

FACSETE-CIODONTO

DIEGO AUGUSTO SABINO

**AVALIAÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DE LIMAS DE NÍQUEL-TITÂNIO
FABRICADAS À PARTIR DA TECNOLOGIA DE MEMÓRIA CONTROLADA**

SETE LAGOAS

2016

DIEGO AUGUSTO SABINO

**AVALIAÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DE LIMAS DE
NÍQUEL-TITÂNIO FABRICADAS À PARTIR DA
TECNOLOGIA DE MEMÓRIA CONTROLADA**

Monografia apresentada ao curso de
Especialização da Faculdade de Tecnologia
de Sete Lagoas, como requisito parcial
para a conclusão do Curso de Endodontia.

Área de concentração: Odontologia
Orientador: Rafael Rodrigues Soares de
Magalhães

SETE LAGOAS

2016

Sabino, Diego Augusto.

Avaliação das características de limas de níquel-titânio fabricadas à partir da tecnologia de memória controlada / Diego Augusto Sabino. – 2016. 29 f. il;

Orientador: Rafael Rodrigues Soares de Magalhães

Monografia (especialização) – Faculdade de Tecnologia de Sete Lagoas, 2016.

I. Níquel-Titânio. 2. Memória Controlada

II. Rafael Rodrigues Soares de Magalhães

FACSETE-CIODONTO

Monografia intitulada “**Avaliação das características de limas de níquel-titânio fabricadas à partir da tecnologia de memória controlada**” de autoria do aluno Diego Augusto Sabino, aprovada pela banca examinador constituída pelos seguintes professores:

Rafael Rodrigues Soares de Magalhães – Orientador

Examinador

Sete Lagoas, 16 de Julho de 2016

RESUMO

As limas de Níquel-Titânio são amplamente utilizadas na Endodontia por apresentarem maior elasticidade, alta resistência à deformação plástica e à fratura quando comparadas às limas de aço inoxidável. Esses instrumentos proporcionam um preparo dos canais radiculares mais seguro e eficiente, em especial aqueles que apresentam uma anatomia complexa. Apesar disso, ainda existe o risco de fratura, fazendo-se necessário a adoção de novas técnicas, com o intuito de aumentar a resistência desses instrumentos. O objetivo desse trabalho é avaliar as limas fabricadas através da tecnologia de Memória Controlada (CM Wire), observando suas características, vantagens e desvantagens.

Palavras –chaves: CM Wire, Níquel-Titânio, resistência à fadiga, Hyflex.

ABSTRACT

The Nickel-Titanium files are widely used in endodontics for having greater elasticity, high resistance to plastic deformation and fracture when compared to stainless steel files. These instruments provide a preparation of safe and efficient root canals, in particular those with a complex anatomy. Nevertheless, there is still the risk of fracture, making it necessary to adopt new techniques in order to increase the resistance of these instruments. The aim of this study is to evaluate the files manufactured by Controlled Memory Technology (CM Wire), noting their characteristics, advantages and disadvantages.

Keywords: CM Wire, Nickel-Titanium, fatigue resistance, Hyflex.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – A: Ponta inativa de lima HyFlex® CM; B - Lima HyFlex® CM danificada.....	Pág 14
Figura 2 - Diferentes fases de utilização das limas HyFlex®.....	Pág 14
Figura 3 - Sequência de utilização das limas HyFlex®.....	Pág 16
Fig. 4 – Lima escaneada antes do uso.....	Pág 22
Fig. 5 – Lima escaneada após o uso com deformação visível.....	Pág 22
Fig. 6 - Lima escaneada após a autoclavagem com a forma restaurada.....	Pág 23

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Af – Austenite finishing (Temperatura final de completa transformação em martensita)

CM Wire – Fios de Memória Controlada

CT – Comprimento de trabalho

DSC – Calorimetria Diferencial de Varredura

EDS - Microscopia Óptica com Raios-X de Energia Dispersiva

EW – Endo Wave

FEA – Análise de Elementos Finitos

HF – Hyflex

Mm – Milímetros

N/cm – Newtons por centímetro

NiTi – Níquel Titânio

PTU – ProTaper Universal

PV – Profile Vortex

Rpm – Rotações por minuto

TF – Twisted File

TYP – Typhoon

XRD – Difração de Raios-X

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1 INTRODUÇÃO.....	7
2 REVISÃO DE LITERATURA E DISCUSSÃO.....	9
2.1 INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI.....	9
2.2 INTERCORRÊNCIAS DURANTE O TRATAMENTO ENDODÔNTICO.....	10
2.3 INSTRUMENTOS M-WIRE.....	12
2.4 INSTRUMENTOS CM-WIRE.....	13
2.4.1 CARACTERÍSTICAS DAS LIMAS HYFLEX®.....	13
2.4.2 COMPARAÇÃO DAS LIMAS CM-WIRE COM AS DEMAIS LIMAS DE NITI...16	
3 CONCLUSÃO.....	27
4 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	28

1 INTRODUÇÃO

As limas rotatórias feitas de Níquel-Titânio (NiTi) são comumente utilizadas no tratamento endodôntico para preparar e modelar os canais radiculares, de forma especial aqueles que exibem anatomia complexa (GLOSSON et al., 1988). Por causa da sua superelasticidade, essas limas apresentam várias vantagens em relação às limas de aço inoxidável, tais como maior flexibilidade, menor risco de desvio do canal, maior resistência à fratura, entre outras. A superelasticidade é a capacidade de o instrumento resistir à tensões maiores, recuperando-se sem fraturar (WALIA et al., 1988).

Apesar das propriedades favoráveis dessas ligas, o risco de fratura ainda é um problema encontrado durante o tratamento endodôntico devido à fadiga do metal, que representa o principal motivo para a fratura das limas. O outro motivo de fratura dos instrumentos é a torção, ou seja, quando a ponta do instrumento trava e o movimento continua sendo executado (SATTAPAN et al., 2000).

Uma outra propriedade das ligas NiTi é o efeito memória de forma, que permite que as mesmas voltem ao seu formato original, mesmo depois de ter instrumentado um canal com anatomia complexa. Essa tendência de voltar à forma original durante a instrumentação de um canal curvo, pode resultar em desvios e perfurações dos canais (ABOU-RASS et al., 1982; OZER, 2011).

A característica de efeito memória de forma das ligas NiTi pode ser definida como a propriedade que o material adquire de recuperar-se de uma deformação após tratamento termomecânico e se dá através da transformação martensítica. Em temperatura ambiente, essa transformação ocorre através da movimentação dos átomos partindo da fase austenita (mais rígida) e passando à fase martensita (mais flexível) após a aplicação de tensão. Após a remoção da tensão, ocorre o inverso, passando-se da fase martensita para austenita e conseqüentemente o instrumento volta à sua forma original (ABOU-RASS et al., 1982; OZER, 2011).

Várias estratégias têm sido utilizadas para aumentar a resistência à fadiga das ligas NiTi. O tratamento térmico tem sido utilizado recentemente para otimizar as propriedades mecânicas dessa ligas (CONDORELLI et al., 2011; ALAPATI et al.,

2009). Esses fios estão sendo chamados de CM Wire (Fios de Memória Controlada) e estudos têm indicado que eles possuem resistência à fadiga superior aos fios NiTi convencionais.

O objetivo desse trabalho é fazer uma revisão de literatura sobre os instrumentos fabricados a partir de ligas NiTi tratadas termicamente (fios CM Wire), suas características e vantagens em relação à resistência à fratura e eficiência no preparo mecânico dos canais radiculares, em comparação com os instrumentos fabricados a partir de ligas NiTi convencionais.

2 REVISÃO DE LITERATURA E DISCUSSÃO

2.1 INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI

A liga NiTi foi desenvolvida no início da década de 1960, por pesquisadores que buscavam um material com propriedades antimagnética e resistência à corrosão pela água do mar (BUEHLER et al., 1963). Logo foi utilizada no programa espacial americano, na fabricação de antenas para naves e satélite. A liga, que na época ficou conhecida como Nitinol, apresenta propriedades únicas: memória de forma e superelasticidade. Dessa maneira, após sofrer ação de uma carga, o NiTi tem a capacidade de retornar à sua forma original sem sofrer deformação plástica (THOMPSON, 2000). Tal propriedade está relacionada ao arranjo atômico da liga, o qual difere de ligas tradicionais como o aço inoxidável. No aço, os átomos podem se mover uns contra os outros em pequenas quantidades, até que ocorra uma deformação plástica. Por outro lado, no NiTi existe uma reversibilidade entre duas conformações (austenita e martensita), dependendo da temperatura e da tensão externa. Tal reversibilidade é responsável pelas características de memória de forma e superelasticidade (PETERS & PAQUÉ, 2010).

O uso do NiTi na Odontologia foi sugerido primeiramente na década de 1970, embora nessa fase ele tenha sido utilizado apenas para fabricação de fios ortodônticos (CIVJAN et al., 1975). Mais tarde, foi confeccionado o primeiro instrumento endodôntico em NiTi a partir de um fio ortodôntico submetido a um processo de usinagem (WALIA et al., 1988). Daí em diante, deu-se rapidamente a adoção do NiTi por parte dos profissionais da odontologia, pois estes revelaram uma melhora significativa em relação aos instrumentos que se dispunha até então, principalmente ao nível de flexibilidade e resistência (MCSPADDEN, 2007).

Com o surgimento deste tipo de material, a endodontia sofreu um avanço significativo. O recurso à sua utilização permite a instrumentação mecanizada do sistema de canais radiculares, conseguindo-se assim um tratamento mais rápido e “eficaz”, conferindo ao canal uma forma cônica e tridimensional, o que, conseqüentemente, vai promover uma obturação superior (MCSPADDEN, 2007).

A liga NiTi tem duas grande fases cristalográficas, a fase austenítica e a fase martensítica. Na fase austenítica a sua estrutura cristalina apresenta-se ordenada complexa, enquanto que na martensítica essa estrutura está distorcida. A formação do NiTi pode dar-se com o recurso de temperatura ou tensão, sendo que no caso da fase austenítica a temperatura é elevada e baixa tensão, e na martensítica acontece o inverso, a temperatura é baixa e a tensão é máxima. Entre uma e outra fase, ainda se pode dizer que há uma terceira fase, denominada fase R. Esta fase R consiste numa fase de transição (ANUSAVICE, 2005).

No que respeita à flexibilidade e dureza da liga, a fase martensítica possui maior flexibilidade e menor dureza, enquanto na austenítica há uma maior dureza mas menor flexibilidade (MCSPADDEN, 2007).

Atualmente, existem no mercado diversos instrumentos endodônticos de NiTi, que foram projetados para serem utilizados em movimentos rotatórios ou reciprocantes acionados por motores elétricos sendo que alguns possuem também controle de torque.

Existem evidências experimentais e clínicas de que o uso de instrumentos de NiTi, especialmente com movimentos rotatórios, proporciona um preparo de maior qualidade, com menor incidência de erros operatórios, quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável (COLEMAN et al., 1996; PETTIETTE et al., 2001; TAN & MESSER, 2002; CHEUNG & LIU, 2009; PETERS & PAQUÉ, 2010).

A grande flexibilidade do NiTi o levou a se tornar o material de eleição para canais estreitos e com curvaturas acentuadas. No entanto, a introdução desse tipo de lima mecanizada nos canais não deve ser feita sem que antes haja uma permeabilização e negociação com limas manuais (ALAPATI et al., 2005; MCSPADDEN, 2007; PLOTINO et al., 2014).

2.2 INTERCORRÊNCIAS DURANTE O TRATAMENTO ENDODÔNTICO

Durante o tratamento do sistema de canais radiculares, estamos expostos à diversas particularidades anatômicas dos elementos dentários que podem levar ao insucesso caso não sejam respeitados alguns princípios básicos. Podem ocorrer desvios dos canais com formação de degraus, perfurações, fratura de instrumentos, entre outros.

Um desvio do canal ocorre quando é aplicada uma força excessiva no instrumento de forma repetida contra uma determinada zona do canal ou quando se introduz uma lima pré-curvada com a curvatura orientada para o sentido errado. Uma das principais causas desse tipo de erro é a abertura coronária incorreta que promove interferências nas limas, causando forças de tensão adicionais e conseqüentemente o risco de desvio. Caso haja uma manutenção da aplicação da força, esse desvio pode vir a se tornar uma perfuração, na qual ocorre a comunicação do sistema de canais radiculares com a região dos tecidos de suporte periodontais (CHÁVEZ DE PAZ et al., 2010).

A fratura, intercorrência que pode ocorrer durante o tratamento endodôntico, requer maior atenção quando se avalia a resistência de limas e pode ocorrer por dois motivos: torção ou fadiga (GAMBARINI et al., 2008; VARELA et al., 2010; GAMBARINI et al., 2011; GAMBARINI et al., 2012; KIM. et al., 2012).

As causas de uma fratura por fadiga são diferentes das de uma fratura por torção. No caso da fadiga, quando se dá a rotação da lima dentro do canal, principalmente em curvaturas acentuadas, ocorre uma alternância de forças de tensão e compressão que leva à alteração microestrutural do instrumento, que após vários ciclos de utilização acaba por fraturar. Neste tipo de acontecimento o torque que se aplica à lima não é a causa do problema, mas sim o número de utilizações que se dá. Quanto maior for a utilização, maior é a probabilidade de fratura. Pode-se dizer que é uma fratura por “cansaço” do material (DE DEUS et al., 2010; LOPES et al., 2011; SHEN et al., 2011; ARIAS et al., 2012; GAO et al., 2012; CAPAR et al., 2014; PÉREZ-HIGUERAS et al., 2014; NGUYEN et al., 2014).

Contudo, a fadiga não é o principal responsável pela fratura das limas de NiTi de instrumentação endodôntica rotatória. A torção apresenta-se como o responsável máximo por este tipo de acontecimentos, que podem ser desencadeados por diversos fatores, entre eles a escassa irrigação, o não pré-alargamento do sistema de canais radiculares com limas manuais ou mesmo o encravamento da lima contra as paredes do canal radicular. Esses fatores predispõem um aumento excessivo da carga numa determinada zona da lima, levando à sua fratura (DE DEUS et al., 2010; KIM et al., 2012; PLOTINO et al., 2014).

Faz-se necessário observar que diversos fatores estão relacionados à fratura dos instrumentos. Os canais estreitos e com curvatura acentuadas são muito mais

predisponentes à fratura do que canais largos e retos. Dessa forma, é essencial que seja feita uma cavidade de acesso correta de forma que as limas penetrem nos canais de forma livre e direta, sem sofrer interferências (COHEN & HARGREAVES, 2011). Deve ser observada a particularidade de cada canal, fazendo-se o seu reconhecimento inicialmente com limas manuais para prover uma maior segurança no momento de se utilizar o sistema rotatório, além de orientar o profissional em relação à qual sistema utilizar.

Um outro fator de extrema importância no momento do preparo dos canais radiculares é a abundante irrigação. A deficiência nessa etapa durante o preparo mecânico aumenta significativamente o atrito entre a lima e as paredes do canal, levando ao aumento do risco de fratura (COHEN & HARGREAVES, 2011). Além de promover a limpeza, com remoção de debris e a desinfecção dos canais, a irrigação diminui consideravelmente o atrito entre o instrumento e as paredes de dentina. Deve-se sempre limpar as limas todas as vezes que as mesmas forem removidas de dentro do canal a fim de retirar os restos dentinários.

Um terceiro fator importante para evitar fraturas é o pré-alargamento. Essa etapa inicial tem como objetivo minimizar o esforço necessário para a introdução/instrumentação e assim minimizar a força que as limas de NiTi mecanizadas terão de realizar para limpar e dar conformação ao canal (MADARATI et al., 2009). Esse pré-alargamento pode ser realizado com brocas Gates Glidden ou com instrumentos específicos para esse fim que estão presentes em alguns sistemas de instrumentação.

2.3 INSTRUMENTOS M-WIRE

O aumento da resistência à fratura dos instrumentos tem sido um foco no avanço da tecnologia para fabricação de instrumentos de NiTi. Nos últimos 10 anos, melhorias significativas no desenho dos instrumentos, controle de propriedades de matérias-primas e processos de fabricação foram conseguidos (ALAPATI et al., 2009; JOHNSON et al., 2008).

Um exemplo de um avanço recente envolvendo a melhoria das propriedades das matérias-primas é o processamento termomecânico que é aplicado ao fio de NiTi convencional (BERENDT, 2007) que levou ao desenvolvimento do M-Wire (MW) (Dentsply Tulsa Especialidades Odontológicas) que é usado no ProFile Vortex e instrumentos GTX. Este material exhibe um comportamento superelástico mais eficiente com reduzida geração e acumulação de defeitos durante cada ciclo de carga-descarga (PEREIRA et al., 2012), com aumento da resistência à fadiga dos instrumentos (PEIXOTO et al., 2010).

2.4 INSTRUMENTOS CM-WIRE

2.4.1 CARACTERÍSTICAS DAS LIMAS HYFLEX®

O sistema de limas HyFlex®, é um exemplo da tecnologia de memória controlada (CM) em que os instrumentos endodônticos são submetidos a um processo térmico especial depois de serem fabricados a partir de um fio de NiTi convencional para aumentar a sua resistência à fadiga (SHEN et al., 2011).

A composição da liga de NiTi utilizada na fabricação destas limas possui uma quantidade de níquel ligeiramente mais baixa (50,7%) quando comparada com as ligas convencionais (54,5% a 57%). A menor quantidade de Ni na composição da liga confere-lhe características que a tornam única, proporcionando-lhe uma superelastecidade e resistência à fadiga bastante superiores (SHEN et al., 2011).

A liga é produzida através de um processo termodinâmico no qual ocorre o aquecimento e resfriamento do fio metálico, permitindo o controle da memória elástica do mesmo. Esse controle da memória elástica, permite que se possa fazer uma pré-curvatura das limas, semelhante à induzida nas limas K, mas com níveis de rigidez consideravelmente inferiores e uma elasticidade que até o momento não tinha sido conseguida (ZINELIS et al., 2010; SHEN et al., 2011; BÜRKLEIN et al., 2014).

Quando expostas a uma tensão exagerada, estas limas perdem os espirais, de forma que não haja tanto atrito entre as paredes do canal e a lima, aumentando assim a resistência à fratura. Para a lima voltar à sua forma inicial basta um ciclo de esterilização na autoclave a 134 graus Celsius. Desta forma, também se pode verificar facilmente se a lima está apta à reutilização, uma vez que se esta não retornou à sua forma original, indica uma deformação irreversível (Figuras 1 e 2) (SHEN et al., 2013; BÜRKLEIN et al., 2014).

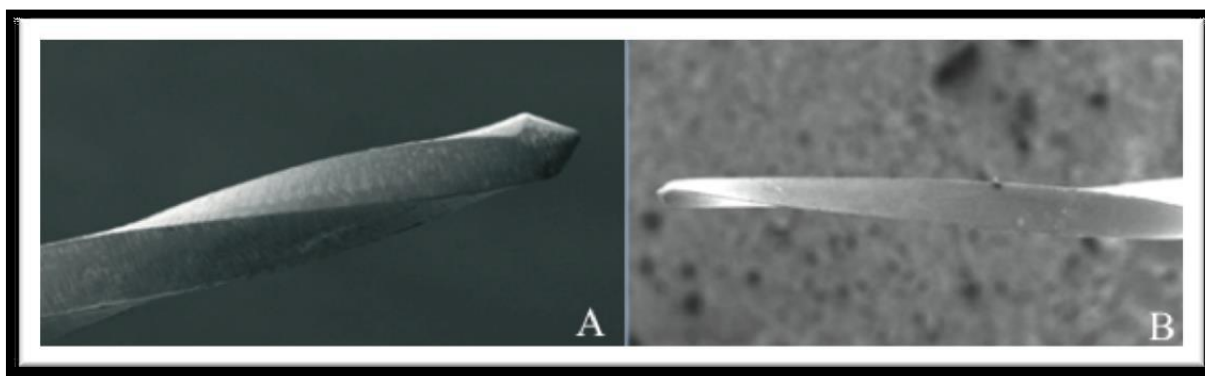


Fig. 1 - A: Ponta inativa de lima HyFlex® CM; B - Lima HyFlex® CM danificada

FONTE: A: Adaptado de Peters et al., 2012; B: Adaptado de Shen et al., 2013



Fig. 2 - Diferentes fases de utilização das limas Hyflex®

FONTE: <http://www.hyflex.info/overview/benefits/>

A ColteneEndo disponibiliza no sistema HyFlex®, 15 limas distintas, podendo ter comprimentos de 19, 21, 25 e 31mm e conicidade 4, 6 e de 8%. Os instrumentos possuem um desenho da seção transversal simétrico, com três bordas de corte, exceto os instrumentos 04/25, que tem a seção transversal quadrada, com quatro bordas de corte. A designação de cada lima é feita através de dois números compostos cada um deles por dois dígitos, sendo que o primeiro corresponde à conicidade da lima e o segundo ao seu calibre apical. Em cada lima é também visível um anel colorido identificativo correspondente ao seu calibre apical, anel esse que segue a escala de cores ISO. Por exemplo, no caso de um calibre apical de 0,25mm o anel exibido é da cor vermelha. Com 19mm há apenas uma única lima, a 08/25, em que o número “08” indica a conicidade (8%) e o “25” o seu calibre apical (0,25mm). Com os comprimentos de 21 e 25mm 4 limas: 04/35 04/45, 06/25 e 06/35. As restantes 10 limas estão disponíveis em 21, 25 e 31mm: 04/15, 04/20, 04/25, 04/30, 04/40, 04/50, 04/60, 06/20, 06/30 e 06/40 (Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland). Deve ser utilizado durante a instrumentação uma rotação contínua de 500rpm com um torque de 2,5N/cm. Durante toda a instrumentação é indispensável a irrigação e permeabilização apical com limas manuais de calibre 10 no CT mais 1mm.

Após a exploração inicial, o primeiro passo é realizado com a lima 08/25. Esta lima vai ter como objetivo principal preparar os dois terços coronários do canal, tal como a sua entrada, de forma a facilitar e prevenir tensões adicionais das restantes limas. Em seguida, a lima a se utilizar deverá ser a 04/20. Esta lima irá trabalhar principalmente o terço apical. Esta lima deverá ser marcada com o CT menos 2 mm. O terço apical continua a ser a principal zona instrumentada na próxima etapa com a lima 04/25, contudo, este é um passo extremamente importante, pois esta será a primeira lima a trabalhar a totalidade do comprimento de trabalho. Usando-se a lima 06/20, deve-se instrumentar o terço médio do canal radicular. Na próxima etapa, a instrumentação deverá ser realizada com lima 04/30 aonde será trabalhado o terço apical. Por último, a lima utilizada será 04/40. À semelhança do passo anterior, o terço apical será a zona instrumentada.

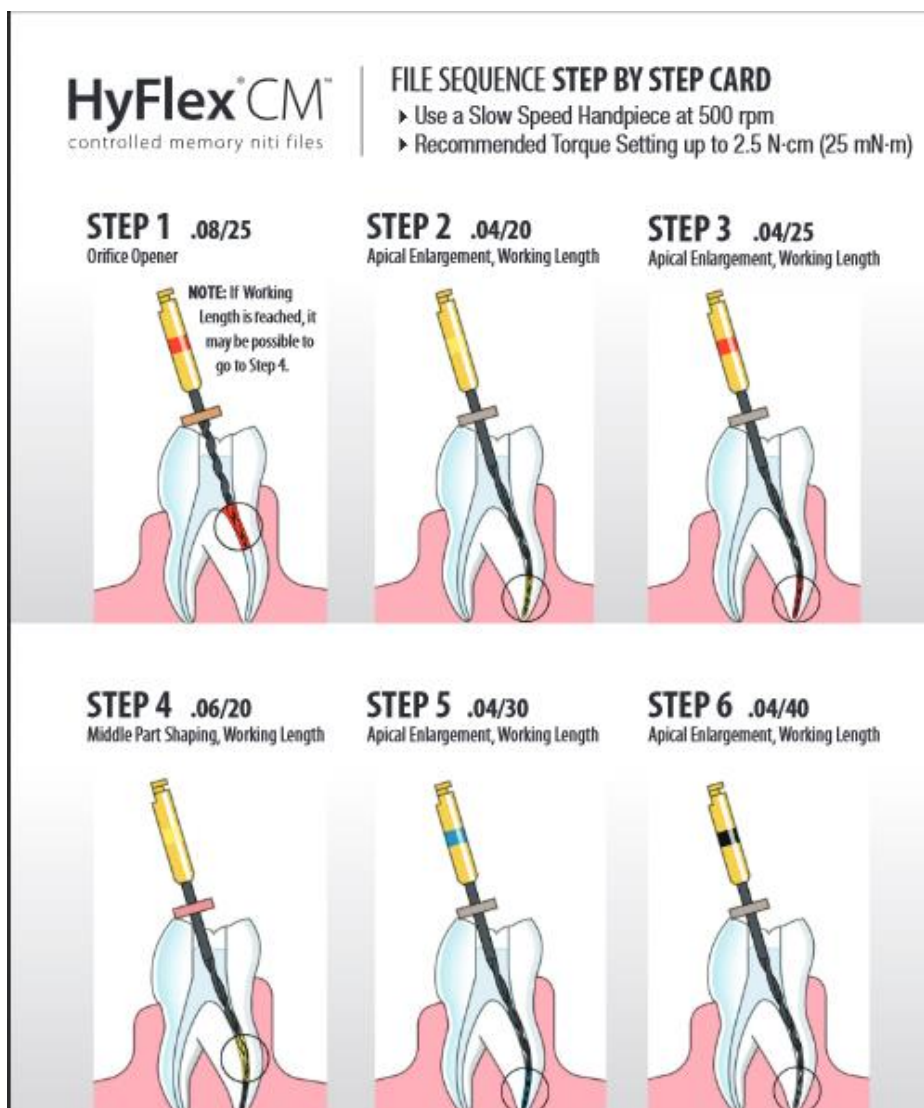


Fig. 3 Sequência de utilização das limas HyFlex®

FONTE: http://www.hyflex.info/overview/step_by_step/

Dependendo do calibre apical, pode-se parar no passo 3, ficando a critério do profissional (Adaptado de Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland, disponível em https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_CM/30003497_11-15_IFU_HyFlex_CM_Crown-down.pdf).

2.4.2 COMPARAÇÃO DAS LIMAS CM-WIRE COM AS DEMAIS LIMAS DE NITI

Shen et al. (2011), examinaram o comportamento da transformação de fase e a microestrutura de instrumentos fabricados a partir do NiTi CM-Wire, através da

calorimetria diferencial de varredura (DSC) e difração de raios-x (XRD). A microestrutura dos instrumentos foi observada por microscopia eletrônica de varredura e microscopia óptica com raios-x de energia dispersiva (EDS). As análises por DSC mostraram que os instrumentos Typhoon CM e Vortex tiveram uma temperatura final de completa transformação em martensita (Af) superior à 37° C, enquanto os instrumentos fabricados com fios de NiTi convencionais, (Endosequence, ProFile e Typhoon) e as limas Twisted File tiveram a temperatura Af substancialmente abaixo da temperatura da boca (entre 16° C e 31°C). À maior temperatura Af do instrumento Typhoon CM, havia uma mistura de martensita e austenita em sua estrutura, a qual foi observada em temperatura ambiente ao XRD. Os autores concluíram que nos instrumentos Typhoon CM e Vortex, o tratamento térmico utilizado em sua fabricação contribuiu para aumentar a temperatura de transformação total em austenita, o que mantém uma estrutura com mais martensita presente à temperatura da boca e conseqüentemente aumenta a resistência a fadiga do instrumento.

Santos et al. (2013), fizeram uma análise de elementos finitos (FEA), que permite uma fácil avaliação da influência de diversos materiais sobre as propriedades mecânicas do mesmo modelo geométrico, aonde as diferenças resultantes da geometria dos instrumentos são eliminados e uma análise quantitativa pode ser realizada. Quando uma lima sofre uma carga, ocorre a transformação de austenita para martensita induzida pelo stress. Esta fase é instável e a temperatura está acima da temperatura na qual há transformação de 100% de austenita em martensita (Austenite finishing, Af). Em seguida, há o retorno para austenita por uma transformação inversa, quando a carga é removida e a estirpe é recuperada. Dessa forma, a temperatura de trabalho para limas de NiTi convencionais, está acima do Af. No entanto, essas características foram alteradas nos fios NiTi CM (CM-Wire), que constituem uma nova tecnologia a partir da qual as limas são mais flexíveis e têm uma maior resistência à fadiga. As limas CM-Wire não apresentam efeito rebote após a remoção da carga e sua forma original só é reestabelecida após a autoclavagem. O comportamento dessa limas pode ser explicado pela presença de martensita estável, o que significa que a temperatura de trabalho é inferior à Af.

Shen et al. (2011), realizaram um teste de fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi CM-Wire. Foram utilizados os instrumentos ProFile, Typhoon, Typhoon CM, NEYY e NEYY CM, todos tamanho 25/0.4, os quais sofreram flexão rotacional em

curvaturas de 35° e 45° à temperatura de 23° C ± 2° C. Foi registrado o número de rotações até que ocorresse a fratura. Os locais de origem das fraturas foram examinados por um microscópio eletrônico de varredura. As limas fabricadas com a tecnologia CM-Wire, obtiveram um resultado de 3 a 8 vezes melhor no número de ciclos até a fratura do que os outros instrumentos, apresentando uma amplitude de tensão superficial menor, ao passo que não houve diferença significativa entre os instrumentos de NiTi convencional em ambas as curvaturas. A grande maioria dos instrumentos CM-Wire apresentou várias origens de fendas, enquanto a grande maioria dos instrumentos feitos de NiTi convencional apresentou apenas uma origem de fenda. Foi observado que o desenho da seção transversal tem pouca influência na resistência à fadiga dos instrumentos. Os resultados do presente estudo indicam que os instrumentos CM-Wire são de 300% a 800% mais resistentes à fadiga quando comparados com instrumentos fabricados com NiTi convencional.

Peters et al. (2012), fizeram uma avaliação *in vitro* das propriedades físicas das limas HyFlex® CM. Foram analisados o torque (em Ncm), a determinação do limite de resistência à fadiga e a força apical durante a preparação do canal. Os canais simulados foram preparados utilizando-se blocos de plástico e seguindo-se as recomendações do fabricante em relação à técnica a ser utilizada. O torque no momento da falha do instrumento ficou entre 0.47 ± 0.05 e 1.38 ± 0.12 Ncm. Esse torque foi aumentando linearmente a partir do diâmetro .04. Os ângulos de rotação no momento da falha variaram entre 505-860°. Os maiores valores foram encontrados nas lima 30/04 e 40/04 e os menores valores na lima 20/08. Isso demonstra a correlação óbvia entre o tamanho do instrumento e o ângulo de rotação no momento da falha. A resistência à fadiga foi determinada pelo número de rotações até a fratura em uma curvatura de aproximadamente 90°. No instrumento 25/08, esse número foi de 260, enquanto no instrumento 20/04 foi de 2565, mostrando que esse último possui uma resistência à fadiga significativamente maior quando comparado com os outros tamanhos. Os maiores tamanhos de fragmentos fraturados foram das limas 25/04 ($7,41 \pm 0,43$ mm) e os menores foram das limas 25/08 ($4,08 \pm 0,36$ mm). Os autores concluíram que as limas HyFlex® possuem resistência torsional semelhante aos instrumentos de NiTi convencionais. A resistência à fadiga é muito maior e a preparação do canal é obtida em um menor torque durante o trabalho quando comparada à outros instrumentos testados sob as mesmas condições.

Pongione et al. (2015), avaliaram a flexibilidade e a resistência à fadiga cíclica de 3 instrumentos: HyFlex® (CM-Wire), Vortex (M-Wire) e Endosequence (NiTi tradicional). Foram utilizados 20 instrumentos de cada. Antes dos testes, todos os instrumentos foram verificados ao microscópio eletrônico para se ter a certeza que não possuíam defeitos de fabricação. Os que apresentavam qualquer alteração eram descartados e substituídos por outro novo e idêntico. A flexão do instrumento era medida quando o mesmo atingia uma curvatura de 45° durante a instrumentação. Depois do teste de rigidez, os mesmos instrumentos foram submetidos ao teste de fadiga, utilizando-se um dispositivo eletrônico ligado à peça de mão elétrica. Os instrumentos foram utilizados em canais artificiais produzidos especialmente para esse fim, os quais simulavam um canal radicular com ângulo de curvatura de 60°. O centro da curvatura estava à 5mm da ponta do instrumento e o segmento curvado tinha aproximadamente 5mm de comprimento. Todos os instrumentos foram utilizados em uma rotação contínua de 300 rpm até que a fratura ocorresse. O número de ciclos até a fratura foi calculado multiplicando-se o tempo (em segundos) por 5 (5 rotações x segundos = 300rpm). Como resultado, as limas HyFlex® foram as mais flexíveis, mostrando uma diferença significativa quando comparada com os outros instrumentos. Não houve diferença significativa entre as limas Vortex e Endosequence. No teste de fadiga, as limas HyFlex® foram os instrumentos mais resistentes, mostrando uma diferença significativa em comparação com os demais instrumentos.

Plotino et al. (2014), compararam a resistência à fadiga dos instrumentos ProFile Vortex (M-Wire) e Vortex Blue (CM-Wire). Os instrumentos Vortex Blue possuem uma camada de titânio oxidado visível, o que os tornam azulados. Esses instrumentos foram escolhidos por serem idênticos em tamanho e ponta cônica, excluindo-se assim interferências nos resultados por causa da diferença na seção transversal. 10 instrumentos de cada sistema e cada tamanho foram testados, resultando em um total de 140 instrumentos. Todos os instrumentos foram utilizados em canais artificiais fabricados para este fim, sendo que esses possuíam um ângulo de curvatura de 60°, centro de curvatura de 5mm a partir da ponta do instrumento e segmento curvo do canal com comprimento de 5mm. Os instrumentos foram rodados a uma velocidade constante de 300 rpm até que fraturassem. Ao se comparar 2 instrumentos do mesmo tamanho, uma diferença significativa foi observada entre as

limas Vortex Blue e ProFile Vortex, sendo que as Vortex Blue mostraram um aumento significativo no número de ciclos até a fratura. Os autores concluíram que esses instrumentos, fabricados a partir da tecnologia CM-Wire, possuem um aumento significativo na resistência à fadiga quanto comparados à outros instrumentos semelhantes fabricados a partir de fios M-Wire.

Braga et al. (2014), examinaram a resistência à fadiga de três diferentes tipos de ligas: NiTi convencional, M-Wire e CM-Wire. Foram escolhidas limas com desenho e diâmetro da seção transversal semelhantes. São elas: EndoWave (EW; J. Morita Corp, Osaka, Japão), HyFlex® (HF; Coltene / Whaledent, Inc, Cuyahoga Falls, OH), ProFile Vortex (PV; Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), e Typhoon (TYP; Clinician Choice Dental Products, New Milford, CT), juntamente com o instrumento F2 do sistema ProTaper Universal (PTU F2; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). As composições e temperaturas de transformação dos instrumentos foram analisadas através de espectroscopia de energia dispersiva por raios-x e escaneamento diferencial por calorimetria. O número médio de ciclos até a falha do instrumento foi determinado usando-se um dispositivo de ensaio de fadiga. Como resultado, encontraram um número médio de ciclos até a falha 150% maior para as limas TYP (CM-Wire) quando comparadas com a limas PV (M-Wire) e 390% maior para as limas HF (CM-Wire) quando comparadas com as limas EW (NiTi convencional). Concluíram assim que as limas fabricadas a partir da tecnologia CM-Wire, tendem a apresentar uma resistência à fadiga consideravelmente superior ao M-Wire e ao NiTi convencional.

Capar et al. (2014), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a interferência dos sistemas ProTaper Universal, ProTaper Next e HyFlex® CM na formação de fissuras na dentina durante a instrumentação. Para tal utilizaram 100 Pré-Molares mandibulares. Concluíram que a maior formação de fissuras na dentina por parte do sistema ProTaper (56%) em relação ao HyFlex® CM (28%) deve-se ao fato da diferença de elasticidade entre estes 2 sistemas, tal como outros autores já tinham testado anteriormente (SHEN et al., 2011). Além disso, concluíram também que as limas HyFlex® CM apresentavam maior resistência à fadiga que as ProTaper Universal.

Casper et al. (2011), compararam o efeito da autoclavagem em três sistemas de limas de NiTi: Profile Vortex (PV), produzida à partir de fio M-Wire, Twisted File (TF), produzida a partir de torção do fio de NiTi e 10 séries de limas fabricadas a partir da tecnologia CM-Wire (CM). O objetivo do estudo foi comparar o efeito da autoclavagem na resistência à torção das limas. Como resultado, eles observaram que os ciclos de autoclavagem não tiveram efeito significativo sobre a performance de nenhum dos sistemas testados. PV e CM apresentaram uma resistência à torção significativamente maior que TF, mas não apresentaram diferença significativa uma da outra. A deflexão angular (deformação) de TF e CM foi significativamente maior que PV. Os autores concluíram que múltiplos ciclos de autoclavagem não interferiram na resistência à torção de limas não utilizadas. Além disso, as limas CM têm uma vantagem combinada de maior resistência à torção e maior deformação antes de fraturar.

Burklein et al. (2014), compararam os instrumentos de NiTi HyFlex® e Revo-S na preparação de canais de dentes extraídos com curvatura acentuada (entre 25° e 35°). Foi utilizado o sistema de limas Mtwo como padrão. Durante o estudo, nenhum instrumento foi fraturado e nenhuma deformação nas limas Mtwo e Revo-S foi observada. Nas limas HyFlex®, um total de 27 instrumentos mostraram deformações após a instrumentação. A instrumentação com os instrumentos Mtwo e HyFlex®, foi significativamente mais rápida do que com o instrumento Revo-S. Em todos os canais foi mantida a patência, não havendo obstrução por dentina em nenhum dente. Em nenhum canal houve sobre-instrumentação com nenhum dos instrumentos. Uma perda de comprimento de trabalho de 0,5mm foi observada em um canal preparado com HyFlex® e em dois canais preparados com Mtwo. Utilizando-se a Revo-S, houve perda do comprimento de trabalho de até 3mm em 50% dos canais instrumentados, sendo uma diferença estatisticamente significativa em relação aos outros instrumentos. A média de retificação dos canais curvos variou entre 1,6° na HyFlex® e 6,1° na Revo-S. O uso da Revo-S resultou em uma retificação significativamente maior durante a instrumentação em comparação com os outros instrumentos. Não houve diferença significativa entre HyFlex® e Mtwo. Os autores chegaram à conclusão de que os instrumentos HyFlex® e Mtwo, mantiveram bem a curvatura do canal com segurança. A utilização das limas Revo-S resultou em uma pronunciada retificação

dos canais e perda do comprimento de trabalho quando comparada com Mtwo e HyFlex®.

Al-Sudani (2014), fez uma análise topográfica das limas HyFlex® com o objetivo de analisar os defeitos nas superfícies dos instrumentos após o uso e determinar a sua capacidade de retornar à sua forma original após a autoclavagem. Foram utilizadas 24 limas, que foram escaneadas através de tomografia computadorizada antes do uso, após o uso quando possuía defeitos visíveis e depois de serem autoclavadas. Foram utilizados dentes de plástico para a instrumentação à 500 rpm e 2,5N/cm de torque. A irrigação foi efetuada com água destilada. Cada lima foi utilizada até que apresentasse deformação visível. Houve uma diferença significativa entre as limas novas e as utilizadas e autoclavadas, aonde a maioria das limas apresentavam defeitos visíveis sem fraturar, incluindo desenrolamento dos espirais e curvatura associada ao desenrolamento. O defeito mais observado foi o desenrolamento dos espirais (100%), enquanto a curvatura associada ao desenrolamento foi observada em alguns casos (20%). A maior frequência de curvaturas ocorreu em limas menores (20/0.04 e 20/0.06), que apresentaram diferença significativa para os outros tamanhos. A maioria das limas (79%) voltaram a sua forma original após a autoclavagem (Fig 4, 5 e 6) sendo que das que não voltaram, a maior parte era das limas de menores calibres citadas anteriormente. O autor concluiu que as limas HyFlex® parecem recuperar a sua forma após a utilização e podem ser utilizadas, mas são necessário mais estudos para determinar as propriedades dessas limas restauradas.



Fig. 4 – Lima escaneada antes do uso

FONTE: Adaptado de Al-Sudani, 2014



Fig. 5 – Lima escaneada após o uso com deformação visível

FONTE: Adaptado de Al-Sudani, 2014

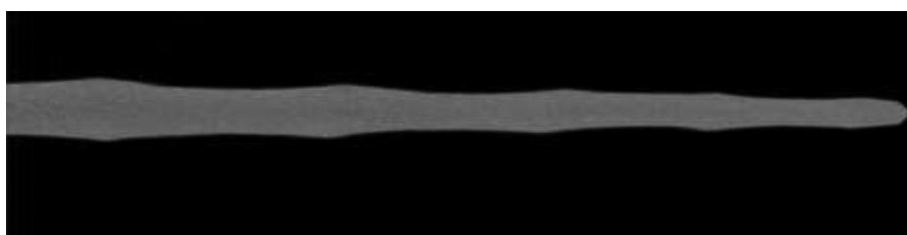


Fig. 6 - Lima escaneada após a autoclavagem com a forma restaurada

FONTE: Adaptado de Al-Sudani, 2014

Seago et al. (2015), avaliaram o efeito do uso clínico simulado repetido e da esterilização na eficiência de corte e na flexibilidade dos instrumentos HyFlex® CM. A eficiência de corte foi determinada através da medição da força necessária para instrumentar os canais simulados preparados em cortical óssea bovina. A flexibilidade foi determinada usando-se um teste de dobragem de 3 pontos e as limas foram autoclavadas após cada utilização, conforme orientações do fabricante. As limas foram testadas após 10 usos clínicos simulados. Como resultados, os autores observaram que a eficiência de corte não apresentou diferença significativa após 1 uso e 1 esterilização. Houve uma diminuição na eficiência de corte após 2 e 3 esterilizações e usos. Não houve diferença após 4, 5 e 6 esterilizações e usos. Foi notada diferença após 7, 8 e 9 esterilizações e uso. Em relação à flexibilidade, não houve diferença estatisticamente significativa após 1 e 2 esterilizações e usos. Houve uma diminuição da flexibilidade após 3, 4 e 5 esterilizações e usos. Não houve diferença após 6 esterilizações. Por fim, houve diminuição na flexibilidade após 7, 8, 9 e 10 utilizações. Os autores chegaram à conclusão de que o uso clínico e repetidas esterilizações não mostraram nenhum efeito estatisticamente significativo sobre a eficiência de corte das limas HyFlex® CM após o primeiro uso e esterilização. Não

houve diferença estatisticamente significativa sobre a flexibilidade das limas observada após 2 usos e 2 esterilizações.

Bhattacharyya et al. (2014), avaliaram a capacidade de limpeza e formatação do sistema de canais radiculares de 3 instrumentos de NiTi (HyFlex® CM, ProFile e ProTaper Universal) utilizando-se do exame de tomografia computadorizada. Foram utilizados 15 pré-molares inferiores (5 para cada instrumento) que não possuíam curvatura acentuada da raiz, não possuíam calcificação coronária nem intracanal (verificado com radiografias méso-distais e vestibulo-linguais), que a lima de aço número 15 tivesse chegado ao ápice, que estivessem livres de cárie e que tivessem o ápice completamente formado. Foi utilizado hipoclorito de sódio a 5,25% para irrigação. Todos os dentes foram instrumentados até a lima com ponta 30, conforme as orientações dos fabricantes. Imagens tomográficas de todos os dentes foram obtidas antes e depois da instrumentação. Os resultados mostraram que no nível de terço médio e junção do terço médio com o coronário, a ProTaper realizou formatação mínima, seguida pela ProFile e HyFlex®. No terço apical, a ProTaper realizou formatação mínima, seguida pela HyFlex® e ProFile. Por fim, no terço coronário a ProFile realizou formatação mínima, seguida pela ProTaper e HyFlex®. Na direção vestibulo-lingual, a HyFlex® realiza a maior formatação em todos os níveis, exceto no terço apical. Os autores concluíram que a HyFlex® teve a melhor performance, seguida pela ProFile e pela ProTaper em termos de formatação, particularmente na direção méso-distal.

Poggio et al. (2015), avaliaram a eficácia da limpeza de 2 instrumentos de NiTi convencional (Mtwo, Revo-S) com o instrumento de memória controlada HyFlex®. Foram utilizados 30 dentes unirradiculares recém extraídos que foram divididos em 3 grupos. Durante a instrumentação, foram utilizados a solução de Hipoclorito de Sódio 5,25% e ao final, EDTA 17%. Os dentes foram fraturados longitudinalmente e avaliados com um microscópio eletrônico de varredura com um aumento de 1000x. Como resultados, os autores acharam que os sistemas de NiTi convencionais apresentaram uma eficiência de limpeza melhor do que os instrumentos HyFlex®, que deixou uma quantidade maior de smear layer ao longo das paredes dentinárias, tanto na porção apical, quanto na média e na cervical. O estudo foi realizado *in vitro* na temperatura ambiente, que é menor do que a temperatura da boca. A temperatura menor pode reduzir interferir nas propriedades físicas da liga, mas não está diretamente

relacionada à eficiência na formatação e limpeza do sistema de canais radiculares. Os autores concluíram que mais testes são necessários para avaliar as vantagens e eventuais desvantagens dos instrumentos fabricados com esse novo tipo de liga. Os resultados do presente estudo podem deixar dúvidas sobre a sua eficiência clínica. Com as limitações do estudo, HyFlex® se mostrou menos eficiente que Mtwo e Revo-S na limpeza e remoção de debris durante a instrumentação.

Surakanti et al. (2014), compararam a quantidade de extrusão de debris durante a instrumentação de canais radiculares de primeiros pré-molares inferiores recém extraídos utilizando-se 3 instrumentos diferentes: ProTaper, WaveOne e HyFlex® CM. Foram utilizados 60 dentes (20 para cada instrumento), os quais eram unirradiculares e possuíam apenas um canal com curvatura radicular entre 0° e 10°. Os instrumentos foram utilizados conforme as instruções dos fabricantes e a irrigação foi realizada com água destilada. Os dentes foram fixados em tubos de Eppendorf, os quais foram presos dentro de um frasco de vidro através de tampões de borracha. Após a instrumentação, os dentes foram removidos dos tubos e esses foram incubados durante 15 dias em uma temperatura de 37°C para que ocorresse a evaporação de toda a umidade. Após esse período, os tubos foram pesados 3 vezes consecutivamente em uma microbalança eletrônica e o peso dos debris foi calculado a partir do peso total menos o peso dos tubos vazios. Como resultado, os autores acharam que a quantidade de debris produzidos pela preparação com as limas WaveOne (0,0076g) e ProTaper (0,0071g), foram significativamente maiores que com as limas HyFlex® (0,0019g). Não houve diferença significativa entre WaveOne e ProTaper. Dessa forma, os autores concluíram que o sistema de limas HyFlex® é o que menos causou a extrusão de debris, nas condições do estudo, o que clinicamente significaria um menor risco de dor pós-operatória.

Ninan & Berzins (2013), avaliaram as propriedades de torção e flexão das limas com memória de forma quando comparadas à limas de NiTi convencional. Foram utilizadas limas HyFlex®, e Phoenix Flex (CM-Wire), GT Series e ProFile Vortex (M-Wire) e ProFile ISO e K3 (NiTi convencional). As limas foram testadas usando-se um torquímetro. Diferentes tapers foram utilizados porque alguns instrumentos não estavam disponíveis em todos os sistemas. Os testes foram feitos à temperatura ambiente (22°C ± 1°C). Em resumo, as limas de memória controladas uma flexibilidade bem superior quando comparadas às limas fabricadas a partir de M-Wire e NiTi

convencional, mas com valores de torque variando conforme a marca. Em relação ao ângulo de rotação antes da fratura, as limas de memória controlada geralmente apresentaram maiores valores, mas nem sempre foram estatisticamente superiores às limas de Niti convencional e M-Wire. Os autores concluíram que as limas CM-Wire proporcionam uma instrumentação com menos uso de forças laterais, o que faz com que ocorram menos transportes e bloqueios dos canais.

Sosa et al. (2012) avaliaram a penetração de líquido irrigador em dentes preparados com 2 sistemas de limas diferentes: ProTaper e HyFlex®. Foram utilizados 6 molares inferiores extraídos, os quais passaram por profilaxia e desinfecção através de imersão em hipoclorito de sódio à 5,25% por 5 minutos. Durante o acesso foram removidas as cáries residuais e restaurações presentes. Foi realizada odontometria com lima número 15, selando a entrada dos canais méso-linguais com cera, pois só foram instrumentados os canais méso-vestibulares com o objetivo de evitar sobreposição de imagens radiográficas. A irrigação foi realizada com iotalamato de meglumina (solução com contraste), para melhor visualização radiográfica. A instrumentação foi realizada conforme orientações dos fabricantes e a irrigação feita entre cada lima, realizando-se também uma tomada radiográfica após o uso de cada instrumento. Através das imagens radiográficas foram avaliadas a penetração do irrigante nos sistemas de canais radiculares e foi realizada a medição desde o ápice até a região da raiz aonde o irrigante estava presente. Após a análise, os autores concluíram que ao se comparar os dois sistemas utilizados, o sistema HyFlex® proporciona uma melhor preparação radicular, a qual permite uma maior penetração da solução irrigadora.

3 CONCLUSÃO

Após as análises dos achados de diversos autores, concluímos que as limas fabricadas a partir da tecnologia CM são consideravelmente mais resistentes à fadiga, apresentando outras características como eficiência de corte, elasticidade e durabilidade semelhantes aos outros tipos de NiTi. Soma-se a isso a sua maior capacidade de alcançar curvaturas acentuadas, diminuindo os riscos de trepanações durante o preparo mecânico.

4 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABOU-RASS, M.; JANN, J. M.; JOBE, D.; TSUTSUI, F. Preparation of space for posting: effect on thickness of canal walls and incidence of perforation in molars. **J Am Dent Assoc**, v. 104, n. 6, p. 834-837, jun. 1982.

AL-SUDANI, D. Topographic analysis of HyFlex® controlled memory nickel–titanium files. **J Int Oral Health**, v. 6, n. 6, p. 1-4, nov. 2014.

ALAPATI, S. B.; BRANTLEY, W. A.; SVEC, T. A.; POWERS, J. M.; NUSSTEIN, J. M.; DAEHN, G. S. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. **J Endod**, v. 31, n. 1, p. 40-43, jan. 2005.

ALAPATI, S. B.; BRANTLEY, W. A.; IJIMA, M.; CLARK, W. A.; KOVARIK, L.; BUIE, C.; LIU, J.; JOHNSON, W. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. **J Endod**, v. 35, n. 11, p. 1589-1593, nov. 2009.

ANUSAVICE, K. J. *Phillips Materiais Dentários*, 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. 824 p.

ARIAS, A.; PEREZ-HIGUERAS, J. J.; DE LA MACORRA, J. C. Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files. **J Endod**, v. 38, n. 9, p. 1244-1248, sep. 2012.

BERENDT C. Method of preparing nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. **US Pat.** 20070072147, 2007. 15 p.

BHATTACHARYYA, A.; BERA, S.; MAITY, A. S. Computer Tomographic Evaluation of Canal Preparation With Three Nickel Titanium Rotary Instruments: An In Vitro Study. **JODE**, v. 1, n. 2, jul. 2014.

BRAGA, L. C.; FARIA SILVA, A. C.; BUONO, V. T.; DE AZEVEDO BAHIA, M. G. Impact of Heat Treatments on the Fatigue Resistance of Different Rotary Nickel-titanium Instruments. **J Endod**, v. 40, n. 9, p. 1494-1497, sep. 2014.

BUEHLER, W. F.; GILFRICH, J. V.; WILEY, R. C. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition of TiNi. **J Appl Phys**, v. 34, n. 5, p. 1475-1477, may. 1963.

BÜRKLEIN, S.; BORJES, L.; SCHAFER, E. Comparison of preparation of curved root canals with HyFlex® CM and Revo-S rotary nickel–titanium instruments. **Int Endod J**, v. 47, n. 5, p. 470-476, may. 2014.

CAPAR, I. D.; ARSLAN, H.; AKCAY, M.; UYSAL, B. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex® Instruments on Crack Formation in Dentin. **J Endod**, v. 40, n. 9, p. 1482-1484, sep. 2014.

CASPER, R. B.; ROBERTS, H. W.; ROBERTS, M. D.; HUMEL, V. T.; BERGERON, B. E. Comparison of Autoclaving Effects on Torsional Deformation and Fracture

Resistance of Three Innovative Endodontic File Systems. **J Endod**, v. 37, n. 11, p. 1572-1575, nov. 2011.

CHÁVEZ DE PAZ, L. E.; BERGENHOLTZ, G.; SVENSÅTER, G. The effects of antimicrobials on endodontic biofilm bacteria. **J Endod**, v. 36, n. 1, p. 70-77, jan. 2010.

CHEUNG, G. S.; LIU, C. S. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. **J Endod**, v. 35, n. 7, p. 938-943, jul. 2009.

CIVJAN, S.; HUGET, E. F.; DESIMON, L. Potential applications of certain nickeltitanium (Nitinol) alloys. **J Dent Res**, v. 54, n. 1, p. 89-96, jan-feb. 1975.

COHEN, S.; HARGREAVES, K. **Cohen's Pathways of the Pulp**. 10. ed. Mosby Elsevier, 2011. 928 p.

COLEMAN, C. L.; SVEC, T. A.; RIEGER, M. R.; SUCHINA, J. A.; WANG, M. M.; GLICKMAN, G. N. Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging. **J Endod**, v. 22, n. 11, p. 603-607, nov. 1996.

CONDORELLI, G. G.; BONACCORSO, A.; SMECCA, E.; SCHAFER, E.; CANTATORE, G.; TRIPI, T. R. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. **Int Endod J**, v. 43, n. 10, p. 866-873, oct. 2010.

DE-DEUS, G.; MOREIRA, E. J.; LOPES, H. P.; ELIAS, C. N. Extended cyclic fatigue life for F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. **Int Endod J**, v. 43, n. 12, p. 1063-1068, dec. 2010.

GAMBARINI, G.; GRANDE, N. M.; PLOTINO, G.; SOMMA, F.; GARALA, M.; DE LUCA, M.; TESTARELLI, L. Fatigue Resistance of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. **J Endod**, v. 34, n. 8, p. 1003-1005, aug. 2008.

GAMBARINI, G.; PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; AL-SUDANI, D.; DE LUCA, M.; TESTARELLI, L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. **Int Endod J**, v. 44, n. 4, p. 337-341, apr. 2011.

GAMBARINI, G.; RUBINI, A.G.; AL-SUDANI, D.; GERGI, R.; CULLA, A.; DE ANGELLIS, F.; DI CARLO, S.; POMPA, G.; OSTA, N.; TESTARELLI, L. Influence of Different Angles of Reciprocation on the Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. **J Endod**, v. 38, n. 10, p. 1408-1411, oct. 2012.

GAO, Y.; GUTMANN, J. L.; WILKINSON, K.; MAXWELL, R.; AMMON, D. Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. **J Endod**, v. 38, n. 3, p. 398-401, mar. 2012.

GLOSSON, C.R.; HALLER, R.H.; DOVE, S.B.; DEL RIO, C.E. A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven and K-Flex endodontic instruments. **J Endod**, v. 21, n. 3, p. 146-151, mar. 1995.

JOHNSON, E.; LLOYD, A.; KUTTLER, S.; NAMEROW, K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. **J Endod**, v. 34, n. 11, p. 1406-1409, nov. 2008.

KIM, H. C.; KWAK, S. W.; CHEUNG, G. S.; KO, D. H.; CHUNG, S. M.; LEE, W. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel- Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. **J Endod**, v. 38, n. 4, p. 541-544, apr. 2012.

LOPES, H. P.; SOUZA, L. C.; VIEIRA, V. T. L.; SILVEIRA, A. M. V.; VIEIRA, M. V. B.; ELIAS, C. N. Fratura dos instrumentos endodônticos. Recomendações clínicas. **Rev Bras Odontol**, v. 68, n. 2, p. 152-156, dez. 2011.

MADARATI, A. A.; QUALTROUGH, A. J.; WATTS, D. C. A Microcomputed Tomography Scanning Study of Root Canal Space: Changes after the Ultrasonic Removal of Fractured Files. **J Endod**, v. 35, n. 1, p. 125-128, jan. 2009.

MCSPADDEN, J. T. **Mastering endodontic instrumentation**. New York: Arbor Books, 2007. 197 p.

NGUYEN, H. H.; FONG, H.; PARANIPE, A.; FLAKE, N. M.; JOHSON, J. D.; PETERS, O. A. Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. **J Endod**, v. 40, n. 8, p. 1190-1193, aug. 2014.

NINAN, E & BERZINS, D. W. Torsion and Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments. **J Endod**, v. 39, n. 1, p. 101-104, jan. 2013.

OZER, S.Y. Comparison of root canal transportation induced by three rotary systems with noncutting tips using computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 111, n. 2, p. 244-250, feb. 2011.

PEIXOTO, I. F.; PEREIRA, E. S.; SILVA, J.G.; VIANA, A. C.; BUONO, V. T.; BAHIA, M.G. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. **J Endod**, v. 36, n. 4, p. 741-744, apr. 2010.

PEREIRA, E. S.; PEIXOTO, I. F.; VIANA, A.C. OLIVEIRA, I. I.; GONZALES, B. M.; BUONO, V. T.; BAHIA, M. G. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. **Int Endod J**, v. 45, n. 5, p. 469-474, may. 2012.

PÉREZ-HIGUERAS, J.; ARIAS, A.; DE LA MACORRA, J. C.; PETERS, O. A. Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels. **J Endod**, v. 40, n. 9, p. 1477-1481, sep. 2014.

PETERS, O. A.; PAQUÉ, F. Current developments in Rotary root canal instrument technology and clinical use: A review. **Quintessence Int**, v.41, n.6, p. 479-488, jun. 2010.

PETERS, O. A.; GLUSKIN, A. K.; WEISS, R. A.; HAN, J.T. An in vitro assessment of the physical properties of novel HyFlex® nickel–titanium rotary instruments. **Int Endod J**, v. 45, n. 11, p. 1027-1034, nov. 2012.

PETTIETTE, M.T.; DELANO, E. O.; TROPE, M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickeltitanium hand files. **J Endod**, v. 27, n. 2, p. 124-127, feb. 2001.

PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; PORCIANI, P. F. Deformation and fracture incidence of Reciproc instruments: a clinical evaluation. **Int Endod J**, v. 48, n. 2, p. 199-205, jun. 2014.

PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; COTTI, E.; TESTARELLI, L.; GAMBARINI, G. Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files **J Endod**, v. 40, n. 9, p. 1452-1453, sep. 2014.

POGGIO, C.; DAGNA, A.; CHIESA, M.; BELTRAMI, R.; BIANCHI, S. Cleaning Effectiveness of Three NiTi Rotary Instruments: A Focus on Biomaterial Properties. **J. Funct. Biomater**, v. 6, n. 1, p. 66-76, feb. 2015.

PONGIONE, G.; POMPA, G.; MILANA, V.; DI CARLO, S.; GIAN SIRACUSA, A.; NICOLINI, E.; DE ANGELIS, F. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. **Ann Stomatol (Roma)**, v. 3, n. 3-4, p. 119-122, jul. 2012.

SANTOS L, DE A.; BAHIA, M. G.; DE LAS CASAS, E. B.; BUONO, V. T. Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis. **J Endod**, v. 39, n. 11, p. 1444-1447, nov. 2013.

SATTAPAN, B.; NERVO, G.J.; PALAMARA, J.E., MESSER, H.H.; Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. **J Endod**, v. 26, n. 3, p. 161-165, mar. 2000.

SEAGO, S. T.; BERGERON, B. E.; KIRKPATRICK, T. C.; ROBERTS, M. D.; ROBERTS, H. W.; HIMEL, V. T.; SABEY, K. A. Effect of Repeated Simulated Clinical Use and sterilization on the Cutting Efficiency and Flexibility of HyFlex® CM Nickel-Titanium Rotary Files. **J Endod**, v. 41, n. 5, p. 725-728, may. 2015.

SHEN, Y.; QIAN, W.; ABTIN, H.; GAO, Y.; HAAPASALO, M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. **J Endod**, v. 37, n. 7, p. 997-1001, jul. 2011.

SHEN, Y.; ZHOU, H. M.; ZHENG, Y. F.; CAMPBELL, L.; PENG, B.; HAAPASALO, M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel–titanium rotary instruments. **J Endod**, v. 37, n. 11, p. 1566-1571, nov. 2011.

SHEN, Y.; ZHOU, H. M.; ZHENG, Y. F.; PENG, B.; HAAPASALO, M. Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. **J Endod**, v. 39, n. 2, p. 163-172, feb. 2013.

SOSA, G. A.; CARRILLO, E. L.; CAMARENA, C. Y. V.; VILCHIS, R. J. S.; MEDINA, L. G. R. Comparative study of two rotary systems by evaluating irrigant penetration using a contrast medium. A pilot study. **Revista ADM**, v. 70, n. 3, p. 140-145, feb. 2013.

SURAKANTI, J.R.; VENKATA, R. C.; VEMISETTY, H. K.; DANDOLU, R. K.; JAYA, N. K.; THOTA, S. Comparative evaluation of apically extruded debris during root canal preparation using ProTaper™, HyFlex®™ and Waveone™ rotary systems. **J Conserv Dent**, v. 17, n. 2, p. 129-132, mar. 2014.

TAN, B.T.; MESSER, H. H. The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. **J Endod**, v. 28, n. 9, p. 658-664, sep. 2002.

THOMPSON, S. A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **Int Endod J**, v. 33, n. 4, p. 297-310, jul. 2000.

VARELA-PATIÑO, P.; IBAÑEZ-PÁRRAGA, A.; RIVAS-MUNDIÑA, B.; CANTATORE, G.; OTERO, X. L.; MARTIN-BIEDMA, B. Alternating versus Continuous rotation: A Comparative Study on the Effect on Instrument Life. **J Endod**, v. 36, n. 1, p. 157-159, jan. 2010.

WALIA, H.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H.; An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. **J Endod**, v. 14, n. 7, p. 346-351, jul. 1988.

ZINELIS, S.; ELIADES, T.; ELIADES, G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. **Int Endod J**, v. 43, n. 2, p. 125-134, feb. 2010.

ZHOU, H.; SHEN, Y.; ZHENG, W.; LI, L.; ZHENG, Y. F.; HAAPASALO, M. Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. **J Endod**, v. 38, n. 11, p. 1535-1540, nov. 2012.