

José Artur Nasário Rodrigues Pereira

Sistema de instrumentação Hyflex®

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto,2015

José Artur Nasário Rodrigues Pereira

Sistema de instrumentação Hyflex®

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto,2015

José Artur Nasário Rodrigues Pereira

Sistema de instrumentação Hyflex®

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

Resumo

Na área da Endodontia, têm se vindo a dar ao longo dos últimos anos, bastantes desenvolvimentos nos materiais e técnicas utilizadas, de forma a que se obtenham melhores resultados nos tratamentos realizados.

É sobretudo nas limas Endodônticas, que se tem vindo a dar o maior desenvolvimento o que permitiu o surgimento de inúmeras opções para o Médico Dentista utilizar durante o tratamento Endodôntico. As limas passaram de instrumentos em aço (seja de aço de carbono ou de aço inoxidável) para passarem a ser feitas em níquel-titânio, de forma a permitirem uma instrumentação mais rápida e segura.

Ainda assim, durante a instrumentação continua a ocorrer a fratura dos instrumentos e de erros durante a mesma, que podem ter influência no prognóstico final do tratamento. De forma a contrariar tal situação, deu-se início à pesquisa de formas de melhorar as características das limas em NiTi. Como resultado, surgiram algumas ligas derivadas do níquel-titânio, a partir de tratamentos térmicos, como o M-wire, a fase-R e o CM-wire. Estas ligas, permitiram a criação de instrumentos que apresentam maior flexibilidade e resistência à fratura que os instrumentos feitos em NiTi convencional.

Com recurso à tecnologia CM-wire, a Coltene Whaldent (Allstätten, Suíça) criou o sistema de instrumentação Hyflex CM. Estas limas, graças as características da liga em que foram feitas e do próprio desenho, apresentam vantagens que as tornam limas capazes de serem utilizadas em canais que apresentem curvaturas severas, o que com outras limas poderia implicar a fratura das mesmas. Apresentam ainda, características únicas relativamente às limas em NiTi, como a possibilidade de serem pré-curvadas e de recuperarem de deformações após a esterilização.

Abstract

In the field of Endodontic, it has been taking over the last few years quite a few developments in materials and techniques used in order to achieve better results in the performed treatments.

It is especially in Endodontic files, which have been giving further development which allowed the emergence of innumerable options for the Dentist to use during Endodontic treatment. Files passed from steel instruments (either carbon steel or stainless steel) to pass to be made of nickel-titanium, in order to allow a more rapid and safe instrumentation.

Still, during instrumentation continues to occur fracture of instruments and mistakes during the same, which may influence the final outcome of the treatment. In order to counter such situation, work began to search for ways to improve the characteristics of files in NiTi. As result, some derived from the nickel-titanium alloys have been created, starting from thermal treatments, such as M-wire, R-phase and CM-wire. These alloys have enabled the creation of instruments that have greater flexibility and fracture resistance that the instruments made in conventional NiTi.

Using the CM-wire technology, Coltene Whaldent (Allstätten, Switzerland) created the Hyflex CM instrumentation system. These files, thanks to the alloy features that have been made and the design itself, have advantages that make files capable of being used in root canals with severe bends, which with other files could lead to fracture of the same. They also have unique characteristics as the possibility of be pre-curved and to be able to recover from deformation after sterilization.

Agradecimentos

Tenho em primeiro lugar que agradecer e dedicar esta monografia aos meus pais, por todo o apoio que sempre me deram, não só ao longo do curso mas também ao longo de toda a vida, pois sem eles não seria o homem que hoje sou.

Agradeço também aos meus amigos, por terem estado ao meu lado ao longo destes anos e por os terem tornado inesquecíveis, pois sem vocês não teria claramente sido a mesma coisa.

Agradeço à minha família por sempre me ter apoiado nas minhas decisões e terem sempre acreditado em mim.

Agradeço ainda ao meu orientador, Dr. Miguel Matos, sobretudo pelo gosto que me passou pela endodontia.

Índice geral

Introdução	1
-------------------------	---

Desenvolvimento

Materiais e Métodos	3
----------------------------------	---

I.	Perspetiva histórica e conceitos associados a Endodontia.....	4
II.	Técnicas de instrumentação.....	8
III.	Limas Endodônticas.....	9
IV.	Processo de fabrico.....	12
	1. Torção.....	12
	2. Maquinadas.....	13
V.	Ligas metálicas.....	14
	1. Aço de carbono.....	14
	2. Aço inoxidável.....	15
	3. Níquel-titânio.....	15
VI.	Fraturas e erros iatrogénicos decorrentes da instrumentação.....	23
	1. Fraturas.....	23
	2. Deformações das limas endodônticas.....	26
	3. Erros iatrogénicos.....	27
VII.	Melhorias dos instrumentos endodônticos.....	28
	1. Técnicas de tratamento de superfície.....	28
	2. Tratamentos térmicos.....	29
	i. M-wire.....	31
	ii. Fase-R.....	32
	iii. CM-wire.....	33
VIII.	Sistema de instrumentação Hyflex CM.....	38

Conclusão	49
Referências Bibliográficas	50

Índice de Figuras

Figura 1: Imagem de uma lima Endodôntica (adaptado de Cohen, 2011).....	10
Figura 2: Fases de transformação das ligas de NiTi e representação do efeito de memória de forma. (Thompson, 2000).....	17
Figura 3: Representação da passagem da fase martensítica↔austenítica (Thompson, 2000).....	18
Figura 4: Imagem das fendas que surgem nas limas como resultado da fadiga a que estão sujeitas. (adaptado de Shen, 2012).....	35
Figura 5: Deflexão das limas quando sujeitas a flexão e a torção. (Santos, 2013).....	36
Figura 6: Kit de limas convencional Hyflex® CM.....	39
Figura 7: Motor CanalPro CL (Coltene Whaledent).....	40
Figura 8: Diferenças das temperaturas atingidas pelas limas Hyflex CM. (Shen, 2013b).....	41
Figura 9: Elongação do instrumento Hyflex CM após utilização. (adaptado de Shen, 2013b).....	45

Figura 10: Representação da recuperação de forma após a esterilização. (Adaptado de brochure Coltene Whaldente).....47

Índice de tabelas

Tabela 1: Propriedades das ligas de NiTi. (adaptado de Thompson, 2000; Zinelis, 2010)
.....19

Tabela 2: Diferentes ligas de NiTi existentes e alguns exemplos de instrumentos feitos nas mesmas. (Zinelis, 2012; Gutman 2012; Shen, 2013a)37

Tabela 3: Temperaturas de transformação de fase, ao longo da lima. (adaptado de Shen, 2013b).....41

Abreviaturas e Siglas

ADA – American Dental Association

TENC – Tratamento endodôntico não-cirúrgico

CT – Comprimento de trabalho

EDTA – Acido etilenodiamino tetra-acético

NaOCl – Hipoclorito de sódio

NiTi – Níquel-Titânio

mm – Milímetros

CM – controlled memory

EDM – electro discharge machining

N - Newton

% - Percentagem

° - Graus

C – Celsius

Introdução

A palavra Endodontia deriva da língua grega, podendo ser dividida nas duas palavras que a constituem, “endo” que significa “dentro” e “dontia” ou seja “dente”. Assim sendo podemos traduzir Endodontia como sendo “o conhecimento do que está dentro do dente”. (Bergenholtz, 2010)

Segundo a American Dental Association (ADA), a Endodontia é um ramo da Medicina Dentária a que diz respeito a morfologia, fisiologia e patologia da polpa dentária e tecidos periapicais. Definindo ainda que é a área que estuda e pratica sobre a polpa dentária quer no seu estado normal, quer na etiologia, prevenção e tratamento de doenças que esta possam afetar, além dos estados periapicais que estejam, associados.

Assim sendo podemos dizer que a Endodontia é responsável pela prevenção, diagnóstico e tratamento da polpa e suas afetações e pelas lesões periapicais que daí possam advir. (Ingle, 2008)

São vários os tratamentos que podem ser englobados como pertencendo a área da Endodontia, como capeamento pulpar, apicogênese, apicoformação, reimplantação, reparação radicular, Cirurgia Endodôntica, Tratamento Endodôntico Não-Cirúrgico (TENC) entre outros. (Ingle, 2008)

A preparação canalar é altamente dependente da alta variabilidade existente na anatomia radicular, proporcionando um grande desafio para o Médico Dentista a correta ou a mais completa instrumentação possível. (Peters, 2004)

Segundo Glosson (1995) as técnicas utilizadas aquela data eram incapazes de produzir uma limpeza dos canais adequada, muito devido a anatomia dos canais radiculares mas também pelo desenho dos instrumentos.

Mas os instrumentos utilizados, além de remover apenas a parte mais superficial do tecido pulpar, criavam eles próprios aberrações/erros nos canais. (Kuman, 2013)

Assim os avanços na Endodontia permitiram a criação de novas ligas metálicas e novas limas, as quais permitiram aumentar não só a eficiência de corte mas também a rapidez do processo de instrumentação. (Rubin, 2013)

Permitindo o melhoramento das propriedades das limas, prevenindo as alterações anatómicas, por elas criadas, e também reduzir o risco de fratura das mesmas. (Pongione, 2012; Ingle, 2008)

As alterações feitas nas limas englobaram também: alteração do tamanho da ponta, conicidade, secção transversal, ângulo de hélice e grau de inclinação. (Cohen, 2011; Shen, 2012)

Graças aos avanços que surgiram na área da Endodontia, foi possível a criação de novas ligas de NiTi com propriedades melhoradas, como o M-wire, Fase-R e CM-wire. Estas apresentam características vantajosas, para a instrumentação sobretudo de canais que se apresentem como um maior desafio para o Médico Dentista, como superior flexibilidade e maior resistência à fratura.

Este estudo tem como objetivo apresentar as evoluções que se deram nas ligas metálicas utilizadas na conceção das limas Endodônticas e suas vantagens. Analisando, ainda pormenorizadamente as características e informações disponíveis sobre as limas Hyflex CM ®, feitas à partir de uma das ligas mais recentes no mercado, de nome Controlled Memory wire, e as vantagens que estas possam apresentarem relativamente aos restantes instrumentos disponíveis no mercado.

Desenvolvimento

Materiais e Métodos

Para a elaboração do presente estudo foi realizado uma revisão bibliográfica no presente ano, recorrendo à Biblioteca Ricardo Reis da Universidade Fernando Pessoa e aos seguintes motores de busca: Pubmed, Science Direct, Medline, B-on; tendo sido utilizado como palavras-chaves, as seguintes: “Hyflex”, “controlled memory wire”, “NiTi files”, “Nickel-Titanium files”, “endodontic treatment”, que foram associadas entre si. Como critério de inclusão foram aceites artigos publicados entre 1990 e 2015, nos idiomas de português, inglês e espanhol; tendo com base nestes critérios, sido seleccionados 56 artigos. Os critérios de exclusão foram os artigos terem sido publicados fora do intervalo de tempo definido e redigidos noutros idiomas.

Foram ainda consultados 6 livros da área em questão.

I. Perspetiva histórica e conceitos associados a Endodontia

A polpa dentária normalmente é protegida pelo esmalte, dentina e cemento radicular, mas em certas condições a integridade destes tecidos é comprometida, permitindo assim a entrada de microrganismos (sobretudo bactérias) na polpa. A cárie dentária, fraturas dentárias e lesões de abrasão podem permitir a entrada em contacto dos microrganismos com a polpa. (Cohen, 2011; Ingle, 2008)

O organismo como resposta a isto causa uma inflamação, na tentativa de neutralizar e eliminar as bactérias e as substâncias tóxicas por elas produzidas. Mas em alguns casos os danos já são tão extensos que o resultado será a necrose pulpar. Depois de atingida a necrose, os microrganismos passam a ocupar um local onde já não são sujeitos à resposta imunitário do organismo, e por isso podem multiplicar-se livremente. Podendo levar a invasão do tecido periapical, passando através, principalmente, do forâmen apical, pelos canais acessórios ou túbulos dentinários. Como resultando podem surgir alterações a nível periapical, como: periodontites apicais, abscessos apicais, granulomas e quistos. (Cohen, 2010)

A dor de origem dentária surge, sobretudo, como resposta à infiltração bacteriana que atinge a polpa, uma vez que a própria inflamação produzida em resposta pelo organismo, vai levar a sensibilização das fibras nervosa e assim a percepção de dor por parte do sistema nervoso central. (Ingle, 2008)

A tentativa da cura das dores de dentes já se início a milhares de anos, havendo registos de várias “receitas”, na tentativa da resolução de tal por parte de civilizações desde os egípcios, os hebreus, os romanos, passando pela idade média até aos dias de hoje. Um dos tratamentos realizados durante mais tempo, para a eliminação da dor de origem dentária foi a cateterização do tecido pulpar recorrendo a um fio a esquentar ou recorrendo a ácidos. (Bergenholtz, 2010)

A primeira tentativa que mais se pode assemelhar ao que hoje em dia se faz na Endodontia, terá sido realizada no século XVIII por Fauchard, na qual ele descrevia a

remoção da polpa usando um instrumento, podendo ser uma agulha, alfinete entre outros. (Ingle, 2008)

Posteriormente, em 1838 Maynard usou ponteiros de relógios de forma a também remover a polpa dentária. (Ingle, 2008)

Em 1867, a gutta-percha para a ser considerada como um material para a obturação dos canais radiculares por Hill. Tendo apenas em 1883, graças a Bowman, conseguido maior reconhecimento para esta técnica. (Ingle, 2008)

A introdução de um dos conceitos mais importantes na Endodontia até hoje terá sido feita por Francisco M. Pucci, nos anos 1900, na qual ele determinou a necessidade da preparação intracanal e posterior obturação. (Ingle, 2008)

É de referir que apesar de todos estes avanços, todos os tratamentos até ao início do século XX eram feitos sem anestesia. (Ingle, 2008)

O tratamento Endodôntico não-cirúrgico (mais vulgarmente conhecido como tratamento Endodôntico) visa tratar dentes com a polpa contaminada por microrganismo ou que estejam num estado de necrose, de forma a que os pacientes possam manter os dentes naturais a cumprir a sua função e estética. Assim sendo objetivo do tratamento Endodôntico é a eliminação da carga bacteriana existente nos canais radiculares, e assim permitir ao organismo o controlo da doença a nível periapical, impedindo que esta surja caso ainda não tenha atingido estes tecidos, ou que permita a reparação deste tecido caso já tenha havido perda do mesmo. (Cohen, 2011; Ingle, 2008)

A ideia do que deve ser o tratamento Endodôntico, os objetivos e até mesmo qual o local da atuação do mesmo, foi sendo alterando ao longo das décadas. Inicialmente a polpa era vista apenas como sendo um canal (ou mais no caso de dentes multirradiculares) no sentido vertical, que tinha que ser instrumentado até ao ápice. Nesta altura o tratamento Endodôntico era realizado sobretudo através da instrumentação com o objetivo de remover a polpa e os microrganismos nela contida, tendo a irrigação apenas o objetivo de servir como lubrificante para os instrumentos Endodônticos e assim facilitar o trabalho destes. (Ingle, 2008)

Mas com o passar do tempo, o conceito da polpa como um canal único veio a ser alterado, e atualmente a polpa é considerada um complexo sistema de canais a três dimensões, contendo além dos canais principais, um conjunto de canais acessórios nas várias direções. Com esta alteração de pensamento, percebeu-se também que a instrumentação por si só, não seria capaz de remover na totalidade a polpa e os microrganismos, nela existente. Isto levou a que a irrigação passa-se a ser visto como a principal técnica para a obtenção de uma cavidade pulpar assética; e que a instrumentação seja só um meio para se conseguir fazer chegar os irrigantes a totalidade do canal. (Ingle, 2008)

O tratamento Endodôntico pode ser dividido em 3 fases: abertura de uma cavidade de acesso à câmara pulpar; limpeza e conformação dos canais radiculares; obturação. (Cohen, 2011; Ingle, 2008)

A cavidade de acesso consiste na remoção da totalidade da cárie existente e remoção de todo o teto da câmara pulpar, de forma a possibilitar a visibilidade total sobre os orifícios dos canais radiculares. Deve ainda ser feita de forma a permitir a entrada dos irrigantes e dos instrumentos Endodônticos de uma forma livre e reta até ao terço apical dos canais radiculares, diminuindo assim o stress a que estes estão sujeitos, e melhorando a capacidade de limpeza dos mesmos. (Cohen, 2011)

A limpeza e conformação dos canais radiculares como previamente explicado têm como objetivo principal obter uma cavidade assética. Se a conformação (instrumentação) deve remover fisicamente a parte mais interna da dentina, sem que haja perda da integridade da estrutura ou provocar danos iatrogénicos (que serão analisados mais a frente) e garantir a produção de um trajeto para irrigantes e medicação intracanal possam ser inseridos nos canais radiculares, além de dar uma conformação geométrica a estes para que posteriormente seja possível o selamento apical correto. (Cohen, 2011; Ingle, 2008)

A instrumentação dos canais radiculares, tem como objetivo atingir a constrição apical, que funciona como limite apical. A constrição apical, corresponde ao local onde se dá a junção cimento-dentinária e também ao local onde o canal tem o seu menor diâmetro. Podemos então determinar um valor, denominado comprimento de trabalho (CT), que vai desde um ponto na coroa do dente (normalmente é escolhido uma cúspide ou bordo do dente) até a constrição, valor este que representará a área a ser instrumentada por parte do médico dentista. O CT pode ser determinado de várias formas, podendo-se recorrer a utilização de localizadores eletrônicos do ápice (LEA), ao método radiográfico ou a avaliação recorrendo a pontas de papel. (Ingle, 2008)

A preparação canalar é de enorme importância para possibilitar uma correta obturação e assim para o desfecho final do tratamento Endodôntico. (Peters, 2004)

A instrumentação atualmente é realizada com a utilização de limas Endodônticas, nas quais se destacam as limas K, por terem sido as primeiras a surgir e por ainda hoje serem das mais usadas em todo o mundo. Surgiram pela mão da Kerr Manufacturing Company (Romulos, Michigan). Estas limas podiam ter uma secção transversal triangular ou quadrada, apresentando ainda uma conicidade de 2%. Outra característica deste tipo de instrumento, é que permitem a pré-curvatura dos mesmos, de forma a facilitar a inserção e instrumentação dos canais radiculares. (Cohen, 2011; Ingle, 2008)

As limas são inseridas no canal, ou canais, e com a realização de um conjunto de movimentos de acordo com a técnica que o Médico Dentista está a usar, de forma a fazer a remoção da dentina. (Cohen, 2011)

A irrigação, tem como objetivo limpar e desinfetar todo o complexo pulpar, o que não seria possível apenas através da instrumentação. Como irrigantes mais utilizados e com melhores resultados encontram-se o hipoclorito de sódio (NaOCl), EDTA, clorexidina, peróxido de hidrogénio. (Cohen, 2011)

A obturação consiste no preenchimento tridimensional do sistema de canais radiculares, proporcionando assim um selamento hermético a nível 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, ao privar estas de nutrientes. O material mais utilizado na obturação é a gutta-percha, que é utilizada em conjunto com algum tipo de cimento. Tanto a obturação como todo o processo da Endodontia só terminam após a restauração/reabilitação final, uma vez que esta garante o selamento a nível coronal. A obturação é de enorme importância uma vez que impede a infeção ou reinfeção, garantindo assim o sucesso do tratamento Endodôntico a longo prazo. (Cohen, 2011; Ingle, 2008)

II. Técnicas de instrumentação

Existem várias técnicas de instrumentação ao dispor do Médico Dentista, como as técnicas de Step-Back, Crown-Down, Standarizada e a técnica de Roane (ou das forças balanceadas) (Cohen, 2011)

A técnica do Crown-Down é uma técnica de instrumentação com o sentido de coronal para apical. Inicia-se com uma de grande calibre, a ser inserida cerca de 2mm no canal. Após esta lima, passa-se para o instrumento de calibre inferior aumentando 1mm ao comprimento que anteriormente se trabalhou, sendo assim sucessivamente até se atingir o CT. (Cohen, 2011)

O Step-Back pelo contrário, é uma técnica que se inicia em apical, dirigindo-se para a porção coronal do canal. A instrumentação, neste caso inicia-se na medida de CT com uma lima de pequeno calibre. Após esta, serão utilizadas limas de maior calibre enquanto se reduz sucessivamente 1mm ao comprimento que se trabalhou previamente. (Cohen, 2011; Hülsmann, 2005)

Na técnica Standarizada, também chamada técnica de comprimento único, tal como o que acontece no Step-Back a primeira lima a ser utilizada, deve ser de calibre reduzida, sendo inserida ao comprimento de trabalho. Mas contrariamente as anteriores técnicas, todas as limas que venham a ser utilizadas, serão para instrumentar o canal sempre à mesma medida de comprimento, ou seja a medida de CT. (Cohen, 2011)

A técnica de Roane, diz respeito a um conjunto de movimentos que podem ser utilizados na execução das técnicas anteriores aquando da prática de uma instrumentação manual, uma vez que se apresenta como sendo bastante eficiente. A mesma inicia-se com a inserção de uma lima no canal, sendo rodado 180° em sentido horário, rotação anti-horário de 120° enquanto se produz ligeira pressão apical e por a remoção do instrumento do canal. A primeira parte do movimento, tem como objetivo permitir a adaptação do instrumento ao canal radicular. Na rotação em sentido anti-horário, estamos a promover o corte da dentina, sendo que por fim removemos a lima com os detritos, produzidos na instrumentação. (Hülsmann, 2005)

III. Limas Endodônticas

São os instrumentos que permitem a remoção da dentina e polpa infetadas e ainda o alargamento dos canais radiculares, através das diferentes técnicas a que o Médico Dentista pode recorrer. (Ingle, 2008)

Será primeiro necessário um estudo dos constituintes e termos associados as limas Endodônticas, para a posterior compreensão do restante estudo

A nível dos constituintes podemos dividir as limas em (Cohen, 2011; Ingle, 2008):

- Espira da lima - aresta na superfície de trabalho para remover os tecidos amolecidos e as raspas de dentina produzidas durante a instrumentação.
- Arestas - locais onde as espiras e a superfície lisa se intercetam

- Lâmina de corte - é a área de trabalho, por assim dizer, é a superfície de maior diâmetro, seguindo a espira em rotação.
- Ângulo helicoidal - é o ângulo de corte que se forma com o longo eixo da lima. Sendo responsável pela remoção dos detritos originados pela instrumentação.
- Ângulo de corte - ângulo formado pela borda cortante e a meia distância do diâmetro da lima.
- Passo - distância entre um ponto da aresta cortante e o ponto correspondente a aresta adjacente. Quanto menos for a distância entre as espiras, maior será o número de espiras e maior será o ângulo helicoidal.
- Núcleo - centro cilíndrico da lima, que tem os seus limites delimitados pelas arestas da lima.
- Secção transversal- forma da parte central da lima. (D'Souza, 1995)

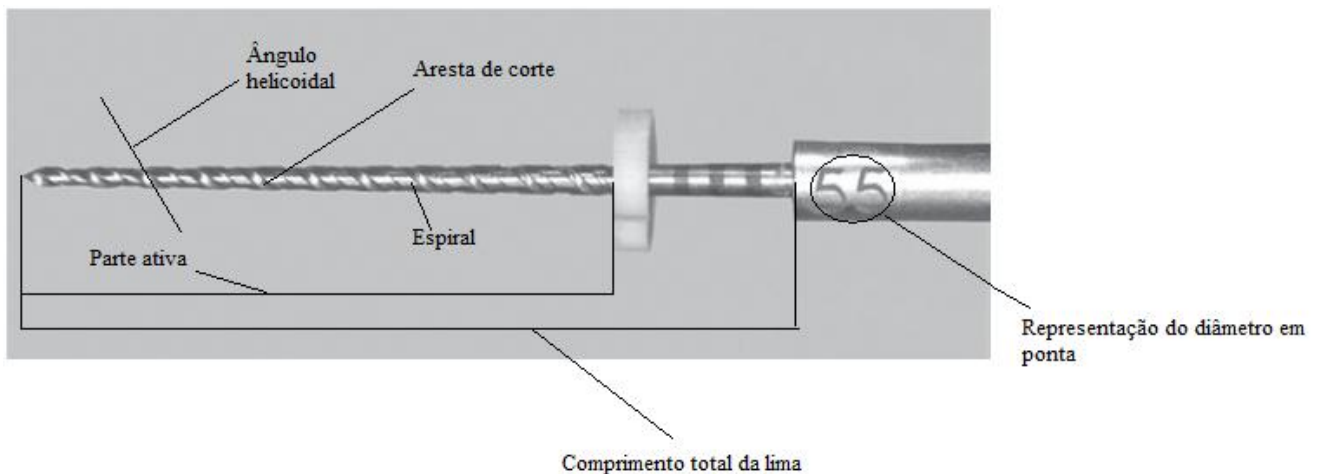


Figura 1: Imagem de uma lima Endodôntica (adaptado de Cohen, 2011)

- Os termos mais associados quando se refere a limas Endodônticas são (Ingle, 2008; McSpadden, 2007):
- Comprimento - medida desde a ponta até ao cabo. Estas medidas podem variar entre 21, 25, 28 ou 31 milímetros.
- Comprimento da parte ativa - medida desde a ponta até ao fim da parte ativa/trabalho. Valor que na maior parte das limas é de 16mm.

- Diâmetro/ calibre apical - medida em milímetros do diâmetro da lima. As limas são identificadas pelo seu diâmetro em ponta (D0). Uma vez que uma lima tem conicidade, o seu diâmetro vai aumentando desde da ponta até ao fim da parte ativa (D16).
- Conicidade - medida de aumento do diâmetro em cada milímetro do comprimento da superfície de trabalho, desde a ponta em direção ao cabo.
- Stress - força que aplicada num determinado ponto da lima induz deformação na mesma.
- Ponto de concentração do stress - local na superfície onde é aplicado o maior nível de stress.
- Tensão - é a quantidade de deformação a que uma lima é sujeita.
- Limite elástico - valor que representa a tensão máxima a que uma lima pode ser sujeita, de forma a que quando a força aplicada sobre esta seja retirada, a mesma volta a sua dimensão original sem que haja qualquer tipo de deformação.
- Deformação elástica - deformação que ocorre dentro do limite elástico da lima, permitindo que esta retorne a sua forma original, sendo por isso uma deformação que é reversível.
- Memória de forma - condição associada a alguns metais, que têm um limite elástico substancialmente superior a maioria dos metais, permitindo que as limas retornem à sua forma original quando aquecidas acima de determinada temperatura.
- Deformação plástica - acontece quando o limite elástico é superado, levando a uma deformação permanente, ou seja, a lima não é mais capaz de voltar à sua dimensão e forma original após remoção da força nela aplicada.
- Limite plástico - ponto o qual, se ultrapassado, a lima deformada fratura.
- Módulo de elasticidade – razão entre a tensão elástica de um material pela deformação elástica. Quanto maior o módulo elástico de dado material, menor é a deformação que este sofre face a uma força.
- Torque - força exercida pelas limas sobre as paredes dos canais radiculares. (Gambarini, 2000; Schroder, 2005)

As propriedades mecânicas, como a flexibilidade e resistência à fratura, das limas Endodônticas estão associadas ao diâmetro, conicidade, secção transversal, composição da liga metálica a partir da qual foi feita, processo de fabrico, entre outros. (Parashos, 2006; Shen, 2013a)

IV. Processo de fabrico

As limas endodônticas, segundo o seu processo de fabrico 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; Parashos, 2006)

O processo de fabrico é de grande importância pois este 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)

Torção

A torção das ligas metálicas foi o primeiro método a ser utilizado para a produção das limas Endodônticas, 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 romboides. 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)

Este processo teve que ser deixado de ser utilizado aquando do advento dos instrumentos em níquel-titânio, uma vez que se considerava impossível fabricar uma lima neste material, pois devido as características especiais deste material (mencionadas mais a frente), quando a força de torção que leva as limas a adquirir a forma desejada,

fosse retirada, estas regressariam à sua forma original. (Gutman, 2012, Thompson, 2000)

A produção de instrumentos em NiTi através do processo normal de torção levaria a fratura do instrumento (Thompson, 2000)

Em 2008, a empresa SybroEndo (Orange, Califórnia) produziu as limas TF (twisted file), limas estas que são produzidas numa liga especial de níquel-titânio (fase R) através do método de torção. (Gutman, 2012)

Segundo Gutman as limas maquinadas exibem maior susceptibilidade à fratura que as TF.(2012)

As TF apresentaram maior flexibilidade e resistência à fratura devido a não existência de irregularidades na superfície, como que acontece na superfície das limas maquinadas. (Gutman, 2012)

Maquinadas

A liga que vai dar origem a lima 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)

Como já visto, a grande maioria dos instrumentos em níquel-titânio são produzidas 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)

V. Ligas metálicas

É principalmente nesta área que se tem dado mais desenvolvimentos na Endodontia a nível da evolução dos materiais utilizados. A evolução das ligas metálicas é responsável pela melhoria das características mecânicas das limas Endodônticas, como também pela rapidez e até o sucesso do tratamento Endodôntico, permitindo que as limas alcancem locais no sistema de canais radiculares que antes eram impossíveis de alcançar devido as características das limas; permitindo ainda a diminuição do risco de fratura das limas. (Parashos, 2006; Shen 2013a)

Aço de carbono

Atualmente já não são utilizadas, devido as propriedades mecânicas associadas. Constituídas por aproximadamente 93% de ferrite (ou mistura ferro puro) e 7% de cementita. (Castelluci, 2005)

As limas feitas a partir deste material sofriam facilmente corrosão, quando sujeitas a contacto com NaOCl. Tem a vantagem de ser um material de baixo custo. (Castelluci, 2005)

Aço inoxidável

Material com uma constituição de perto 74% em ferro, 18% em cromo e 8% em níquel. A adição do cromo visava 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. (Castelluci, 2005; Darabara, 2004; Stokes, 1999)

Apresenta ainda maior flexibilidade e maior resistência à fratura que o aço carbono, daí a mudança da utilização de aço de carbono para aço inoxidável na produção das limas Endodônticas. Já quando comparado com o NiTi, apresenta menor flexibilidade e ainda menor resistência à fratura. (Kazemi, 2000; Cheung, 2009)

As limas de aço inoxidável permitem excelente controlo e precisão, sendo as superfícies cortantes duradouras. (McSpadden, 2007)

Permite ainda a pré-curvatura dos instrumentos, e os mesmos contrariamente ao que acontece com os feitos em NiTi, apresentam deformações antes de fraturar, o que pode sugerir a altura de descartar os mesmos. (Coleman, 1996; Mandel, 1999)

Segundo Walton et al (cit in Kumar, 2013) as limas em aço inoxidável não são capazes de remover a totalidade do tecido pulpar e têm associado a instrumentação com estes instrumentos o surgimento de muitos erros iatrogénicos, como a extrusão de detritos por apical e a instrumentação não centrada dos canais radiculares, durante a instrumentação como resultado da dureza dos mesmos.

Níquel-titânio

Foi descoberto em 1960 por Buehler, tendo sido batizado com o nome de Nitinol, um acrónimo dos elementos que a constituem (Ni de níquel, ti de titânio e por fim nol do local onde foi descoberto Naval Ordnance Laboratory). O nome Nitinol representa a

totalidade da família das ligas de níquel-titânio que tem as propriedades de memória de forma e de superelasticidade. (Thompson, 2000)

Superelasticidade é a capacidade que a liga/liga apresenta de recuperar a sua forma original após a remoção do stress. (Thompson, 2000)

Quando é aplicado stress ao NiTi este produz uma deformação proporcional. Contudo a deformação mantém-se a mesma quando da aplicação de mais stress até que seja atingido um nível ao qual se chama de loading plateau (platô de carregamento), durante o qual a deformação é constante enquanto é aplicado stress. Se aplicado stress acima deste nível vai ocorrer maior deformação e posteriormente fratura. (McSpadden, 2007; Cohen, 2011)

O níquel-titânio pode apresentar-se em 3 fases: austenítica, martensítica e fase de transformação. Estas fases alternam entre si em função da temperatura e stress à que a liga está sujeita, levando à alteração da estrutura do níquel-titânio, sendo o que torna possível a superelasticidade e o efeito de memória de forma. (Thompson, 2000)

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)

Quando arrefecido abaixo de determinado nível, ao qual se chama 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 (Ms), 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)

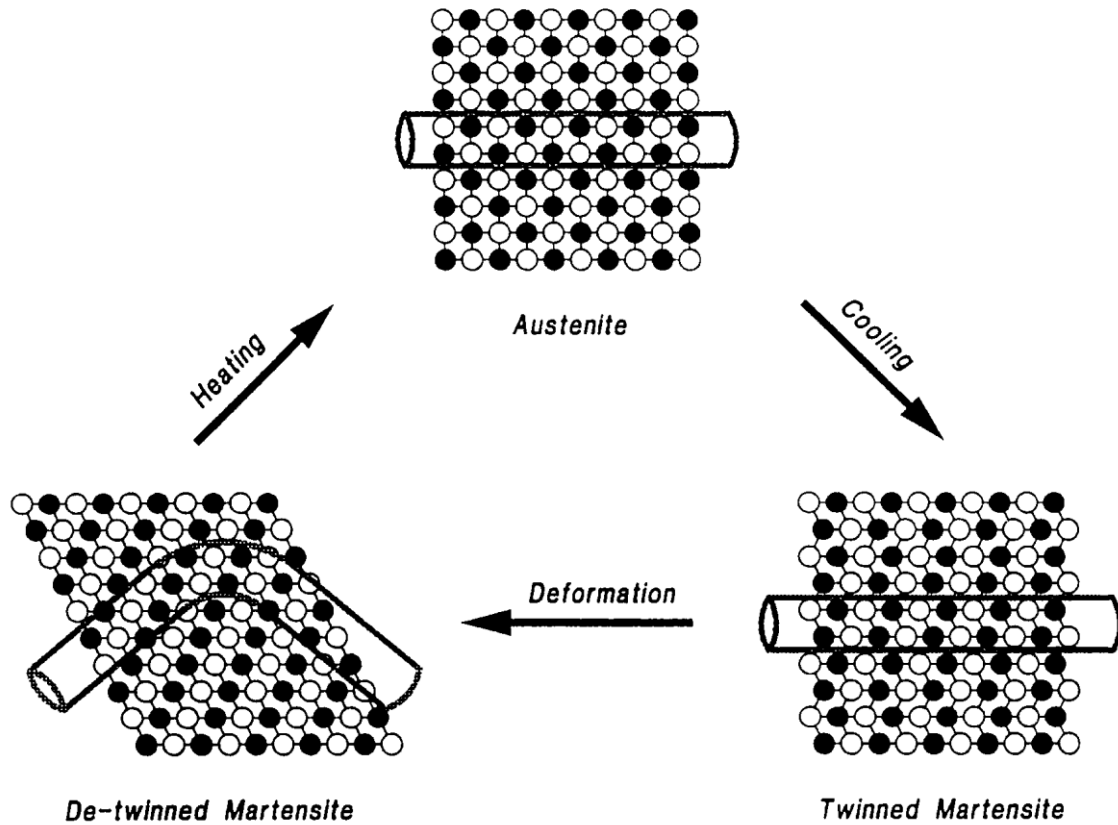


Figura 2: Fases de transformação das ligas de NiTi e representação do efeito de memória de forma. (Thompson, 2000)

A martensítica é facilmente deformável, apresentando a liga nesta fase uma maior flexibilidade de que na fase austenítica. (Thompson, 2000; Shen, 2013a)

A forma martensítica apresenta grande resistência a fadiga uma vez que tem grande resistência ao desenvolvimento de fraturas. (Shen, 2013a)

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

Esta transformação é revertida quando a liga é aquecida acima do valor de temperatura de transformação austenítica inicial (A_s), iniciando-se nesta altura a transformação de martensítica para austenítica, e termina quando é atingida a temperatura de

transformação austenítica final (A_f) voltando a estrutura a sua forma austenítica. (Thompson, 2000)

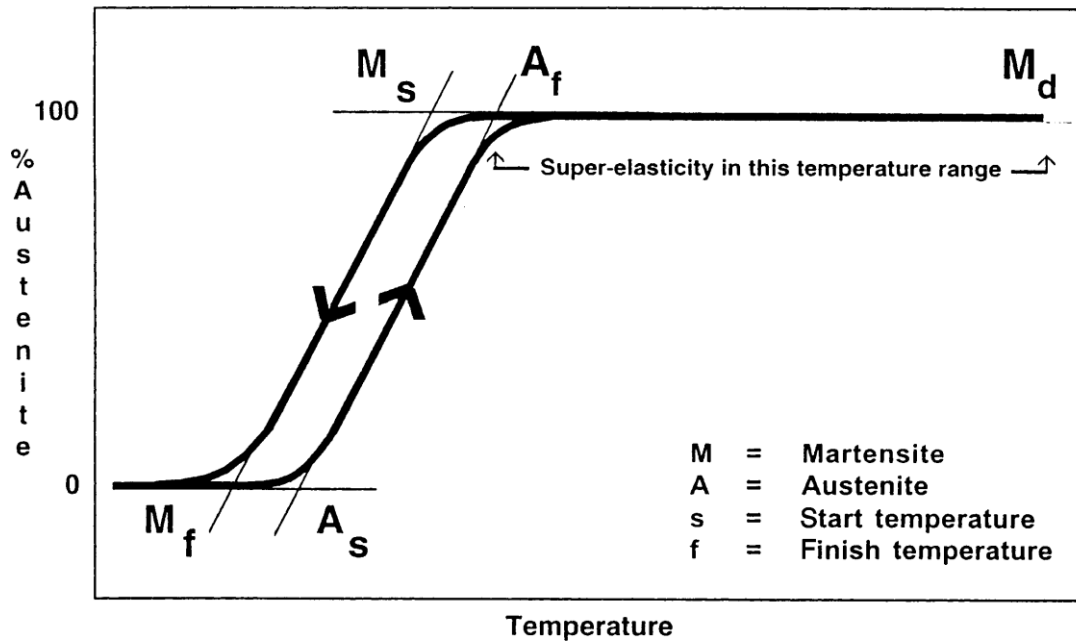


Figura 3: Representação da passagem de martensite↔austenite (Thompson, 2000)

As temperaturas de transformação estão dependentes da composição da liga, sendo que o intervalo de transformação do NiTi é entre os -50 e os 100°C. (Thompson, 2000)

A existência de impurezas na liga de níquel-titânio, como partículas de oxigênio e carbono levam ao aumento da quantidade de níquel existente na mesma e assim podem levar a diminuição da temperatura de A_f . Há uma proporção inversa entre a quantidade de níquel existente na liga e a temperatura de A_f , podendo a diminuição da quantidade de níquel na liga, em cerca de 1% reduzir a temperatura de A_f em cerca de 100°C. (Pelton et all, 2003)

A transformação austenítica ↔ martensítica também pode ocorrer como resultado da aplicação de stress, o que vai levar a transformação em fase de transformação, que de forma a compensar o stress sem que haja deformação causa uma alteração volumétrica

da liga e tem capacidade pseudo-elástica e efeito de “mola”, o que permite o regresso à forma original quando removido o stress e à fase austenítica. (Thompson, 2000)

Propriedades Físicas	Austenítica	Martensítica
Densidade (g/cm ³)	6.45	6.45
Ponto de fusão (°C)	1310	
Propriedades mecânicas		
Módulo de elasticidade (GPa)	75	28
Módulo de Young (GPa)	120	50
Propriedade de memória de forma		
Temperatura de transformação (°C)	-50 a 100	
Recuperação da deformação (%)	6.5 a 8.5	

Tabela 1: Propriedades das ligas de NiTi. (adaptado de Thompson, 2000; Zinelis, 2010)

Como já vimos as propriedades das ligas de níquel-titânio estão dependentes da sua estrutura mas também da composição química e tratamentos mecanoquímicos a que tenham sido sujeitos durante o processo de fabrico. Mas podemos apontar como as principais propriedades destas ligas: o menor módulo de elasticidade e maior resistência quando comparado com o aço inoxidável, o efeito de memória de forma, superelasticidade, boa resistência a corrosão, boa capacidade de deformação e biocompatibilidade. (Thompson, 2000; Parashos, 2006)

As ligas são normalmente aquecidas entre os 450°C e os 550°C de forma a obter as características de efeito de memória e/ou de superelasticidade. (Zinelis, 2007)

A superelasticidade do níquel-titânio permite a recuperação de deformações de aproximadamente 8% enquanto o aço inoxidável de apenas 1%. (Thompson, 2000)

A superelasticidade está dependente da temperatura de transformação, que por sua vez, está dependente de fatores como composição química da liga, existência de impurezas e tratamentos químicos a que a liga tenha sido sujeita. (Shen, 2013)

O NiTi apresenta um menor módulo de elasticidade em comparação com o aço inoxidável. (Brantley cit in Alapati, 2009)

Na área da Medicina Dentária os fios de níquel-titânio foram inicialmente utilizados por Andreasen e Hilleman, em 1971, para a produção de arcos ortodônticos. (Thompson, 2000)

Em 1988 Walia utilizou pela primeira vez limas feitas a partir de níquel-titânio, tendo descoberto que limas de calibre apical 15 feitas em NiTi eram 2 a 3 vezes mais flexíveis do que as correspondentes em aço inoxidável. (Esposito, 1995)

As limas Endodônticas feitas em níquel-titânio têm como base uma liga com uma constituição aproximadamente de 56% de níquel e 44% de titânio, sendo que em alguns casos até 2% do níquel pode ser substituído por cobalto de forma a alterar as propriedades mecânicas das mesmas. Isto resulta numa liga com um rácio a nível atómico entre níquel e titânio de 1:1 (ou equiatómico), o que lhe vai permitir ter associado as propriedades de superelasticidade e de efeito de memória de forma. Estas propriedades podem, contudo ser modificadas através de alterações na quantidade de níquel presente ou nas temperaturas de transição, que podem ser obtidas através do aumento da percentagem de níquel presente na liga ou a substituição de uma percentagem deste por cobalto, ou ainda ao submeter a liga a processos de tratamento térmico durante o processo de fabrico. (Thompson, 2000)

Segundo Zinelis (2007) as propriedades das limas de NiTi estão dependentes dos processos termomecânicos a que as ligas de NiTi estão sujeitas aquando do processo de fabrico.

As propriedades superelásticas do Niti permitiram ainda a produção de limas com conicidades superiores a 2%, algo que não era feita com as limas em aço inoxidável uma vez que deixaria os instrumentos bastantes rígidos. Tendo assim sido criadas limas com conicidades de 4%, 6%, 8%, 10% e 12% graças a superlasticidade das limas de níquel-titânio, de forma a permitir uma maior e mais rápida remoção de dentina e polpa dos canais radiculares. (Gutman, 2012)

A flexibilidade dos instrumentos está inversamente associada a dimensão dos mesmos (calibre apical e conicidade), ou seja quanto maior o calibre da lima menor será a flexibilidade do instrumento e vai por isso ter associado um maior risco de fratura. (Gambarini, 2008b)

Instrumentos de maior calibre apresentam maior susceptibilidade a fraturar por fadiga e estão sujeitos a uma maior acumulação de stress interno que as limas de menores calibres. (Gambarini, 2011)

Mas graças as propriedades do NiTi tal foi possível superar, mas também foram feitas alterações ao desenho da secção transversal e das espiras das limas em níquel-titânio para reduzir a massa das mesma e ajudar no aumento da flexibilidade, de forma a que as limas possam ser usadas nas porções apicais dos canais curvos. (Gambarini, 2008b; Parashos, 2006)

Os instrumentos em NiTi são mais flexíveis que os fabricados em aço inoxidável, tendo ainda a capacidade de preparar mais rapidamente os canais diminuído ainda a ocorrência de erros durante a instrumentação. (Thompson, 2000; Gambarini, 2008b)

Surgiram alterações no desenho das lâminas de corte, na configuração da secção transversal e no desenho da ponta, com o foco em criar um instrumento com alta capacidade de corte mas apresentando boa resistência à fratura. (Gutman, 2012)

A maior flexibilidade dos instrumentos em NiTi permite a melhor e mais eficiente instrumentação de canais curvos, com maior segurança e com a redução de erros durante a instrumentação. (Esposito, 1995; Gambarini, 2008b)

A superior flexibilidade dos instrumentos em NiTi permite a preservação de mais estrutura dentária e uma preparação dos canais mais centrada. (Gutman, 2012)

As limas em NiTi apresentam uma temperatura de Af aproximadamente de 25°C o que permite que durante a utilização apresentem o comportamento superelástico. (Shen, 2013)

Alguns autores estudaram as alterações que surgem na estrutura e nas propriedades das limas, com o uso e contacto com diferentes meios a que estão sujeitos. Verificou-se que procedimentos como a esterilização, desinfeção química, a preparação mecanoquímica dos canais radiculares podem provocar a corrosão dos instrumentos em NiTi. (Shen, 2012)

O contacto da lima com o oxigénio e com o carbono existente no ar faz com que haja um aumento da concentração dos iões de níquel e de titânio da superfície para o núcleo das limas (Li, 2006)

O contacto das limas com o NaOCl aquando da instrumentação dos canais radiculares, não provoca a diminuição da sua eficácia de corte mas pode diminuir a resistência à fratura cíclica e causar corrosão. (Gutman, 2012)

O efeito que a esterilização tem sobre as limas de NiTi foi também estudado, tendo se chegado a conclusão que ao serem sujeitas ao processo de esterilização no autoclave, estas sofrem uma redução da capacidade de corte, devido a acumulação de oxigênio na superfície de corte. (Li, 2006; Rapisarda cit in Seago, 2015)

Havendo ainda um aumento da profundidade das irregularidades presentes na superfície das limas, na rugosidade da mesma e ainda na iniciação e propagação de fendas como resultado da esterilização. (Gutman, 2012)

VI. Fraturas e erros iatrogênicos decorrentes da instrumentação

1. Fraturas

As fraturas de instrumentos podem ocorrer quer nos instrumentos feitos em aço carbônico, aço inoxidável ou nos que são feitas a partir das ligas de NiTi. (Parashos, 2006)

As fraturas podem ocorrer como resultado de uso impróprio das limas ou excesso de uso. Dai a importância da capacidade e experiência do clínico, de forma a saber como usar cada lima e quando as descartar. (Parashos, 2006; Cohen, 2011)

As fraturas ocorrem sobretudo no terço apical dos canais radiculares (Parashos, 2006)

Segundo Gambarini (cit in Rubini, 2013) a fratura de instrumentos de NiTi ocorre entre 2 a 9% dos casos. Sendo que este valor aumenta, quando os instrumentos são utilizados mais que uma vez, podendo atingir valores de 21% dependendo do número de utilizações a que forem sujeitas. (Shen, 2013)

São vários os fatores que podem servir de predisponentes para a ocorrência de fraturas nos instrumentos utilizados no tratamento Endodôntico, como o desenho do instrumento (diâmetro, conicidade, forma da lima e da secção transversal), o processo de fabrico, a

configuração dos canais em que são utilizados, a técnica de instrumentação utilizada, a velocidade e o torque a que são usados, o número de vezes que são utilizados até serem descartados e o grau de limpeza do canal radicular. (Parashos, 2006)

A fratura dos instrumentos em NiTi usados em rotação contínua, durante a utilização pode ocorrer de duas formas, fratura por torção e fratura por fadiga cíclica. (Parashos, 2006)

A fratura dos instrumentos acontece muitas das vezes, sem que haja sinais prévios visíveis de qualquer tipo de deformação. (Parashos, 2006; Gutman, 2012)

Segundo Zhang (2010) as limas são mais susceptíveis a fraturar por excesso de torção do que por flexão. Já para Shen et all (cit in Plotino, 2012) menos de um terço das fraturas ocorre por excesso de torção.

A fratura por torção ocorre quando a ponta do instrumento fica retido no canal e o resto do corpo do instrumento continua o movimento de rotação. O torque aplicado sobre a lima faz com que o limite elástico da lima seja ultrapassado, e assim ocorra a fratura da ponta. (Plotino, 2009)

Os instrumentos, em que ocorre fratura por torção, apresentam muitas vezes sinais de deformação elástica, previamente a ocorrência da fratura, que podem ajudar a decidir a altura quando estes devem ser descartados. (Plotino, 2009)

Por seu lado, a fratura por fadiga cíclica ocorre pela fadiga à qual o material é sujeito numa curvatura. Nesta zona a lima (que ao contrário do que acontece na fratura por torção) roda livremente no canal, mais vai gerar ciclos de tensão/compressão no qual onde se dá a maior flexão da lima. A zona da lima que fica voltada para a parte externa da curvatura é onde se dá a tensão, enquanto que no lado interno da curvatura fica a zona da lima sujeita a compressão. A rotação da lima faz com que a lima esteja

constantemente a sofrer ciclos de tensão/compressão, que com o passar do tempo se torna um importante fator para a fratura da lima. (Plotino, 2009)

Segundo Peng (cit in Plotino, 2009), grande parte dos instrumentos fratura por fadiga cíclica, sendo este pois um mecanismo predominante na falha do material.

Segundo Cheung (cit in Plotino, 2009), tal é explicado pelo fato de que nas limas de NiTi surgirem cracks resultantes da fadiga que rapidamente se propagam conduzindo assim à fratura do instrumento.

Por outro lado, segundo Sattapan (cit in Plotino 2009), a maioria das fraturas ocorre por torção, que pode ser causada por excessiva força apical durante a instrumentação ou pelo calibre apical inicial dos canais radiculares.

O prognóstico de um dente, onde tenha ocorrido a fratura de uma lima pode ser reduzido uma vez que a desinfecção dos canais radiculares passa a estar comprometida, se a mesma ocorrer na fase inicial do tratamento, e o instrumento não puder ser ultrapassado. (Parashos, 2006)

Segundo Cohen, o prognóstico é melhor quando a fratura ocorrer já mais perto do fim do tratamento, uma vez que já permitiu a limpeza do canal, apesar de que não completamente. (2011)

Fatores como a existência de lesões periapicais prévias ao tratamento também são importantes para o prognóstico final, no caso da ocorrência de uma fratura. (Parashos, 2006)

Portanto podemos admitir que o prognóstico de um dente onde tenha ocorrido uma fratura de uma lima está dependente da fase do tratamento em que esta ocorra, o estado pulpar e periapical prévio ao tratamento e a possibilidade de remover ou ultrapassar o instrumento. (Cohen, 2011)

Parashos (2006) identificou um conjunto de orientações de forma a reduzir o risco de fratura dos instrumentos:

- Criar glide-path e verificar continuamente a permeabilidade com limas manuais de pequeno calibre;
- Criar acesso direto ao canal;
- Usar instrumentos mais flexíveis para as zonas apicais dos canais e instrumentos de maior calibre para as porções mais coronais;
- Não forçar os instrumentos;
- Demorar o tempo que for necessário, sem apressar os processos e evitando movimentos bruscos e rápidos;
- Utilizar movimentos de entrada e saída dos canais, de acordo com o permitido pela anatomia canalar;
- Substituir limas após a utilização em canais com grandes curvaturas e muito estreitos;
- Examinar as limas e limpá-las durante a utilização;
- Utilizar os instrumentos em câmaras pulpares com a presença constante de hipoclorito de sódio;
- Evitar parar a lima num ponto do canal, sobretudo em canais curvos e utilizando instrumentos largos e grande conicidades.

Segundo Shafen (cit in Gambarini, 2008b) limas com conicidades acima de 4% não devem ser utilizados para instrumentar o terço apical de canais curvos.

2. Deformações das limas Endodônticas

Mas não só as fraturas são motivo para descartar as limas, apesar de este ser o maior motivo de preocupação para o clínico. Num estudo de Parashos (2004), este verificou que 17% das limas descartadas pelos clínicos encontravam-se com defeitos, sendo que 12% era devido ao desenrolar das espiras e apenas 5% por fratura.

A taxa de ocorrência de defeitos nas limas é influenciada por um complexo conjunto de fatores ligados não só associado as limas (marca, tamanho, conicidade, forma da secção de corte) mas, e de maior importância ligado ao operador. (Parashos, 2004)

3. Erros iatrogénicos

Apesar da grande flexibilidade das limas em NiTi, estas devido as suas grandes conicidades têm tendência a serem bastante rígidas e por isso levam à ocorrência de erros iatrogénicos na instrumentação, sobretudo nos canais curvos, como sendo os zips, degraus, perfurações, excesso de remoção de dentina. (Peters, 2004; Gambarini, 2008b)

Um zip apical corresponde a um transporte que ocorre na porção apical do canal, produzindo um defeito sobre a forma de ampulheta no forâmen apical e assim o alargamento do mesmo. Isto acontece devido a utilização de instrumentos com um grande calibre apical e por esse motivo muito rígidos, que em zonas de curvatura têm tendência a endireitar fazendo com que haja uma sub-instrumentação da parte externa da curvatura. Como consequência vão surgir problemas na desinfecção e obturação do local. (Ingle, 2008; Bauman, 2010; Cohen, 2011)

O termo degrau 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. (Hülsmann, 2005; Ingle, 2008)

O excesso de remoção de dentina ou stripping é causado por uma preparação excessiva ou não centrada que vai resultar na sob-preparação da parede interna do canal radicular, podendo originar uma perfuração. O seu surgimento pode ficar devido a erros na realização da cavidade de acesso, má técnica de instrumentação (incluindo a utilização de limas pouco flexíveis ou de grande calibre). (Hülsmann, 2005; Ingle, 2008)

As perfurações dizem respeito a qualquer tipo de comunicação entre o sistema de canais radiculares e o ligamento periodontal. Tal pode acontecer devido a erros durante a preparação da cavidade de acesso (perfuração do solo pulpar), por stripping em canais curvos e sobre-instrumentação. O Médico Dentista deve estar atento ao aparecimento de sangue na cavidade pulpar, pois pode ser o único sinal deste tipo de erro. O prognóstico deste tipo de erro iatrogénico está dependente do local onde aconteceu a mesma, da extensão e da capacidade e matérias disponíveis para selar a perfuração. (Hülsmann, 2005; Ingle, 2008)

VII. Melhorias dos instrumentos Endodônticos

Os instrumentos de NiTi não permitem a instrumentação de canais com duplas curvaturas ou a pré-curvatura dos instrumentos. (Gutman, 2012)

A necessidade de criar instrumentos com maior capacidade de corte, flexibilidade e ainda maior resistência à fratura fez com que várias técnicas fossem experimentadas de forma a melhorar as propriedades mecânicas das limas. (Li, 2006; Zinelis, 2010; Gutman, 2012)

As características das ligas de NiTi e por consequência as características das limas (superelasticidade, temperaturas de mudança de fase) feitas a partir destas ligas podem ser alteradas ao modificar-se os processos de fabrico, alterando a fórmula do material de origem ou a combinação de ambos, como já previamente referido. (Gambarini, 2008)

1. Técnicas de tratamento de superfície

- *Implantação iónica*- passa pela incorporação de iões 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)

Segundo Li (2006) 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.

- *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

Segundo Gutman (2012) os tratamentos térmicos permitem a alteração das características mecânicas das ligas de NiTi como a superelasticidade e efeito de memória de forma.

As propriedades mecânicas do NiTi podem ser melhoradas a partir de processos térmicos. (Frick et al, 2005)

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

O surgimento de um precipitado de Ti_3Ni_4 (como resultado do tratamento térmico) altera as temperaturas de transformação sobretudo a transformação do material em martensítica. (Frick, 2005)

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)

De acordo com Zinelis et al (2007) limas que sofrerem uma temperatura de anealização até aos 440°C apresentam um aumento na resistência a fadiga em relação as limas no seu estado original.

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)

Tratamentos térmicos até temperaturas de 600°C elevaram a temperatura de Af para valores entre os 45-50°C em limas ProFile, sendo que acima dos 800°C a superelasticidade era perdida. (Alapati cit. in Shen, 2013a)

As alterações nas temperaturas de transformação fazem com que seja necessário um maior valor de stress para que haja a transformação do material em martensítica, o que faz com que na estrutura das limas haja uma maior proporção de martensítica. (Frick, 2005; Gambarini, 2010)

A temperatura do corpo (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)

- **M-wire**

Em 2007 a Dentsply Tulsa Dental Specialties (Tulsa, Oklahoma) introduziu 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)

De acordo com Alapati (2009) à 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.

Segundo Alapati (cit in Bürklein, 2014) existe uma parte do material que se mantém sob a forma de martensítica não sendo transformado em austenítica.

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)

Em contradição no estudo de Gambarini (2008a) as limas GT Series X, produzidas em M-wire não apresentaram diferenças significativas, em relação à resistência à fadiga quando comparadas com limas de NiTi convencional (K3). Tal também foi verificado por Plotino (2012) quando comparou as limas Hyflex CM, as limas Vortex e as ProFile, não havendo diferença significativa entre as limas Vortex (M-wire) e as ProFile (NiTi).

Também no estudo de Pongione et al (2012) as limas em M-wire (Vortex) não apresentaram diferença significativa no que diz respeito à flexibilidade quando comparadas a instrumentos em NiTi (EndoSequence)

Em concordância com estes dados, também Capar (2015) identificou que as limas ProTaper Next, feitas em M-Wire, não apresentaram qualquer vantagem relativamente a limas feitas em NiTi quanto a resistência à fadiga cíclica, apresentando ainda piores resultados quando comparadas com as limas em CM-wire.

- **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)

O fato de as limas poderem ser torcidas permitiu eliminar as marca deixado 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 clinica apresentam-se sobretudo na forma austenítica. (Shen, 2013a)

Num estudo de Gambarini (2008a), as TF demonstraram maior resistência à fadiga que as ligas produzidas em M-wire e NiTi convencional, o que segundo ao autor se deve às diferenças na produção da liga que dá origem a estas limas.

A melhoria nas propriedades mecânicas por parte das limas em fase-R é demonstrada quando comparadas duas limas semelhantes (na dimensão e desenho) diferenciando apenas na liga em que são construídas. 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)

- **Controlled Memory wire**

Pelas mãos da DS Dental (Johnson City, Tennessee), em 2010 foi apresentada uma nova liga de NiTi, que mais uma vez surge a partir de um tratamento térmico, com o nome de Controlled Memory wire. Segundo a empresa as limas feitas nesta liga são extremamente flexíveis mas sem o efeito de controlo de memória que as restantes ligas de NiTi apresentam. (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)

Segundo Zhou (2012) 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.

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)

Segundo Braga (2014) graças a estrutura híbrida das limas feita a partir em CM-wire, estas conseguem ser mais flexíveis que as limas em NiTi convencional, mas também às limas em M-wire cerca de 150% a 390% mais.

Quando comparando dois instrumentos diferentes em CM-wire com conicidades de .02 e .04, com instrumentos de conicidades iguais em NiTi e M-wire Ninan (2013) verificou que as limas em CM-wire apresentavam valores superiores de flexibilidade, valor que se explicava pelo material em que estes eram feitos.

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)

Os instrumentos em CM-wire apresentam uma maior resistência à fadiga não só quando comparadas com as limas em NiTi, mas também do que as limas feitas em M-wire e em fase-R. (Plotino et al cit in Capar, 2014a)

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)

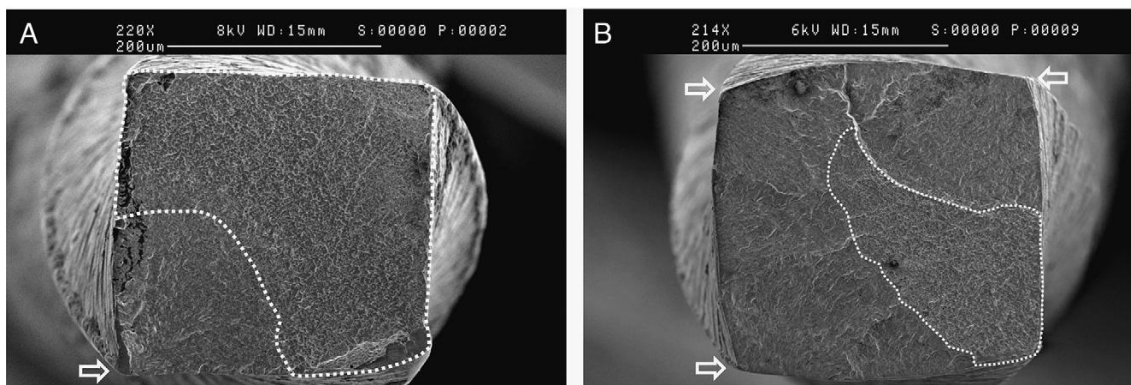


Figura 4: Imagem das fendas que surgem nas limas como resultado da fadiga a que estão sujeitas. Na lima em NiTi (A) apenas se verifica uma fenda, enquanto que na lima em CM-wire (B) verificam-se várias fendas. (adaptado de Shen, 2012)

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)

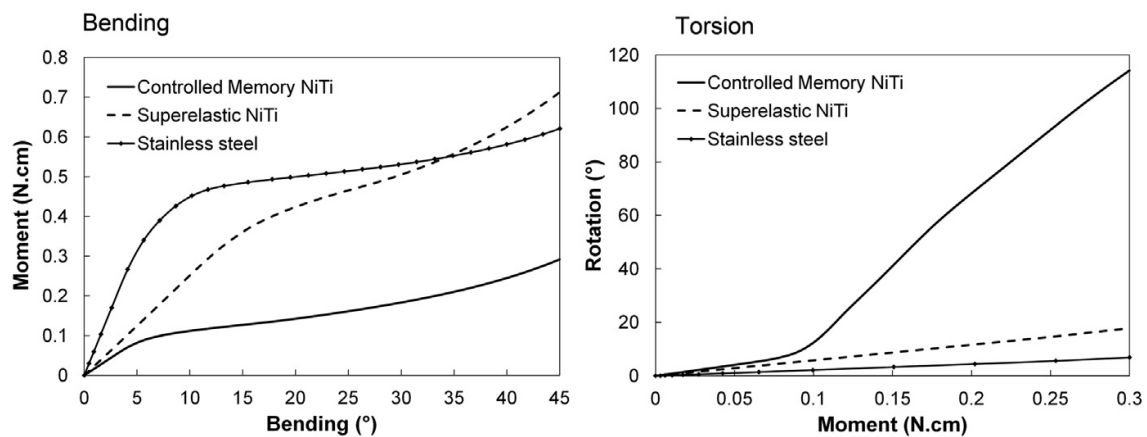


Figura 5: Deflexão das limas quando sujeitas a flexão e a torção. (Santos, 2013)

Graças à reorientação da martensite nas limas em CM-wire, estas são capazes de apresentar maior flexibilidade, menor módulo de elasticidade, maior deflexão angular e alta capacidade de corte. (Pereira, 2015)

No estudo de Braga et al (2014), a mesma verificou que na superfície de dois instrumentos de sistemas diferentes em CM-wire existia na camada de óxidos à superfície uma grande quantidade de oxigénio. Verificou 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).

De acordo com Shen (2012) a utilização de hipoclorito de sódio e de EDTA durante processo de instrumentação dos canais radiculares não reduz a resistência à fratura por fadiga nos instrumentos em CM-wire.

A utilização de irrigação torna-se ainda mais importante no caso da utilização das limas feitas a partir de CM-wire, uma vez que se verificou que a utilização destas em meio líquido aumenta a resistência à fadiga em comparação com a sua utilização no ar. Tal pode dever-se ao fato que o líquido de irrigação faz com que o calor a que a lima está sujeita seja disperso para o mesmo, baixando assim a temperatura da lima. (Shen, 2012)

Já Casper (2011), testando o efeito do processo de esterilização, em autoclave, nos instrumentos Endodônticos quer em CM-wire, M-wire e fase-R, verificou que este não causa a diminuição da resistência à ocorrência de fraturas por torção.

NiTi convencional 1990 – até à data	M-wire 2007 – até à data	Fase-R 2008 – até à data	CM-wire 2010 – até à data
Hero 642™ LightSpeed™ K3™ ProFile™ Protaper™ Race™	GTX™ ProFile Vortex™ Protaper Next™ Wave-One™	K3 XFT™ TFT™	HyFlex CM™ Typhoon CM™

Tabela 2: Diferentes ligas de NiTi existentes e alguns exemplos de instrumentos feitos nas mesmas. (Zinelis, 2012; Gutman 2012; Shen, 2013a)

Relativamente aos tratamentos térmicos, podemos como conclusão, dizer que estes graças aos desenvolvimentos tecnológicos dos últimos anos na área da Endodontia,

permitiram a obtenção de limas com melhores propriedades mecânicas e sobretudo mais adequados à instrumentação de canais com curvaturas.

Tal, como já visto, está dependente de propriedades como a flexibilidade e resistência à fratura. Com base nestes dois pontos, podemos ordenar as ligas da seguinte forma: NiTi convencional < Fase-R < M-wire < CM-wire .

VIII. Sistema de instrumentação Hyflex CM

A Coltene-Whaldent apresentou em 2010 as limas Hyflex CM, feitas a partir da tecnologia de CM-wire, dizendo que estas limas seriam cerca de 300% mais resistentes à fadiga cíclica do que qualquer outro sistema de limas no mercado até a data. Além desta característica a marca anuncia ainda que estas limas são extremamente flexíveis, além de serem capazes de recuperar as deformações, que sofreram durante a instrumentação, na esterilização no autoclave, em temperaturas a rondar os 134°C, permitindo maior número de utilizações. (Coltene, 2012c)

Apesar disto a empresa indica que após a esterilização, as limas devem ser analisadas e se apresentarem deformações devem ser descartadas. Contrariamente às restantes limas de NiTi, as Hyflex CM não apresentam o efeito de memória de forma, ou seja não voltam à forma original quando deixam de estar sujeitas a stress, o que segundo a empresa que as produz permite a redução da ocorrência de erros iatrogénicos durante a instrumentação. (Coltene, 2012c)

Os tratamentos térmicos a que as limas Hyflex CM são sujeitas, ainda não foram divulgados pela Coltene. (Shen, 2013b)

Estão disponíveis as limas 25.08 (lima recomendada pela marca para fazer o alargamento coronário dos canais radiculares), 15.04; 20.04; 20.06; 25.04; 25.06; 30.04; 30.06; 35.04; 40.04; 40.06; 45.04; 50.04; 60.04. As limas estão disponíveis nos

comprimentos de 21, 25 e 31 milímetros, com a exceção da lima 25.08 que devido a sua função existe apenas com o comprimento de 19 milímetros. (Coltene, 2012c)



Figura 6: Kit de limas convencional Hyflex® CM

Têm uma superfície transversal triangular simétrica, tendo assim 3 arestas de corte, com a exceção da lima 25.04 que tem 4 arestas de corte uma vez que tem uma secção transversal com uma forma quadrada. (Bürklein, 2014)

De acordo com a marca, as limas devem ser utilizadas a uma rotação de 500 rotações por minuto (RPM) e com um torque de 2.5N., sendo limas utilizadas em rotação contínua. Podem ser utilizadas associadas as técnicas de crown-down, step-back ou a técnica de comprimento único. A empresa como sugestão de técnica para instrumentação recomenda a criação de um glide-path até uma lima K20 manual, previamente à instrumentação. Começar a instrumentação com a lima 25.08 para fazer o alargamento coronário, seguidamente passar para a lima 20.04 e instrumentar até ao CT, devendo seguir-se a instrumentação com limas de maior calibre até se alcançar o calibre apical de 40.(Coltene, 2012a,b,c)



Figura 7: Motor CanalPro CL (Coltene Whaledent)

Segundo Peters et all (cit in Bürklein 2014) as limas são feitas através do processo de maquinação.

As limas Hyflex CM apresentam uma menor percentagem de níquel, cerca de 52,1%, em comparação com os 54-55% das restantes limas em NiTi. Tal permite o aumento da temperatura de Af e assim permitir a existência de mais martensítica durante a instrumentação.(Zinelis et all cit in Santos et all, 2013)

A temperatura Af destas limas, quando novas é de 50°, valor que se assemelha ao valor obtido por Shen (2011b; 2013b) ao estudar limas utilizando a tecnologia controlled memory wire. Valor este que como já referido previamente é superior ao valor obtido com as restantes ligas. Mas este valor varia ao longo do instrumento, tendo o mesmo autor obtido resultados diferentes na porção apical e coronal do mesmo, sendo que tal situação também se verificava com as restantes temperaturas de transformação.

	As	Af	Ms	Mf
Região coronal	21,2°C	47,0°C	22,6°C	-31,9°C
Região apical	20,1°C	51,4°C	21,6°C	-30,7°C

Tabela 3: Temperaturas de transformação de fase, ao longo da lima. (adaptado de Shen, 2013b)

Mas no caso das limas Hyflex CM da reutilização dos instrumentos, foi verificado por Shen (2013b), que o valor de Af reduzia, uma vez que como referido em limas novas a Af é de 50°C enquanto que limas já usadas apresentavam um Af entre 31,4 e os 33,6°C, o que segundo o autor acontece, pois as múltiplas utilizações destas limas induz alterações na microestrutura das mesmas.

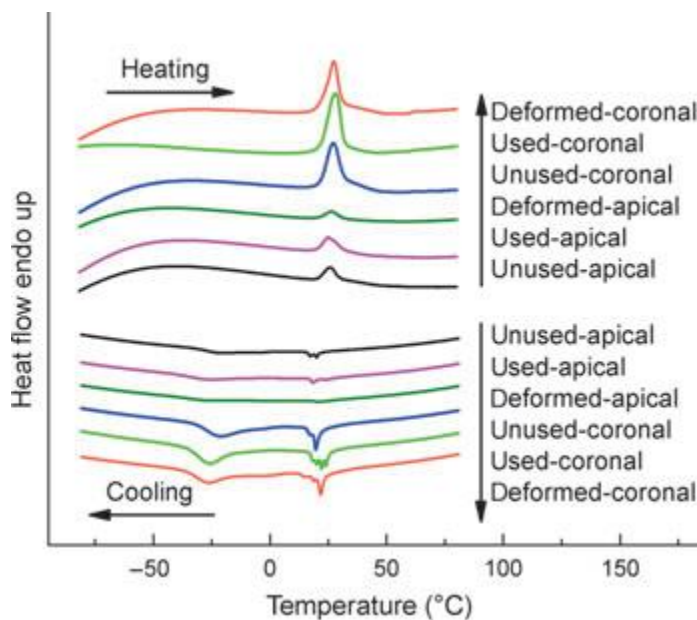


Figura 8: Diferenças das temperaturas atingidas pelas limas Hyflex CM. (Shen, 2013b)

De acordo com o estudo de Braga et al (2014) foi verificado que devido as temperaturas de transformação obtidas no estudo das limas Hyflex CM, que estas ao arrefecer primariamente se transformavam em fase-R e apenas depois em martensítica. Tal vem de acordo, com o que Zhou (2012) tinha já referido para as limas em CM-wire.

Estas limas contrariamente às restantes limas quer em NiTi quer nas ligas de NiTi sujeitas a tratamento térmico, permitem a pré-curvatura das mesmas. (Peter, 2012)

No estudo de Testarelli (2011) quando comparadas as limas Hyflex CM com as limas EndoSequence, ProFile, Hero e FlexMaster, as limas Hyflex foram as que apresentam maior flexibilidade, o que segundo ao autor se pode dever tanto à produção das limas em CM-wire como à menor percentagem de níquel que entra na constituição destas limas comparativamente com as restantes. Mas grandes conclusões não podem ser retiradas deste estudo, uma vez que não foi considerada a possível influência do desenho do instrumento na flexibilidade.

Quando no estudo de Ninan (2013) comparadas com outras limas de calibre igual (.04) em NiTi e M-wire, as Hyflex apresentaram não só maior flexibilidade, como maior ângulo de rotação e menores valores de torque.

Tal informação foi confirmada no estudo de Santos et al (2013), indicando que quando sujeitas a flexão, as limas Hyflex apresentavam maior flexibilidade que limas de NiTi, tendo associado a esta flexibilidade um aumento na deformação que estas limas apresentam, e ainda uma maior resistência à fadiga.

Ao serem comparadas com limas em M-wire (Vortex) e em NiTi (EndoSequence), as Hyflex CM apresentaram maior flexibilidade, mas o autor não conseguiu definir se a diferença seria apenas devido à diferente liga usada na construção das limas, uma vez que existiam diversas variáveis neste estudo, como diferenças no desenho dos instrumentos. (Pongione et al, 2012)

As limas Hyflex CM além de serem muito flexíveis apresentam ainda uma grande resistência à fratura cíclica, muito graças à tecnologia CM-wire. (Capar, 2014)

Shen (2013b) num estudo utilizando 468 limas Hyflex CM, não detetou uma única lima fraturada, mas uma pequena parte destas (16 limas) apresentavam deformação. Deformação que ocorria sobretudo nas limas de menor calibre (20.04 e 25.08)

No estudo de Plotino (2014) as limas Hyflex CM 25.06 e 40.04 quando comparadas com as limas Vortex (M-wire) e ProFile (NiTi), do mesmo calibre e conicidade, apresentaram uma maior resistência à fratura por fadiga cíclica.

Mesmo quando comparadas com outras limas em CM-wire, as limas Hyflex CM apresentam uma superior resistência à fratura por fadiga cíclica. (Braga et al, 2014)

De acordo com Al-Sudani (2014), as limas Hyflex CM são capazes de uma maior resistência à fadiga, uma vez que são capazes de sofrer deformação plástica, respondendo com o desenrolar das espiras, de forma a que não ocorra a fratura. Apresentando, estas limas, uma capacidade de deformação muito superior às restantes limas em NiTi, sendo cerca de 3 vezes mais. (Santos et al, 2013)

A ocorrência da deformação das limas, como acima referido, pode ser um indicador da necessidade de descartar as mesmas, sendo que no caso destas após a ida ao autoclave, as deformidades ainda estiverem presentes, os instrumentos devem ser descartados. (Alazemi, 2015)

A lima Hyflex CM 25.08 é a lima recomendada pela marca para fazer o alargamento coronário. Num estudo de Capar (2014a) comparando com outras duas limas com o mesmo efeito (lima Protaper Sx e Revo-s SC1), a Hyflex em conjunto com a Revo-S apresentaram maior resistência à fadiga que a Sx, quando sujeitas a uma curvatura de 45°, mas quando a curvatura passava a ser de 60° a lima Revo-S apresentou claramente melhores resultados, seguida pela Hyflex e depois pela Protaper.

No estudo de Kumar et al (2013) ao comparar as limas Hyflex CM com as limas TF e com limas K-flexofiles, o mesmo verificou que as limas Hyflex são capazes de produzir uma instrumentação centrada dos canais e com mínimo transporte de detritos por apical, o que é devido a sua grande flexibilidade. Apesar disso neste estudo não houve grandes diferenças nestes dois pontos entre as limas Hyflex e as TF. Tal foi confirmado no estudo de Bürklein (2014).

No estudo de Bürklein (2014), as limas Hyflex quando comparadas com as limas Mtwo e com as Revo-S apresentaram maior número de limas deformadas após a instrumentação de canais radiculares. Verificou-se ainda, que as limas Hyflex que se apresentavam deformadas após a esterilização recuperaram a forma original, com a exceção das limas de menor calibre (20.04) que mantiveram a deformação.

Também no estudo de Marcelino-Alves et al (2014) as limas Hyflex apresentaram menor deformação induzida nos canais durante a instrumentação e também menor transporte de detritos por apical quando comparadas a limas em rotação contínua (neste caso as TF) mas também em relação a limas que trabalham em movimento recíprocante (Reciproc e WaveOne), muito graças a maior flexibilidade.

Para Gutmann e Gao (cit in Bürklein, 2014) devido as suas melhores características as limas Hyflex CM são ideais para a preparação de canais radiculares, que apresentem curvaturas.

Rubini (2013) verificou que através da utilização das limas Hyflex CM em movimento recíprocante é possível aumentar a resistência à fadiga destas limas. Isto deve-se ao fato de este tipo de movimento induzir menor stress nas limas durante a instrumentação, tal vem de acordo com o que Gambarani (cit in Karataş, 2015) disse no seu estudo, que afirmou que as limas de NiTi quando utilizadas em movimento recíprocante apresentam uma superior resistência à fadiga, do que quando utilizados em rotação contínua.

Quando comparando a quantidade de fraturas na dentina causadas durante a instrumentação, Capar et al (2014b) não verificou diferença entre as limas Hyflex CM e as ProTaper Next (M-wire), mas estas apresentavam um número muito menor quando comparando com as limas ProTaper Universal (NiTi). Neste caso, as ProTaper Universais apresentam maior números de cracks induzidas devida à sua elevada conicidade (.07-.09) o que ainda as torna bastante rígidas, já que tanto as Hyflex CM como as ProTaper Next apresentam menores conicidades, maior capacidade de corte e ainda maior flexibilidade, também devido às propriedades das ligas na sua constituição, são capazes de causar menos cracks na dentina.

Fazendo uma comparação entre as diferentes limas pertencentes ao sistema Hyflex CM, Peters (2012), verificou que a lima 20.04 é a que apresenta maior resistência à fadiga cíclica. Tal como em outros estudos também verificou alta taxa de deformação plástica, sobretudo em instrumentos de menor calibre, que após a esterilização em autoclave voltaria à forma original, apesar de que também nos instrumentos de menor calibre tal retrocesso não seria tão bem sucedido, mantendo-se a deformação.

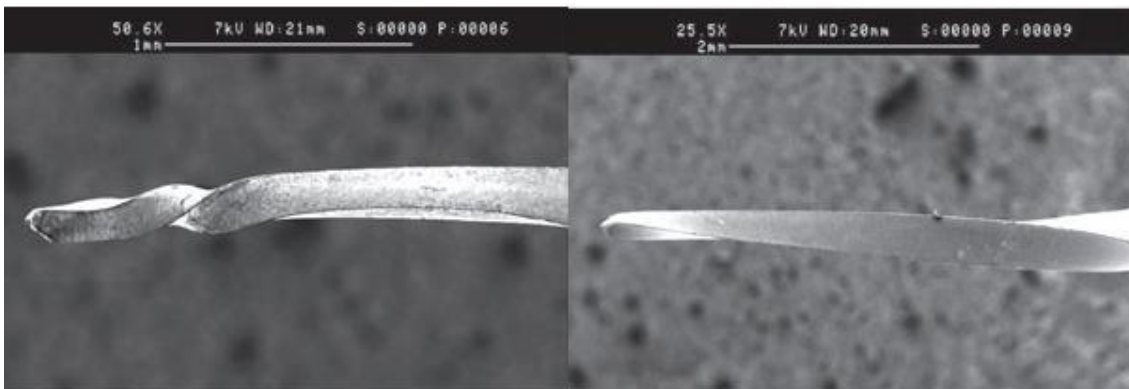


Figura 9: Elongação do instrumento Hyflex CM após utilização. (adaptado de Shen, 2013b)

No estudo de Braga et al (2014) foi detectada a existência de uma grande quantidade de oxigênio na camada de óxidos existente à superfície destas limas.

Os efeitos da esterilização foram objeto de estudo por Seago et al (2015), tendo sido confirmado que as limas recuperavam a forma original após a esterilização, e que relativamente às propriedades de eficácia de corte e flexibilidade, não foram notadas diferenças significativas até a 2ª série de uso e esterilização, onde depois ocorria uma ligeira redução nas duas variáveis.

A recuperação da forma e recuperação das espiras após a esterilização no autoclave foi testada por Al-Sudani (2014), num estudo em que limas Hyflex CM foram previamente utilizadas para instrumentação de canais radiculares, verificou-se que a grande maioria das limas foi capaz de recuperar a forma e espiras. Verificou ainda que sobretudo nas limas de menor calibre (20.04/06) era onde se encontravam maior número de espiras desenroladas previamente à esterilização e que eram sobretudo estas as limas incapazes de recuperarem durante a esterilização.

Num estudo para avaliar a capacidade de recuperação da forma original das limas após a esterilização em autoclave, Alazemi (2015) verificou que dos 141 instrumentos (de um total de 400) que sofreram defeitos durante a sua utilização, apenas 44 apresentavam deformações após terem sido esterilizados, havendo 5 que não sofreram qualquer alteração durante a esterilização. Mais uma vez verificou-se que é nos instrumentos de menor calibre que se dá o maior número de defeitos, muito devido à menor capacidade de resistir ao stress torsional a que estão sujeitas.

Além do calibre da lima em questão, também se verificou que a severidade da deformação a que a lima foi sujeita, influencia a capacidade da lima recuperar a forma original, pois limas que apresentavam maiores deformações mostravam menor recuperação da forma que limas com menores deformações. Notou-se ainda que não havia diferenças significativas no surgimento de deformações nas limas quando se

comparava às técnicas de instrumentação utilizadas neste estudo (crown-down vs instrumentação ao comprimento total do canal). (Alazemi, 2015)

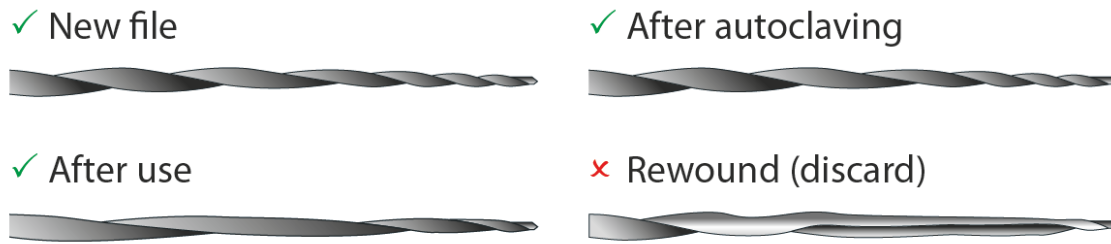


Figura 10: Representação da recuperação de forma após a esterilização. (Adaptado de brochure Coltene Whaldente)

No estudo de Capar (2015) ao comparar as limas Hyflex CM com as limas ProTaper next, OneShape e Revo-S, verificou que as limas Hyflex apresentavam maior número de rotações até que se desse a fratura, ou seja apresentava superior resistência à fratura por fadiga cíclica, isto muito graças ao tratamento térmico a que estas limas são sujeitas.

A superior resistência à fadiga cíclica por parte das limas Hyflex CM também fica devida a sua secção transversal triangular, uma vez que esta se apresenta, como responsável por maior resistência quando comparadas com as restantes formas de secção transversal, sobretudo sob as formas quadradas e retangulares. (Cheung cit in Capar 2015; Versuluis cit in Capar 2015)

Já a capacidade de remoção de detritos parece ser diminuída comparativamente a outras limas (quando comparadas com Mtwo e Revo-S), o que segundo Poggio (2015) pode ser devido ao desenho das espiras.

Ainda no ano de 2015, a Coltene Whaledent lançou as novas limas Hyflex EDM (electro discharge machining - produção por descarga elétrica), que são produzidas através de um novo método, que consiste na aplicação de uma corrente elétrica na liga

que dará origem à lima, o que provoca o derretimento e evaporação do material de forma controlada até à obtenção de um instrumento sem que tenha os defeitos resultantes da produção das limas pelo processo de maquinação usualmente utilizados. Tal permitiria que as limas tivessem ainda superior resistência à fadiga, uma vez que não existiriam as irregularidades que funcionam como pontos de acumulação de stress. (Pirani, 2015)

No estudo de Pirani et al (2015), o mesmo verificou a existência de pequenas deformidades na superfície das limas ao contrário do anunciado pela marca como resultado deste novo processo de fabrico aplicado. Contudo verificou-se que quando comparando estas limas com as limas Hyflex CM, as primeiras apresentavam melhores resultados relativamente a resistência a fadiga cíclica. Segundo o estudo estas limas contrariamente às Hyflex CM, tendo na sua constituição NiTi quase equiatómico. Por outro lado verificou-se a existência de uma grande quantidade de oxigénio na camada de óxidos à superfície da lima tal como nas CM. Verificou ainda, que estas limas sofrem também os tratamentos térmicos de forma a serem feitos sem a propriedade de memória de forma. Também na forma como as microfraturas surgem há diferenças, uma vez que nas EDM as microfraturas parecem propagarem-se de uma forma muito mais lenta.

Conclusões

O tratamento Endodôntico tem vindo, ao longo dos últimos anos, a assistir ao surgimento de um grande número de inovações, sobretudo no que diz respeito ao surgimento de novos instrumentos para serem utilizados neste processo.

As limas aço inoxidável, têm vindo a ser abandonadas em prol das limas em níquel-titânio devido as melhores características mecânicas e a rapidez que a instrumentação com estas permite. Apesar disto surgem problemas associados a instrumentação com as limas em NiTi como as fraturas dos instrumentos (seja por excesso de torção ou flexão), ou pelos erros iatrogénicos causados durante a instrumentação. Assim surgiu a necessidade de melhorar as ligas que eram utilizadas para a produção das limas, o que foi conseguido sobretudo através da aplicação de tratamentos térmicos, que levaram ao surgimento das novas ligas de memory wire (M-wire), fase-R e controlled memory wire (CM-wire) e aos novos instrumentos produzidos nestas ligas.

As limas Hylex CM, fabricadas pela Coltene-Whaldent, utilizando a tecnologia CM-wire apresentam resultados superiores no que diz respeito a resistência à fratura por fadiga cíclica e superior flexibilidade. Isto torna estas limas indicadas para a instrumentação de canais curvos, permitindo ainda uma instrumentação mais segura. Têm ainda associadas, a capacidade de conseguirem recuperar das deformações sofridas após a esterilização em autoclave, permitindo assim as múltiplas utilizações destes instrumentos.

Contudo, as deformações que surgem constantemente durante a instrumentação, apresentam-se como uma desvantagem para o clínico, uma vez que obriga a constante troca de limas, envolvendo assim altos custos ao mesmo, ou que esteja constantemente a fazer pausas para aquecer a lima, de forma a que esta volte a sua forma original, aumentando assim o tempo de consulta. É por isso, necessário a realização de mais estudos de forma a tentar reduzir a deformação das limas mas mantendo as restantes características vantajosas das limas Hyflex CM.

Referências bibliográficas

ADA Homepage. [Em linha]. Disponível em www.adda.org/en/education-careers/careers-in-dentistry/dental-specialties/specialty-definitions. [Consultado em 16/03/2015]

Al-Sudani, D. (2014). Topographic Analysis of HyFlex® Controlled Memory Nickel-Titanium Files, *Journal of International Oral Health*, 6, pp.1-4

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

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

Alazemi, M., Bryant, S., Dummer, P. (2015). Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization, *International Endodontic Journal*, 48, pp. 593-601

Bauman, M., Beer, R. (2010). *Endodontology*. Second Edition. Nova York. Thieme

Bergenholtz, G., Hørsted-Blindslev, P., Relt, C. (2010). *Textbook of Endodontology*. Second Edition. West Sussex. Wiley-Blackwell

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., Börjes, L., Schäfer, E. (2014). Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments, *International Endodontic Journal*, 47, pp. 470-476

Capar, I., Ertas, H., Arslan, H. (2014a). Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Coronal Flaring Instruments, *Journal of Endodontics*, 40, pp. 1182-1185

Capar, I., Ertas, H., Arslan, H. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of a novel nickel-titanium rotary instruments, *Australian Endodontic Journal*, 41, pp. 24-28

Capar, I. *et alii.* (2014b). Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex Instruments on Crack Formation in Dentin, *Journal of Endodontics*, 40, pp. 1482-1484

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

Cheung, G., Liu, C. (2009), A Retrospective Study of Endodontic Treatment Outcome between Nickel-Titanium Rotary and Stainless Steel Hand Filing Techniques, *Journal of Endodontics*, 35, pp. 938-943

Cohen, S., Hargreaves, K. (2011). *Cohen Caminhos da Polpa*. 10ª edição. Rio de Janeiro. Elsevier

Coleman, C. *et alli*. (1996). Analysis of Nickel-Titanium Versus Stainless Steel Instrumentation by Means of Direct Digital Imaging, *Journal of Endodontics*, 22, pp.603-607

ColteneEndo. (2012a). Crown-down technique step by step card. [Em linha]. Disponível em http://hyflex.com/DevDownloads/StepByStep_CrownDown.pdf [Consultado em 16/06/2015]

ColteneEndo. (2012b). File sequence step by step. [Em linha]. Disponível em http://hyflex.com/DevDownloads/StepByStep_Extended.pdf [Consultado em 16/06/2015]

ColteneEndo. (2012c). HyflexCM Brochure. [Em linha]. Disponível em http://hyflex.com/DevDownloads/HyflexCM_brochure.pdf [Consultado em 16/06/2015]

D'Souza, J., Walton, R., Maixner, D. (1995). Cross-Sectional Configuration of Endodontic Files Compared with Manufacturers' Design, *Journal of Endodontics*, 21, pp. 599-602

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

Esposito, P., Cunningham, C. (1995). A Comparison of Canal Preparation with Nickel-Titanium and Stainless Steel Instruments, *Journal of Endodontics*, 21, pp. 173-176

Frick, C. *et alii.* (2005). Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys, *Materials Science & Engineering A*, 405, pp. 34-49

Gambarini, G. (2000). Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation, *Endodontics & Dental Traumatology*, 16, pp. 95-100

Gambarini, G. *et alii.* (2008a). Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods, *Journal of Endodontics*, 34, pp. 1003-1005

Gambarini, G. *et alii.* (2008b). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105, pp. 798-800

Gambarini, G. *et alii.* (2011). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique, *International Endodontic Journal*, 44, pp. 337-341

Glosson, C. *et alii.* (1995). A Comparison of Root Canal Preparation Using Ni-Ti Hand, Ni-Ti Engine-Driven, and K-Flex Endodontic Instruments, *Journal of Endodontics*, 21, pp. 146-151

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

Higueras, J., Arias, A., Macorra, J. (2013). Cyclic Fatigue Resistance of K3, K3XF, and Twisted File Nickel-Titanium Files under Continuous Rotation or Reciprocating Motion, *Journal of Endodontics*, 39, pp. 1585-1588

Hülsmann, M., Peters, O., Dummer, P. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means, *Journal of Endodontics*, 10, pp. 30-76

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

Karataş, E. et alii. (2015). Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments, *International Endodontic Journal*, 48

Kazemi, R., Stenman, E., Spångberg, L. (2000). A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: Torsional and bending tests, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 90, pp. 500-506

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

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

Mandel, E. *et alli.* (1999). Rotary Ni-Ti profile system for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage, *International Endodontic Journal*, 32, pp. 436-443

Marcelino-Alves, M. *et alii.* (2014). Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study, *International Endodontic Journal*, 47, pp. 1-8

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

Ninan, E., Berzins, D. (2013). Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments, *Journal of Endodontics*, 39, pp. 101-104

Parashos, P., Gordon, I., Messer, H. (2004). Factors Influencing Defects of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments After Clinical Use, *Journal of Endodontics*, 30, pp. 722- 725

Parashos, P., Messer, H. (2006). Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences, *Journal of Endodontics*, 32, pp. 1031-1043

Pereira, E. *et alii.* (2015). Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments, *Journal of Endodontics*, 41, pp. 67-71

Peters, O. *et alii.* (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments, *International Endodontic Journal*, 45, pp. 1027-1034

Peters, O. (2004). Current challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review, *Journal of Endodontics*, 30, pp. 559-567

Plotino, G. *et alii.* (2009). A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments, *Journal of Endodontics*, 35, pp. 1469-1476

Plotino, G. *et alii.* (2014). Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study, *Odontology*, 102, pp. 31-35

Poggio, C. *et alii.* (2015). Cleaning Effectiveness of Three NiTi Rotary Instruments: A Focus on Biomaterial Properties, *Journal of Functional Biomaterials*, 6, pp. 66-76

Pongione, G. *et alii.* (2012). Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test, *Annali di Stomatologia*, III, pp. 119-122

Rubini, A. *et alii.* (2013). Influence of file motion on cyclic fatigue of new nickel titanium instruments, *Annali di Stomatologia*, IV, pp. 149-151

Santos, L. *et alii.* (2013). Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis, *Journal of Endodontics*, 39, pp. 1444-1447

Schrader, C., Peters, O. (2005). Analysis of Torque and Force with Differently Tapered Rotary Endodontic Instruments In Vitro, *Journal of Endodontics*, 31, pp. 120-123

Seago, S. *et alii.* (2015). Effect of Repeated Simulated Clinical Use and Sterilization on the Cutting Efficiency and Flexibility of Hyflex CM Nickel-Titanium Rotary Files, *Journal of Endodontics*, 41, pp. 725-728

Shen, Y. *et alii.* (2013a). Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments, *Journal of Endodontics*, 39, pp. 163-172

Shen, Y. *et alii.* (2012). Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments, *Journal of Endodontics*, 38, pp. 376-380

Shen, Y. *et alii.* (2011a). Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments, *Journal of Endodontics*, 37, pp. 997-1001

Shen, Y. *et alii.* (2013b). HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties, *International Endodontic Journal*, 46, pp. 720-729

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

Stokes, O. *et alii.* (1999). Corrosion in Stainless Steel and Nickel-Titanium files, *Journal of Endodontics*, 25, pp. 17-20

Testarelli, L. *et alii.* (2011). Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel, *Journal of Endodontics*, 37, pp. 1293-1295

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

Zhang, E., Cheung, G., Zheng, Y. (2010). Influence of Cross-sectional Design and Dimension on Mechanical Behavior of Nickel-Titanium Instruments under Torsion and Bending: A Numerical Analysis, *Journal of Endodontics*, 36, 1394-98

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

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