mas menor flexibilidade (McSpadden, 2007).

NiTi arrefecido abaixo de determinado nível, o chamado intervalo de temperatura de transformação, ocorre a transformação martensítica, levando a formação de martensítica (B19), que tem uma estrutura monocíclica ordenada, sem que haja alteração a nível macroscópico. A quantidade de transformação está dependente da temperatura inicial de transformação martensítica ( $M_s$ ), valor no qual se inicia a transformação de austenítica para martensítica, e da temperatura final de transformação martensítica ( $M_f$ ) valor no qual toda a austenítica foi transformada em martensítica, podendo no entanto haver material que tenha ficado sob a forma de austenítica por algum motivo a qual se dá o nome de austenítica retida. (Thompson, 2000)

A fase de transformação é a responsável pela capacidade superelástica das ligas de NiTi. (Thompson, 2000)

Citando Thompson, 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)

Esta transformação é revertida quando a liga é aquecida acima do valor de temperatura de transformação austenítica inicial (As), iniciando-se nesta altura a transformação de martensítica para austenítica, e termina quando é atingida a temperatura de transformação austenítica final (Af) voltando a estrutura a sua forma austenítica. (Thompson, 2000)

Desde a sua introdução em 1988, os instrumentos rotatórios de níquel-titânio (NiTi) têm-se tornado num dos pilares da Endodontia clínica devido à sua habilidade excepcional de potencializar a forma pretendida do canal com menos complicações processuais. (Young et al., 2007).

Uma nova geração de instrumentos Endodônticos realizados a partir de uma liga de NiTi, acrescentou uma nova dimensão na prática da Endodontia. A sua superelasticidade é uma propriedade que permite que a liga retorne a sua forma original após uma deformação significativa, diferenciando-as das ligas metálicas, como o aço inoxidável, que mantém a deformação e a forma de um modo permanente. O NiTi, é cinco vezes mais flexível que o aço inoxidável e parece ser 10 vezes mais resistente ao stress. As propriedades da liga fazem das limas NiTi instrumentos Endodônticos mais flexíveis e com uma melhor resistência à fratura, estando aptas a trabalhar nas zonas de curvaturas mais severas presentes nos sistemas de canais radiculares, resistindo mais ao desgaste em comparação com as limas de aço inoxidável. (Ingle et al., 2002)

### iii) Fraturas e erros iatrogênicos decorrentes da instrumentação

#### (1) Fraturas

Muitas das fraturas de instrumentos ocorrem, inesperadamente, sem sinais de deformação permanente (deformação que ocorre após ultrapassar o limite elástico do material, não sendo reversível). (Kawakami et al., 2015)

Os fabricantes recomendam o uso limitado das limas NiTi, especialmente nos canais curvos. Também é importante verificar nos instrumentos, sinais de desgaste e deformação, pois o uso futuro desses instrumentos poderia resultar na fratura dos mesmos (Inan et al, 2009).

Podem ser duas as circunstâncias em que instrumentos Endodônticos rotatórios fracturam: fratura por torção ou fratura de fadiga cíclica / flexão.

**Fratura por torção:** ocorre quando a ponta ou qualquer parte do instrumento é bloqueado no canal enquanto o eixo continua a girar, fazendo com que o instrumento exceda o limite de elasticidade do metal ocorrendo a deformação plástica levando à fratura.

**Fratura por endurecimento e fadiga do metal:** neste tipo de fratura, o instrumento gira livremente num canal curvo, na zona de curvatura, levando o mesmo a flexionar até ocorrer a fratura, no ponto de fleccção máxima. O torque exercido pela peça de mão ou motor eléctrico é ultrapassado, sendo a fratura inevitável (Martin et al, 2003; Sattapan et al, 2000).

Outro fator que pode influenciar a frequência com que os instrumentos fracturam é o torque. Quando um motor, que gera um alto grau de torque é utilizado, é possível ultrapassar o ponto de fratura do instrumento no interior do canal.

Uma solução possível seria usar um motor Endodôntico de baixo torque, sendo executado com um binário máximo admissível para cada instrumento rotatório.

Motores de baixo torque param de rodar e, depois, invertem a rotação, quando o instrumento tem de resistir a níveis de binário equivalente aos produzidos pelo motor, evitando assim a rutura. (Gambarini, 2000).

Uma cavidade de acesso bem executada é por si só um grande avanço uma grande diminuição do risco de fratura de instrumentos. Uma cavidade de acesso mal realizada por norma leva a que haja uma forçar das limas dentro do canal contra as paredes do mesmo o que aumenta significativamente as forças exercidas sobre a lima. O acesso desejável deverá ser livre e direto de interferência adicionais causadas por uma má cavidade de acesso (Cohen, Hargreaves, 2011).

A realização de pré-alargamento do sistema de canais radiculares (Glide path) consiste no uso de limas de baixo calibre, e tem como objectivos a negociação do sistema de canais, conhecimento da anatomia dos canais radiculares, mas principalmente fazer um pré-alargamento dos canais de modo a minimizar o esforço necessário para a introdução/instrumentação e assim minimizar a força que as limas de NiTi mecanizadas terão de realizar para limpar e dar conformação ao canal; isto associado a uma boa irrigação durante todo o procedimento. (Madarati et al., 2008).

## **(2) Erros Iatrogénicos**

Em qualquer momento do tratamento pode ocorrer uma perfuração de um canal radicular, mas é mais prevalente durante a preparação e instrumentação em canais curvos.

As perfurações em Endodontia podem ser originadas por uma má técnica de instrumentação dos canais radiculares, ou podem ser causadas por má prática de abertura de cavidades de acesso, levando assim a perfurações na zona de furca, sendo estas, de difícil reparação. As perfurações na zona de furca são provocadas pelo uso de

brocas com pontas ativas quando se está a abrir a cavidade de acesso e se está perto do chão da câmara pulpar.

O sangramento súbito proveniente dos canais radiculares é um sinal de uma perfuração. (Bergenholtz G. et al., 2010)

As perfurações dizem respeito a qualquer tipo de comunicação entre o sistema de canais radiculares e o ligamento periodontal. (Ingle, 2008)

Um degrau, desvio ou falso trajeto corresponde a um transporte interno no canal que pode impedir o alcance do CT, uma vez que se torna difícil a passagem de tal obstáculo. Pode ser resultado de uma aplicação de força apical excessiva, movimento ou técnica de instrumentação errada, a não pré-curvatura das limas ou ainda pelo uso de instrumentos de baixa flexibilidade em zonas de grandes curvaturas, entre outros. (Ingle, 2008)

Estes indesejados desvios ou falsos trajetos produzidos, tornam assim a instrumentação da porção apical muito difícil ou até mesmo em alguns casos impossível, podendo até conduzir em última consequência, a uma perfuração radicular (Gordon, 2004).

A ocorrência de um zip, consiste no transporte de detritos para a parte mais apical do canal, causando assim a destruição da constrição apical. O zip pode causar problemas periapicais devido à criação de uma falsa saída por este erro de instrumentação. Esta falsa saída também provoca dificuldades ao nível da limpeza, desinfeção e obturação. (Bergenholtz et al. 2010).



## V) Melhorias dos instrumentos endodônticos

Podem efetivamente ser alteradas as características das ligas NiTi, as características das limas produzidas a partir destas ligas ao ser modificado o processo de fabrico, alterando a fórmula do material de origem ou a combinação de ambos. (Gambarini, 2008)

### (1) Técnicas de tratamento de superfície

*Implantação iônica*- trata-se da incorporação de íons de Árgon, Boro, Nitrogénio e titânio, através de processos como a nitridação térmica ou imersão em plasma. Algumas destas técnicas chegaram a apresentar algumas melhorias, sobretudo a nível da resistência ao desgaste e eficácia de corte. É uma técnica pouco utilizada devido a sua relação custo/eficácia. (Gutman, 2012) Limas que foram sujeitas a nitridação térmica a temperaturas inferiores a 300°C apresentam um aumento na dureza da superfície, resistência ao desgaste e eficácia de corte. (Li et al., 2006)

*Eletroforese*- envolve a imersão da liga de NiTi numa solução ácida, no qual está um ânodo com carga negativa, sobre a qual se faz passar uma corrente elétrica. Isto vai alterar a composição e a textura do instrumento, eliminando o número e extensão dos defeitos existentes na superfície, permitindo um aumento da resistência à fratura e à corrosão. (Gutman, 2012)

### (2) Tratamentos térmicos

Os tratamentos térmicos podem provocar alterações nas propriedades mecânicas das limas Endodônticas, como na dureza das mesmas. (Zinelis et all, 2010)

Os tratamentos térmicos permitem a alteração das características mecânicas das ligas de NiTi como a superlasticidade e efeito de memória de forma. (Gutman, 2012)

O aquecimento das ligas a temperaturas a rondar os 400°C iria permitir o surgimento da fase-R e melhorias na flexibilidade das ligas. (Gutman, 2012)

As alterações causadas pelo tratamento térmico resultam no aumento da flexibilidade das limas de NiTi. (Yahata cit in Gutman, 2012)

O tratamento térmico provoca alterações sobre as temperaturas de transformação de fase associadas as ligas de NiTi (As,Af,Ms e Mf). (Zinnelis, 2007)

À temperatura corporal (37°C) as limas feitas em NiTi convencional encontram-se sob a forma de austenítica enquanto que as limas feitas a partir de ligas que sofreram tratamento térmico apresentam-se em grande parte em martensítica. (Shen, 2013a)

Uma estrutura que tenha na sua constituição tanto martensítica como austenítica tem uma maior resistência a fadiga que uma estrutura completamente austenítica. (Shen, 2013a)

Ao trabalharmos com instrumentos na fase martensítica, temos limas que apesar de serem facilmente deformáveis, conseguem recuperar a sua forma original, se aquecidos acima da temperatura de transformação. (Shen, 2013a)

Como resultado dos tratamentos térmicos aplicados às ligas de Níquel-Titânio surgem 3 novas ligas com características melhoradas, M-wire, fase-R e Controlled Memory-wire (CM-wire). (Shen, 2013a)

#### (a) **M-wire**

A Dentsply Tulsa Dental Specialties (Tulsa, Oklahoma) introduziu, em 2007, no mercado o M-wire, uma liga que surgiu a partir da aplicação de tratamentos térmicos em ligas de NiTi. (Shen, 2013a)

M-wire apresenta altas quantidades de martensítica estável em condições de uso clínico, o que permite um aumento da resistência à fadiga, mas mantendo a superelasticidade das ligas de NiTi convencional (Alapati, 2009)

A 37°C as limas de M-wire apresentam uma constituição quase igual de austenítica e fase-R , enquanto que as limas em NiTi apresentam apenas austenítica. (Alapati, 2009)

A temperatura de Af das limas de M-wire é de aproximadamente de 45°C enquanto que para as limas de NiTi convencional é de aproximadamente 25°C. (Alapati, 2009; Shen, 2013a)

As limas em M-wire apresentam maior resistência à fadiga e flexibilidade, que as limas feitas em NiTi não sujeitas a tratamento térmico. (Gao et all cit in Shen, 2013a)

#### (b) **Fase-R**

Em 2008 são apresentadas as limas TF, por parte da SybronEndo, utilizando um novo processo térmico que permite a construção das limas em fase-R. (Shen, 2013a)

A fase-R é uma fase intermédia que surge num curto intervalo de temperatura, durante a transição de martensítica para austenítica e vice-versa.(Shen, 2013a)

A fase-R apresenta superelasticidade, efeito de memória de forma e ainda uma maior resistência ao desgaste quando comparadas com as limas de NiTi. (Shen, 2013a)

Esta liga, permitiu que as limas neste material possam também ser feitas através do método de torção, algo que era impossível com as limas em NiTi não tratado termicamente. (Gutman, 2012)

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. (Shen, 2013a)

As limas TF durante a utilização clínica apresentam-se sobretudo na forma austenítica. (Shen, 2013a)

As limas em fase-R apresentam maior resistência à fadiga cíclica e ainda maior flexibilidade que a correspondente lima feita a partir de NiTi. (Gambarini, 2010)

### (c) **Controlled Memory wire**

Em 2010 a DS Dental (Johnson City, Tennessee) apresenta uma nova liga de NiTi, que mais uma vez surge a partir de um tratamento térmico, com o nome de Controlled Memory wire. Estas limas são extremamente flexíveis, com efeito de controlo de memória, diferenciando-se das restantes ligas de NiTi. (Shen, 2013b)

As limas em CM-wire têm maior flexibilidade resistência à fadiga que as restantes limas e ainda uma resistência à torção semelhante as restantes. (Shen, 2013a)

A liga de CM-wire contrariamente à liga de NiTi convencional apresenta duas fases durante a transformação de martensítica para austenítica e no processo inverso, surgindo no processo fase-R. Tal acontece quer durante o aquecimento da liga quer no arrefecimento, contrariamente ao que acontece na liga de NiTi, na qual durante o arrefecimento há uma transformação direta de austenítica para martensítica. (Zhou, 2012)

Nas limas produzidas em CM-wire quer as temperaturas  $A_s$  quer  $A_f$  são mais altas que nas limas em NiTi. (Zhou, 2012)

A temperatura de  $A_f$  para as limas de NiTi convencionais é igual ou abaixo da temperatura ambiente (situando-se entre os 16°C e os 31°C) enquanto, que no caso das limas em CM-wire a  $A_f$  é acima da temperatura corporal, rondando os 55°C, o que faz que durante o uso as limas neste material se encontrem sobretudo na fase martensítica. De referir que no caso das TF esta temperatura situa-se nos 17°C, e que no caso das limas em M-wire é por volta dos 50°C (Shen, 2011b) (Shen, 2013a)

Enquanto que à temperatura em que as limas são usadas a nível clínico, as limas de NiTi apresentam uma estrutura totalmente em austenítica, as limas em CM-wire apresentam uma estrutura mista, contendo partes de austenítica, martensítica e fase-R, o que lhe permite ter uma maior flexibilidade e não apresentar a capacidade de superelasticidade. (Zhou, 2010) (Shen, 2010)

As limas em CM-wire apresentam maior flexibilidade que as limas em NiTi convencional. (Shen, 2013a) Apresentando ainda maior deformação antes da fratura, menor stress máximo para a reorientação da martensite e menor força tênsil máxima. (Casper, 2011) (Zhou, 2012)

Limas produzidas em CM-wire apresentaram resultados de resistência à fadiga de cerca de 300 a 800% em comparação as limas de NiTi. (Shen, 2013a)

O fato destas limas serem mais flexíveis permite manter a anatomia original dos canais e ainda reduzir a ocorrência de erros durante a instrumentação. (Shen, 2013b)

Um dos motivos para a melhor resistência à fadiga por parte dos instrumentos produzidos neste material, encontra-se na forma como as fraturas surgem no mesmo. Enquanto que nos instrumentos de NiTi convencional normalmente se verifica apenas uma fenda como resultado da fadiga, nas limas em CM-wire surgem múltiplas fendas, verificando-se ainda uma área menor ocupada por estas fendas nas limas feitas em CM-wire. (Shen, 2011a; Shen, 2012; Shen 2013a)

Comparando instrumentos de NiTi com instrumentos de características semelhantes em CW-wire, os últimos apresentaram resultados de resistência à fadiga bastante superiores, verificando-se assim que o material no qual as limas são produzidas é de maior importância para a resistência à fadiga do que o desenho da lima. (Shen, 2011a; Shen, 2012)

Verificou-se que na superfície de dois instrumentos de sistemas diferentes em CM-wire existe na camada de óxidos à superfície uma grande quantidade de oxigénio. Verificou-se ainda que estas duas limas apresentam uma maior resistência à fadiga que as limas

em M-wire e NiTi incluídas neste estudo, muito devido à menor quantidade de níquel na constituição das limas, nas diferenças das temperaturas de transformação destas e na constituição da estrutura das limas (existência de uma matriz composta por austenite e martensite simultaneamente). (Braga et al., 2014)

Podemos assim concluir, em relação aos tratamentos térmicos, que estes têm vindo a permitir o desenvolvimento de limas melhoradas mecanicamente graças a avanços tecnológicos, possibilitando a instrumentação de canais que variam anatomicamente.

### 3) Sistema de Instrumentação Hyflex EDM

A Coltene-Whaldent apresentou recentemente as limas Hyflex EDM, limas estas que oferecem aos praticantes da Medicina Dentária uma mais fácil preparação mecânica dos canais para que mesmo os mais inexperientes possam obter resultados mais fidedignos de forma mais rápida e facilitada. (Coltene, 2016)

As limas Hyflex EDM são produzidas através de um inovador processo chamado eletroerosão. Deste processo resultam limas extremamente flexíveis e resistentes à fratura. Estas limas, comparadas com as tradicionais limas NiTi são 700% mais resistentes à fadiga cíclica. (Coltene, 2016)

Apesar de este processo ser já bem documentado em e já ter sido usado em ligas NiTi e aplicações cirúrgicas, as limas Hyflex EDM são os primeiros instrumentos Endodônticos produzidos através de electro discharge machining. (C.Pirani *et al.*, 2015)

Estas são fabricadas a partir do mesmo fio de memória controlada que as HyFlex CM , mas são produzidas através de usinagem por eletroerosão (EDM) , um processo de erosão térmica sem contacto que parcialmente derrete e evapora o fio pela alta frequência descargas de faíscas. (F. Iacono *et al.* 2016)

Estudos recentes revelaram uma superfície irregular 'tipo cratera', que é a morfologia superficial típica de materiais ED-usinados. Este aspecto superficial representa uma inovação em comparação com as limas NiTi convencionais, e ensaios de fadiga cíclica demonstraram que o processo de EDM aumentou significativamente a resistência dos instrumentos. (F. Iacono *et al.* 2016)

Este novo processo de fabrico por descargas eléctricas tem um impacto substancial na resistência à fadiga das Hyflex EDM. A sua superfície manteve-se intacta após vários usos, confirmando assim uma maior resistência a um maior número de utilizações.

Estudos apontam que as limas EDM parecem ser capazes de instrumentar canais severamente curvados. (C.Pirani et al., 2015)

Graças à sua propriedade de controle de memória (CM), o sistema de limas Hyflex EDM acompanha a anatomia do canal, o que reduz significativamente o risco de criação de ressaltos, transporte ou perfuração de um canal. Como limas de aço inoxidável, as limas Hyflex podem ser pré-curvadas previamente. (Coltene, 2016)

A Hyflex NiTi possui uma memória do formato embutida. Esta previne stress durante a preparação ao alterar o formato das espiras. Elas recuperam o formato após tratamento térmico. Um processo normal de autoclave é suficiente para que as limas recuperem o seu formato original e regenerarem as estruturas de cristal e a resistência à fadiga. (Coltene, 2015)

No caso da falha de recuperação de formato após o tratamento com calor, esta estará plasticamente deformada e portanto terá o risco de quebra aumentado. Estas limas não devem ser reutilizadas após a inspeção visual. O número de reutilizações, que pode ser determinado pelo Médico Dentista por meio de inspeção visual, é maior do que o das restantes limas NiTi. A combinação de flexibilidade, resistência à fratura e eficiência de corte das Hyflex EDM faz com que seja possível reduzir o número de limas utilizadas na limpeza de canais radiculares preservando a sua anatomia. (Coltene, 2016)

### Regeneração através de tratamento térmico



Figura 1 Regeneração através de tratamento térmico



Dependendo da situação clínica, o uso das limas Hyflex reduz o número de limas a 2-3 unidades, particularmente em canais retos e largos, assim sendo a ColteneEndo® disponibiliza neste sistema as seguintes limas: a lima 25/.12 com 15 mm para abertura de orifício, a lima glide path 10/.05 e a lima Hyflex OneFile, ambas com 25 mm, como limas de modelagem. Disponibiliza ainda as limas 40/.04, 50/.03 e 60/.02 com também 25 mm, como limas de acabamento. (Coltene,2016)

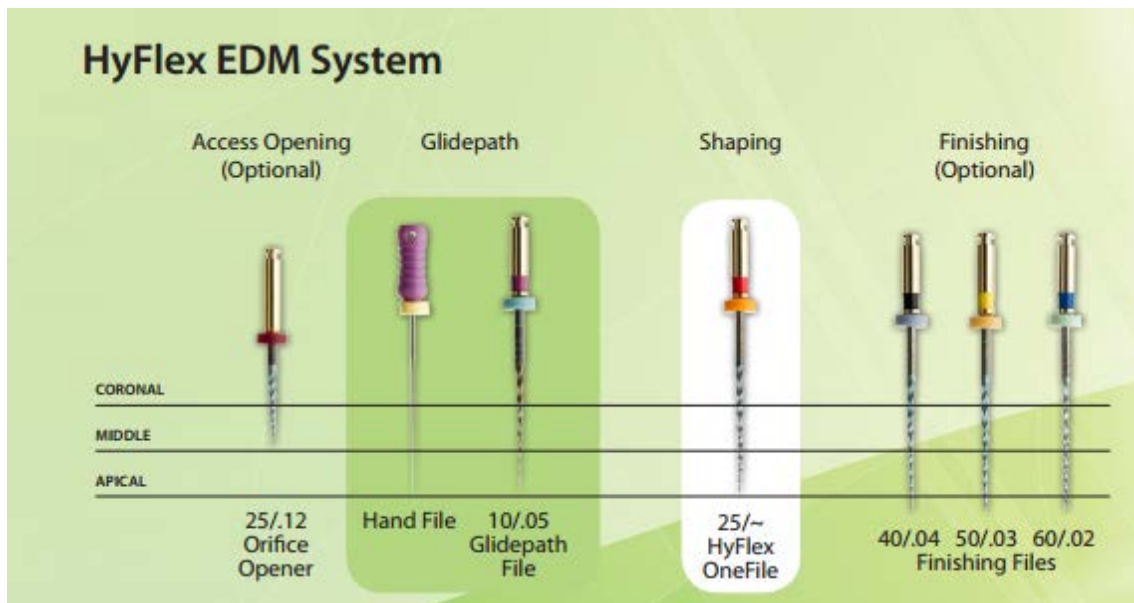


Figura 2 Sistema de limas Hyflex EDM

A Hyflex Glide Path assegura a modelagem da superfície deslizante devido ao controle de memória. Além da flexibilidade extrema que permite que as limas acompanhem anatomias incomuns, elas são muito fáceis de serem usadas e garantem um tratamento seguro.

Quando expostas a uma tensão exagerada, estas limas desespiram, de forma a não haver tanto atrito entre as paredes do canal e a lima, aumentando assim a resistência à fratura. Para a lima voltar à sua forma inicial basta um ciclo de esterilização no autoclave a 134 graus Celsius. Desta forma também se pode verificar facilmente se a lima esta apta para voltar a ser utilizada, uma vez que esta não retorna à sua forma original, sofre uma deformação irreversível (Shen Y.et al., 2011a, 2011b, 2013a; Bürklein S. et al., 2014).

Se, após a esterilização na autoclave, a lima apresentar várias espiras que pareçam estar alongadas ou qualquer outro defeito, esta não deve ser mais utilizada. O número de vezes que uma lima pode ser reutilizada depende do processamento e do tratamento. O estado das limas deve ser sempre controlado antes e depois da utilização. (Coltene, 2016)

Para utilizar as limas é necessária uma peça de mão com contra-ângulo redutor (p. ex., peça de mão com motor Coltene Endo CanalPro CL). Todas as limas HyFlex EDM NiTi podem ser usadas a 500 rpm e torque de até 2.5 Ncm (25 mNm), com exceção das limas Glidepath, que podem ser usadas a 300 rpm e torque de até 1.8 Ncm (18 mNm). (Coltene, 2016)

Durante a utilização das limas, a irrigação dos canais radiculares com frequência e a sua lubrificação são primordiais. Devem ser limpas as espiras da lima após cada introdução no canal radicular.

Segundo a ColteneEndo®, a utilização correta deste sistema, passo a passo é: primeiramente o acesso coronal após ter sido criado um acesso coronal linear, aqui é conveniente utilizar uma lima manual (tamanho máximo 20/.02) ou uma lima rotativa de pré-alargamento para criar uma trajetória descendente apical. Ao longo do processo deve ser realizada a irrigação, com NaOCl, no canal.

**PASSO 1 (opcional):** Dependendo da situação clínica e do critério do Médico Dentista, pode ser necessária a utilização do alargador 25/.12. Para canais mais pequenos, é indicada a HyFlex CM 25/.08 como alargador. A lima deve ser posicionada no canal sem ligar o motor. Quando não é possível avançar mais a lima, é feita recuar 1 mm até que fique livre das paredes. Deve avançar-se lentamente com toques ligeiros e sem exercer pressão.

Na presença de resistência é possível avançar. Esta lima não deve ser utilizada na parte curva do canal radicular. Entre limas deve ser verificada a patência com uma lima manual 20/.02, irrigando sempre o canal radicular e mantendo a lubrificação.

PASSO 2: A lima de pré-alargamento 10/.05 deve ser utilizada no comprimento de trabalho para criar um trajecto. Esta é posicionada no canal sem ligar o motor. Quando não for possível avançar mais a lima, recua 1 mm até que esta fique livre das paredes. Em seguida, com o motor ligado pode avançar-se lentamente com toques ligeiros e sem exercer pressão. Esta lima é extremamente fina e portanto não é tão resistente à quebra quanto as outras limas HyFlex EDM. Por isto, a lima deve ser utilizada com muito cuidado e não com a mesma frequência que as outras limas HyFlex EDM. Se houver resistência, com uma lima manual 20/.02, verifica-se a permeabilidade, irrigando sempre o canal radicular e mantendo a lubrificação.

PASSO 3: Segue-se a HyFlex EDM 25/~ lima OneFile para o alargamento do canal radicular até atingir o comprimento de trabalho. A lima é posicionada no canal sem ligar o motor. Quando não é possível avançar mais a lima, é feita recuar 1 mm até que fique livre das paredes. Deve avançar-se lentamente com toques ligeiros e sem exercer pressão. Verifica-se a permeabilidade com uma lima manual 20/.02, irrigando sempre o canal radicular e mantendo a lubrificação.

PASSO 4 (opcional): Dependendo da situação clínica e do critério do Médico Dentista, pode ser necessária a utilização da lima de acabamento 40/.04, 50/.03 e/ou 50/.02 para alargar a área apical. Esta posiciona-se no canal sem ligar o motor. Quando não é possível avançar mais a lima, é feita recuar 1 mm até que fique livre das paredes. Deve avançar-se lentamente com toques ligeiros e sem exercer pressão. Verifica-se a permeabilidade com uma lima manual 20/.02, irrigando sempre o canal radicular e mantendo a lubrificação.

Ensaio de fadiga cíclica realizados por Pirani et al. (2015) evidenciam que: HyFlex EDM, contendo grandes quantidades de R-fase, exibe melhor resistência à fadiga mecânica do que HyFlex CM, constituídas maioritariamente por austenite-B2 e martensite-B190. Portanto, a composição da fase de transição e temperaturas têm um impacto importante no desempenho cíclico dos instrumentos. Isto é, limas martensíticas são suaves, dúcteis e têm mostrado uma maior flexibilidade e resistência à fadiga melhorada quando em comparação com os instrumentos convencionais austeníticos NiTi (Shen et al. 2013b).

Estas propriedades mecânicas estão estritamente relacionadas com a segurança e a eficiência de instrumentos endodônticos mecânicos. Durante a instrumentação do canal, as limas passam por aquecimento e deformação severas. Estes poderiam resultar em redissolução da fase Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub> e numa transformação martensítica induzida pelo stress de algum austenite em R-fase adicional, o que é consistente com as mudanças de fase observados em limas EDM usadas. (F. Iacono, *et al.*, 2016)

A leve fase de transição não modificou as temperaturas de transformação das limas EDM durante as análises efectuadas neste estudo. Como consequência do mesmo, surgiu um potencial resultado clínico significativo; múltiplos usos dos instrumentos EDM não modificam as propriedades termais nem, em particular, as temperaturas A<sub>s</sub> e A<sub>f</sub> que são acima da temperatura corporal. Isto garante a continuação da funcionalidade dos instrumentos, a completa recuperação da forma durante ciclos de esterilização a altas temperaturas e subsequente restauração da estrutura B19' + R phase depois de arrefecerem para a temperatura ambiente. (F. Iacono, *et al.*, 2016)

Os instrumentos EDM exibiram maior dureza do que as limas manufacturadas convencionais. A descoberta, neste estudo, de maior dureza mesmo na presença de uma maior abundância de martensite e R - fase ( Jamleh et al., 2011) poderia explicar a surpreendente resistência à fadiga dos arquivos EDM. ( Pirani et al. 2015, Pedull A et al . 2016) A melhoria das propriedades mecânicas, devido ao processo de fabricação inovador , podem ter uma importante relevância clínica minimizando o risco de fractura dos instrumentos. (F. Iacono, *et al.*, 2016)

A análise metalográfica ao corte transversal das limas DM revelou a típica microestrutura das limas NiTi CM, compostas maioritariamente por grãos lenticulares alternados com grãos mais largos e mais achatados. Pode supor-se que os grãos lenticulares são martensite enquanto que os restantes são austenite residual. (C.Pirani et al., 2015)

A análise à estrutura da superfície das limas Hyflex EDM através de Espectrometria com energia dispersiva Raio-x por Pirani *et al.* revelou picos de níquel (Ni), titânio (Ti) e oxigénio (O). Vários autores defendem que pequenas quantidades de Ni podem estar presentes em camadas de óxido obtidas pelo tratamento térmico da liga de NiTi. Estes mesmos tratamentos são provavelmente diferentes entre limas CM e EDM, uma vez que foram encontradas pequenas quantidades de enxofre (S) na superfície das limas CM. (F. Iacono, *et al.*, 2016)

A espessura dos dois sistemas de limas também é diferente nos resultados obtidos uma vez que foram encontradas maiores quantidades de Ni e Ti no espectro da superfície das limas EDM. (F. Iacono, *et al.*, 2016)

#### **4) Conclusão**

A Medicina, em particular e neste caso, a Medicina Dentária, tal como outras vertentes da mesma área, estão em constante evolução, sempre numa procura extenuante da melhor oferta de opções terapêuticas para o paciente que visem a obtenção do mínimo de dor possível bem como a redução da ocorrência de erros.

Dentro da área da Endodontia, o tratamento Endodôntico propriamente dito tem vindo ao longo dos anos a evoluir significativamente com as numerosas inovações que têm sido implantadas nos instrumentos utilizados durante os procedimentos.

Uma das maiores evoluções foi o surgimento dos instrumentos rotatórios de NiTi, que vieram substituir em grande escala os instrumentos anteriormente utilizados de aço inoxidável. Apesar das limas NiTi apresentarem maior flexibilidade e resistência continuaram a ocorrer problemas associados à instrumentação tais como fraturas, isto obrigou a uma necessidade de continuar a procura de melhorias instrumentais através das ligas que eram usadas no seu fabrico. Nessa busca e através de tratamentos térmicos surgem as ligas M-wire, fase-R e CM-wire.

Entretanto, mais recentemente, a Coltene-Whaldent desenvolveu as limas Hyflex EDM, fabricadas a partir do mesmo fio de memória controlada que as HyFlex CM, mas por um outro processo de fabrico, eletroerosão, as faíscas geradas neste processo fazem com que a superfície do material derreta e evapore. Estas são mais duras e mais resistentes à quebra. Uma combinação inovadora de flexibilidade e resistência que torna possível reduzir o número de limas até finalizar o tratamento de canais sem comprometer a preservação da anatomia do canal radicular. Têm em comum com as Hyflex CM a capacidade de recuperação de memória após esterilização em autoclave, o que permite várias utilizações das mesmas limas sem comprometimento.

### III) Bibliografia

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.

Bergenholtz, G. et al. (2010). *Textbook of Endodontology*. 2º edição, Wiley-Blackwell, pp. 169-190.

Braga, L. *et alii.* (2014). Impact of Heat Treatments on the Fatigue Resistance of Different Rotary Nickel-titanium Instruments, *Journal of Endodontics*, 30, pp. 1494-1497

Bürklein S. *et al.* (2014). Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 47, pp. 470-6.

Casper, R. *et alii.* (2011). Comparison of Autoclaving Effects on Torsional Deformation and Fracture Resistance of Three Innovative Endodontic File Systems, *Journal of Endodontics*, 37, pp. 1572-1575

Castelluci, A. (2005). *Endodontics*. Volume 1. Il Tridente

Cohen, S. e Hargreaves, K. (2011). *Cohen Caminhos da Polpa*. Rio de Janeiro. Elsevier

ColteneEndo. (2016). Hyflex EDM Brochure. [Em linha]. Disponível [https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root\\_Canal\\_Shaping/HyFlex\\_EDM/31328A\\_HyFlexEDM\\_Brochure\\_US.pdf](https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/31328A_HyFlexEDM_Brochure_US.pdf) [Consultado em 1/07/2016]

ColteneEndo. (2016). Hyflex EDM Brochure. [Em linha]. Disponível [https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root\\_Canal\\_Shaping/HyFlex\\_EDM/60019781\\_04-15\\_HyFlex\\_PT\\_2904.pdf](https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/60019781_04-15_HyFlex_PT_2904.pdf) [Consultado em 1/07/2016]

ColteneEndo. (2016). Instructions for use.[Em linha]. Disponível [https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root\\_Canal\\_Shaping/HyFlex\\_EDM/30003710\\_12-15\\_IFU\\_HyFlex\\_EDM.pdf](https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/30003710_12-15_IFU_HyFlex_EDM.pdf) [Consultado em 7/07/2016]

Darabara, M. *et alli*. (2004). Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions, *International Endodontic Journal*, 37, pp. 705-710

Fleming C., Litaker M., Alley L., Eleazer P. (2010) Comparison of Classic Endodontic Techniques vs Contemporary Techniques on Endodontic Treatment Success. *Journal of Endodontics*; 2010; 36: 414-418

Gambarini, G. (2000). *Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation*. *Endod Dent Traumatol* ;16(3):95-100.

Gordon, MPJ. e Chandler, NP. (2010). *Electronic apex locators*. *Int. Endod. J.* 2004; 37: 425–37.

Gutman, J., 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, pp. 113-128



Hargreaves K. e Cohen S. (2011). *Cohen's Pathways of the Pulp*. 10th edition Mosby Elsevier.

Iacono F., C. Pirani, L. Generali, G. Bolelli, P. Sassatelli, L. Lusvardi, M. G. Gandolfi, L. Giorgini & C. Prati (2016). Structural analysis of Hyflex EDM instruments. *International Endodontic Journal*, doi: 10.1111/iej.12620

Ingle, LI, et al (2002). Endodontic cavity preparation. In: Ingle, JL, Bakeland LF, (2002), *Endodontics* 5th edition, London, BDC Decker Inc.

Ingle, J., Bakland, L., Baumgartner, J. (2008). *Ingle Endodontics 6*. Ontario. BC Decker Inc

Inan U, Gonulol N, (2009) Deformation and Fracture of Mtwo Rotary Nickel-Titanium Instruments After Clinical Use. *JOE*; - 35(10): 1396 – 1399

Kawakami, D., et al. (2015). Effect of different torques in cyclic fatigue resistance of K3 rotary instruments. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 2, pp. 122-25

Kumar, B. *et alii*. (2013). An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography, *Journal of International Oral Health*, 5, pp. 107-14

Leonardo R. (2002). *Sistemas Rotatorios en Endodoncia: instrumentos de níquel-titanio*. São Paulo, Editora Artes Médicas Ltda. Madarati, A. *et*

Li, U. *et alii.* (2006). Study of the effects of thermal nitriding surface modification of nickel titanium rotary instruments on the wear resistance and cutting efficiency, *Journal of Dental Sciences*, 1, pp. 53-58

Madarati, A. *et al.* (2009). A Microcomputed Tomography Scanning Study of Root Canal Space: Changes after the Ultrasonic Removal of Fractured Files. *Journal of Endodontics*, 35, pp. 125-8.

Martin B, Zelada G, Varela P, et al. (2003) Factors influencing the fracture of nickeltitanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*; 2003; 36: 262 – 266.

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

Pirani C, Iacono F, Generali L et al. (2015) HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 49, pp.483-493

Plotino, G., et al. (2009). A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 35, pp. 1469-76

Sattapan B, et al (2000) Defects in rotary nickel – titanium files after clinical use. *JOE*; 2000; 26, 161 – 5.

Shen Y. *et al.* (2011a). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37, pp. 997-1001.

Shen, Y. *et al.* (2011b). Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 37, pp. 1566-71.

Shen Y. *et al.* (2013a). Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics*, 39, pp. 163-72.

Thompson, S. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry, *International Endodontic Journal*, 33, pp. 297-310

Young GR, et al. (2007) The principles of techniques of cleaning root canals. *J Austral Dent (Supplement)*; 2007; 52:S52-63

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

Zinelis, S. *et alii.* (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103, pp. 843-7

Zhou, H. *et alii.* (2012). Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments, *Journal of Endodontics*, 38, pp. 1535-1540