



FMUC FACULDADE DE MEDICINA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Avaliação da fadiga cíclica num modelo dinâmico de três sistemas de limas utilizadas em instrumentação mecanizada.

António Rosa Bompastor Cerqueira

Orientador: Professor Doutor Paulo Jorge Rocha da Palma
Coorientador: Professor Doutor João Miguel Marques dos Santos

Coimbra, 2015

**Avaliação da fadiga cíclica num modelo dinâmico de três sistemas de limas
utilizadas em instrumentação mecanizada**

Cerqueira A. R., Palma P. J., Santos J. M.

Área de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Av. Bissaya Barreto, Bloco de Celas

3000-075 Coimbra

Portugal

Tel: +351 239 484 183

Fax: +351 239 402 910

e-mail: rosa_500m@hotmail.com

Índice

Índice.....	V
Índice de Figuras e Gráficos.....	VII
Índice de Tabelas	VII
Agradecimentos	IX
Resumo	XI
Abstract	XIII
Introdução	1
Materiais e Métodos	6
Resultados	9
Discussão.....	15
Conclusão	22
Bibliografia.....	23

Índice de Figuras e Gráficos

Figura 1- Imagem representativa do sistema e respetiva legenda.....	7
Figura 2 - Imagem do canal artificial	7
Figura 3 - Gráfico 1: Distribuição dos valores do tempo até à fratura.	9
Figura 4 - Gráfico 2: Distribuição dos valores do número de ciclos até à fratura.....	10
Figura 5 – Gráfico 3: Distribuição dos valores do comprimento dos fragmentos.....	11
Figura 6 - Microfotografia da superfície de fratura da lima HyFlex CM (esquerda) e da lima ProTaper Next (direita) com a origem de fenda (seta) e zona de fratura final (linha vermelha)	13
Figura 7 - Microfotografia da superfície de fratura da lima HyFlex EDM com a origem da fenda (seta) e zona de fratura final (linha vermelha).....	13
Figura 8 - Ampliação da zona de fratura final com os dimples em pormenor (esquerda) e ampliação da zona de início da fenda e da zona de propagação (direita).....	14
Figura 9 - Imagem das três limas posicionadas no canal, da esquerda para a direita: ProTaper Next, HyFlex CM e HyFlex EDM	18
Figura 10 – Imagem representativa do canal artificial	18

Índice de Tabelas

Tabela 1: Média do número de ciclos e do tempo até à fratura	9
Tabela 2: Diferença entre os três sistemas em relação ao tempo até ocorrer fratura ..	10
Tabela 3: Diferença dos três sistemas em relação ao número de ciclos	11
Tabela 4: média do comprimento dos fragmentos	11
Tabela 5: Diferença entre os três grupos em relação ao comprimento dos fragmentos	12

Agradecimentos

Quero agradecer aos meus orientadores, Professor Paulo Palma e Professor João Miguel Santos por todos os conselhos, ajuda e colaboração na elaboração desta tese.

À Dr^a. Ana Messias, pela ajuda indispensável com a análise estatística, pela disponibilidade e tempo despendido com este estudo.

Ao Professor Luís Roseiro pela disponibilidade e tempo despendido na elaboração do sistema dinâmico, peça indispensável para a realização deste estudo.

Agradeço ainda, em nome da Área de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra pela abertura e receptividade à colaboração entre instituições.

Estou também agradecido às marcas comerciais Coltène e Dentsply pelo material disponibilizado para realização do estudo.

Por último e não menos importantes, agradeço à minha família, em especial aos meus pais e irmãos, pelo carinho, compreensão e por muitas e boas razões, assim como aos meus amigos pela paciência e apoio durante todos estes anos.

Resumo

Introdução: Os instrumentos de Níquel-Titânio (NiTi) rotatórios oferecem maior flexibilidade e resistência à fratura torsional do que as limas de aço-inoxidável. Por outro lado, têm tendência a fraturar imprevisivelmente devido à fadiga cíclica, que ocorre como resultado dos ciclos de compressão/tensão a que são sujeitas quando fletidas na zona de maior curvatura do canal.

Objetivo: Este trabalho tem como objetivo fazer uma avaliação comparativa da resistência à fadiga cíclica de três sistemas de limas utilizados em instrumentação mecanizada, o Protaper Next Files® 25/0.06 (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), o Hyflex™ CM 25/0.06 (HF; Coltene-whaledent, Allstatten, Switzerland), e o HyFlex™ EDM 25/~ (HFEDM; Coltene-whaledent, Allstatten, Switzerland).

Materiais e métodos: Foram constituídos três grupos, cada um com 10 instrumentos e testados num canal artificial em aço carbono com 45° de ângulo e 5mm de raio de curvatura. Os instrumentos foram acionados no canal com um movimento de vai-vem, no sentido corono-apical, com a velocidade e binário recomendados pelo fabricante, e o tempo até à fratura foi cronometrado para posterior cálculo do número de ciclos até fratura (NCF).

Resultados: Para a fadiga cíclica observaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos de instrumentos. Com os instrumentos HyFlex EDM obteve-se o maior número de ciclos até a fratura, seguidos pelo grupo HyFlex CM e, por último pelo Protaper Next. A zona de fratura das amostras dos diferentes grupos mostraram morfologias características similares, incluindo fendas de origem, zona de propagação e uma zona de fratura rápida.

Discussão: Apesar de se saber que o desenho das limas tem alguma influência na resistência à fadiga, não existe na literatura um consenso se esta será ou não significativa. Sendo assim, a melhoria demonstrada pelos instrumentos HyFlex será devido sobretudo ao processo de fabrico dos instrumentos que englobam tratamentos térmicos específicos. Os resultados corroboram a superioridade do sistema HyFlex EDM em relação à fadiga cíclica, assim como, no padrão de fratura dos grupos.

Conclusão: Nestas condições experimentais, o instrumento do sistema HyFlex EDM foi o que apresentou maior resistência à fadiga cíclica, seguido do HyFlex CM, e por último, Protaper Next.

Palavras-chave: Fadiga cíclica, Protaper Next, HyFlex CM, HyFlex EDM, instrumentos de NiTi rotatórios.

Abstract

Introduction: Nickel-titanium (NiTi) rotary endodontic files offer greater flexibility and more resistance to torsional fracture than stainless steel files. On the other hand, they have a tendency to fracture unpredictably due to cycle fatigue, which occurs as a result of the alternating tension-compression cycles to which they are subjected to bent in the region of maximum curvature of the canal.

Aim: This work intends to make a comparative assessment concerning the cyclic fatigue of three different file systems used in mechanized instrumentation, Protaper Next files® 25/0.06 (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), Hyflex™ CM 25/0.06 (HF; Coltene-Whaledent, Allstatten, Switzerland) and HyFlex™ EDM 25/~ (HFEDM; Coltene-Whaledent, Allstatten, Switzerland).

Materials: Three groups, each one with 10 NiTi instruments, were tested in a custom-made device capable of simulating a canal curvature with 45° angle and 5mm radius. The instruments were rotated in the canal with a *pecking motion* movement and the time until fracture was recorded in order to calculate the number of cycles to failure (NCF).

Results: A statistically significant difference was noted between the three groups of tested instruments. Firstly, HyFlex EDM showed a significant increase in the mean number of cycles to failure, followed in order by HyFlex CM and Protaper Next. The fracture cross-sections of all brands disclose similar fractographic features, including crack origins, fatigue zone and an overload fast fracture zone.

Discussion: Although it is known that the design of the files has some influence on the fatigue strength, there is not a consensus in the literature, if this is significant or not. Thus the improvement shown by the HyFlex instruments will be mainly due to the manufacturing process of instruments that include specific thermal treatments. The obtained results are in accordance with what has been described in literature, in what concerns the HyFlex system superiority and the groups fracture pattern.

Conclusion: HyFlex EDM instruments were the ones that most resisted to cyclic fatigue, followed by HyFlex CM and, at last, by Protaper Next.

Keywords: Cyclic fatigue, Protaper Next, HyFlex CM, HyFlex EDM, rotary NiTi instruments.

Introdução

A preparação canalar é uma etapa determinante para o sucesso do tratamento endodôntico⁽¹⁾. Nomeadamente, conseguir uma conicidade bem definida, com um diâmetro crescente, desde o ápice até ao orifício de entrada é crucial para a obtenção de um resultado clínico desejável. Além disso, a manutenção do *foramen* apical permeável e na sua posição inicial é um fator favorável para um melhor prognóstico⁽²⁾. Outra meta da instrumentação é a manutenção do trajeto original do canal, contudo, em canais severamente curvos, com pequeno raio de curvatura ou com múltiplas curvaturas esta torna-se um autêntico desafio, especialmente quando se utilizam as tradicionais limas manuais de aço inoxidável⁽³⁾.

Em 1963 o nitinol (NiTi) foi descoberto por acaso por Buchler e Wang (1963), enquanto pesquisavam por uma liga não magnética, resistente ao sal e à prova de água⁽⁴⁾.

Os instrumentos de Níquel-titânio (NiTi) foram utilizados pela primeira vez em endodontia em 1988 por Walia et al. que recorreram a um fio de nitinol ortodôntico para fabricar limas para uso intracanal, tamanho 15. Essas limas mostraram ter duas a três vezes maior flexibilidade elástica em flexão e torção, bem como uma resistência à fratura torsional superior comparativamente com as limas de aço inoxidável. A partir daí, esta liga tem vindo a desempenhar um papel cada vez mais relevante na endodontia^{(5),(2)}.

A introdução das limas rotatórias de NiTi permitiu criar um eficiente processo de preparação canalar, no qual a anatomia original do canal é mais respeitada⁽⁶⁾.

As limas rotatórias de NiTi tornaram-se populares pelo seu comportamento superelástico, o que faz delas a melhor escolha para uma boa instrumentação canalar. Isto acontece maioritariamente pela superelasticidade da liga de NiTi, que lhes confere flexibilidade aumentada e permite aos instrumentos seguirem o verdadeiro caminho do canal radicular⁽⁷⁾.

A superelasticidade das limas rotatórias de NiTi permite produzir a desejada conicidade do canal com uma reduzida tendência para a formação de perfurações. Apesar destas vantagens, os instrumentos de níquel titânio parecem ter um grande risco para a fratura, principalmente devido à fadiga cíclica e ao stresse torsional⁽⁸⁾.

Durante a instrumentação, os instrumentos rotatórios de níquel titânio podem fraturar no interior do canal sem terem dado qualquer sinal prévio de deformação. Este tipo de incidente pode contribuir para um pior prognóstico do tratamento endodôntico⁽⁹⁾.

Na prática clínica, a fratura dos instrumentos rotatórios de níquel titânio pode ocorrer por dois mecanismos distintos: fadiga cíclica e torção ^{(7),(8),(9)}.

A fratura por torção ocorre quando a ponta, ou qualquer outra parte do instrumento, fica bloqueada no canal enquanto o resto do instrumento continua a rodar até este exceder o limite elástico do metal, causando deformação plástica seguida de fratura.⁽¹⁰⁾ Por outro lado, a fadiga cíclica ocorre inesperadamente sem nenhum sinal prévio de deformação permanente⁽⁸⁾. Esta acontece quando a lima roda no interior de um canal curvo e é sujeita a um número excessivo de ciclos de compressão/tensão na região de máxima curvatura do canal. A metade do instrumento na zona exterior da curva está em tensão enquanto que na zona interior se verifica compressão^{(6),(11)}. Cada rotação no interior de um canal curvo faz com que o instrumento passe por um ciclo completo de tensão-compressão. Esta fratura ocorre perto do ponto médio do comprimento do arco, correspondendo à região de máxima curvatura radicular onde o *stress* gerado é maior^{(9),(10),(12),(13)}.

A curvatura do canal é considerada o principal risco para a fratura dos instrumentos de NiTi devido à fadiga cíclica e à torção durante a instrumentação canal⁽⁸⁾.

Ao longo dos tempos, foram descritas estratégias para aumentar a eficiência e a segurança do uso de limas rotatórias de níquel titânio, incluindo a melhoria do processo de fabrico bem como o uso de ligas que fornecessem superiores propriedades mecânicas. Com os avanços tecnológicos nos instrumentos de níquel titânio surgiram novos métodos de uso, diferentes cinemáticas e ligas otimizadas que, alegadamente, aumentaram a resistência à fadiga dos instrumentos^{(7),(9)}.

As diferenças nas propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos podem estar relacionadas com a composição química, constituição de fase ou processo de fabrico dos instrumentos endodônticos de NiTi. A consciência e o conhecimento das propriedades mecânicas das limas endodônticas de NiTi e a sua associação com as propriedades metalúrgicas é útil para os clínicos perceberem o comportamento das mesmas nos canais radiculares, e assim ajudar no processo de tomar decisão em relação ao instrumento mais apropriado para uma determinada situação clínica⁽¹⁴⁾.

É também importante referir que a liga de NiTi pode existir em duas estruturas cristalinas diferentes, intimamente dependentes da temperatura. A martensite, a temperaturas mais baixas e a austenite, a temperaturas mais altas^(15, 16). As ligas de NiTi convencional são usadas clinicamente na fase austenítica. Elas podem ser inseridas facilmente no sistema de canais devido à sua alta elasticidade e flexibilidade, e quando um stress externo é aplicado devido à torção e à fricção da lima contra as paredes do canal, ocorre transformação para a fase martensítica, havendo um aumento da elasticidade com um

aumento da resistência à tração. Outro mecanismo da deformação mecânica das ligas de NiTi é a reorientação da variante martensítica, que é descrita como efeito memória de forma das ligas de NiTi. Quando a liga de NiTi é deformada na fase martensítica, é submetida a uma tensão, que é completamente recuperável após aquecimento. Este comportamento é chamado de efeito memória de forma⁽¹⁴⁾.

Peter *et al.*⁽¹⁷⁾ demonstraram que os instrumentos na fase martensítica podem ser facilmente deformados e podem recuperar a sua forma quando aquecidos, além da temperatura de transformação. A fase martensítica da liga de NiTi é a fase de baixa temperatura, possui um baixo módulo de Young (20 a 50 GPa) e força de rendimento (138 GPa) em relação à austenite (40 a 90 GPa e 379 GPa, respetivamente). Isto indica que a martensite é facilmente deformada com baixa tensão, enquanto que a austenite tem tensões de escoamento e de fluxo superiores⁽¹⁴⁾. Tanto a temperatura como o stress podem provocar alterações na estrutura cristalina da liga^(15, 16).

As características denominadas memória de forma e superelasticidade são resultado da transformação da fase austenítica para martensítica^{(12),(18)}. Além de ser mais flexível e dúctil que a fase austenítica, a estrutura martensítica reduz o risco de fratura uma vez que pode ser deformada plasticamente em vez de fraturar⁽¹⁹⁾.

Sendo assim, recentemente um conjunto de processos termodinâmicos têm sido usados na otimização da microestrutura de NiTi, surgindo novas ligas tais como, M-wire e CM-wire. Estes, ao contrário das ligas de níquel titânio convencional que têm uma estrutura austenítica à temperatura corporal, estas apresentam uma estrutura que inclui a martensite^{(7),(20),(18),(15),(21)}.

Dos instrumentos endodônticos produzidos com estas ligas espera-se que tenham um aumento da flexibilidade, maior força e resistência ao desgaste, em relação aos instrumentos similares feitos a partir de ligas convencionais de níquel titânio^{(7),(20)}.

Desde as primeiras limas, tanto os desenhos como o modo de fabrico e as ligas usadas têm sofrido alterações de forma a produzir um instrumento que corte eficientemente e ao mesmo tempo exiba resistência à fratura em condições anatómicas adversas.

Segundo Haapasalo⁽¹⁵⁾, podemos dividir a evolução das limas em cinco gerações, sendo que cada uma delas representa modificações com o objetivo de melhorar as suas propriedades.

Para apreciar a evolução dos instrumentos é útil saber que toda a 1ª geração de limas rotatórias de NiTi apresentava arestas de corte passivas, conicidade fixa ao longo da parte ativa da lima, e os sistemas requeriam um elevado número de limas para atingir os objetivos da preparação. A 2ª geração de limas de NiTi apresenta como principais

particularidades as arestas de corte ativas e o facto de serem necessários menos instrumentos para preparar o canal convenientemente. O ângulo entre a lâmina de corte e o eixo longitudinal dos instrumentos é menor em relação às limas de 1ª geração reduzindo a probabilidade de ocorrência do efeito de enroscamento. Modificações na metalurgia do NiTi tornaram-se na imagem de marca das limas de 3ª geração. Novos processos termomecânicos e tecnologias de fabrico foram desenvolvidas para otimizar a microestrutura das ligas de NiTi. A inovação na tecnologia e no movimento de reciprocidade conduziu à 4ª geração de limas endodônticas. A 5ª geração de limas endodônticas foi concebida de tal modo que o núcleo de massa e/ou o núcleo de rotação se encontra descentrado. Em rotação, como estas limas têm uma conformação descentrada produzem uma onda mecânica de movimento que viaja ao longo da parte ativa do instrumento⁽¹⁵⁾.

Três dos sistemas de limas rotatórias existentes no mercado são os sistemas ProTaper Next, HyFlex CM e HyFlex EDM.

O sistema ProTaper Next (Dentsply Tulsa Dental Specialties/Dentsply Maillefer), faz parte da quinta geração⁽¹⁵⁾ e é o sucessor do sistema ProTaper universal. Existem cinco limas ProTaper Next disponíveis, com diferentes comprimentos e conicidades (variável ao longo da parte ativa de cada lima do sistema) para a instrumentação dos canais. As limas do sistema ProTaper Next são a convergência de três significantes características de conformação, incluído conicidade variável numa única lima, tecnologia M-wire, e a quinta geração tendo em conta os melhoramentos na liga de NiTi, de conformação compensada. A conformação compensada gera uma onda mecânica de movimento ao longo da parte ativa da lima. Este efeito serve para minimizar a ligação da lima à dentina, comparando com as limas com conicidade fixa com uma massa centrada em rotação. Esta redução da ligação limita bloqueios indesejados, o efeito parafuso e o torque a que o instrumento fica sujeito⁽¹⁵⁾. As limas ProTaper Next têm assim uma secção transversal retangular descentrada que lhes confere maior robustez e um movimento rotatório assimétrico que melhora ainda mais a eficiência da instrumentação canal. Os instrumentos ProTaper Next são fabricados recorrendo à tecnologia M-wire, como anunciado acima, o que lhes confere maior flexibilidade e resistência à fadiga cíclica⁽²²⁾.

Em 2010, novas limas rotatórias de NiTi HyFlex CM (Coltène/Whaledent, Switzerland) pertencentes à terceira geração e com memória de forma, foram introduzidas no mercado^{(7),(15)}. O fio metálico CM é obtido por tratamento térmico dos fios de NiTi, com o objetivo de atingir a temperatura de transição entre austenite/martensite de modo a que uma microestrutura martensítica estável seja atingida à temperatura bucal. Este

processo confere às limas uma alta resistência à fadiga e a possibilidade de serem facilmente dobradas durante o uso, recuperando a sua forma original quando aquecidas acima da sua temperatura de transformação (durante a esterilização)⁽⁵⁾. Os instrumentos HyFlex têm uma mais baixa percentagem em peso de níquel (52 Ni%wt) comparando com a grande maioria dos instrumentos de NiTi existentes no mercado (54.5-57 Ni%wt). O fabricante reivindica que estas características do sistema HyFlex CM lhes conferem um reduzido risco de degraus, transporte ou perfuração⁽²²⁾. Os instrumentos HyFlex CM têm uma secção transversal triangular⁽¹⁵⁾.

Recentemente, processos de fabrico inovadores e patenteados estiveram envolvidos na produção das novas limas HyFlex EDM (Coltene/Whaledent, Switzerland) pertencentes à 5ª geração. A principal característica destas limas é que são fabricadas a partir de um processo maquinado de descarga elétrica. O EDM é um procedimento mecânico de não contato, difundido com a engenharia, para o fabrico de partes que seriam difíceis de maquinar pelas técnicas convencionais. A remoção de material é conseguida através de descargas elétricas pulsáteis, que fluem entre um eletrodo e a peça, que se encontram imersos num meio dielétrico. A corrente elétrica funde parcialmente e evapora pequenas porções de material de um modo controlado e repetido. O material é então superficialmente removido deixando uma camada isotrópica, caracterizada por crateras regularmente distribuídas⁽⁵⁾.

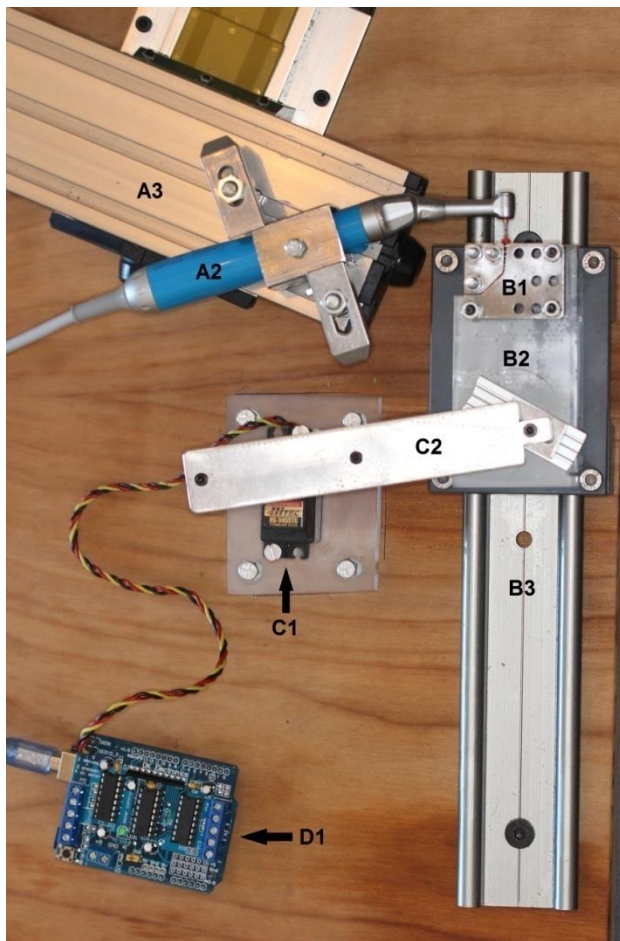
Uma vez que não há qualquer tipo de aviso antes de ocorrer fratura, os clínicos devem conhecer as características de resistência do sistema de limas que estão a considerar usar⁽²³⁾, especialmente em canais com curvaturas acentuadas onde a fadiga cíclica é a principal preocupação⁽²¹⁾.

Nesta base, este trabalho tem como objetivo primário fazer uma avaliação comparativa da fadiga cíclica de três sistemas de limas diferentes utilizados em instrumentação mecanizada, o ProTaper Next (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), o HyFlex CM (HF; Coltene-whaledent, Allstatten, Switzerland), e o HyFlex EDM (HFEDM; Coltene-whaledent, Allstatten, Switzerland). Para tal foi testada a hipótese nula de que não existem diferenças entre os três sistemas de limas mecanizadas quando sujeitas a um teste de fadiga cíclica dinâmico.

Materiais e Métodos

Foram testados três sistemas de limas utilizados na instrumentação mecanizada com diferentes métodos de fabrico: ProTaper Next®Files (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), HyFlex™CM (HFCM; Coltène whaledente, Allstatten, Switzerland), e HyFlex™ EDM (HFEDM; Coltène whaledent, Allstatten, Switzerland). Destes sistemas foram selecionadas as limas ProTaper Next X2 (25/0.06), HyFlex CM 25/0.06 e HyFlex EDM 25/~ (conicidade variável), constituindo três grupos, o grupo 1 com dez limas PTN X2, o grupo 2 com dez limas HFCM e o grupo 3 com 10 limas HFEDM.

Todos os instrumentos foram sujeitos a um ensaio de fadiga cíclica num dispositivo desenvolvido propositadamente para este estudo (Figura 1). Este dispositivo é constituído por 4 unidades principais: a unidade de acionamento da lima, a unidade de movimentação do canal, a unidade geradora do movimento e a unidade de controlo. A unidade de acionamento é composta por um motor endodôntico X-Smart (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), por um contrângulo redutor e por um sistema mecânico para ajuste da posição e fixação do contrângulo. Da unidade de movimentação do canal fazem parte o bloco com o canal artificial, o carro de deslizamento de baixo atrito DryLin® (Iigus, Cologne, Germany) e uma guia para acoplamento do carro de deslizamento. A unidade geradora do movimento consiste num servomotor HS-5955TG (Hitec RCD USA, Poway, USA) e um braço mecânico bi-articulado em rotação e translação. Por último, a unidade de controlo é constituída por uma placa de aquisição/controlo Arduino Uno R3 (Arduino, Torino, Italy), um computador e um software de controlo Arduino 1.6.5 (Arduino, Torino, Italy).



A- Unidade de acoplamento da lima

- A1- Motor endodôntico
- A2- Contrângulo redutor
- A3- Sistema de ajuste e fixação

B- Unidade de movimentação do canal

- B1- Bloco com canal artificial
- B2- Carro de baixo atrito
- B3- Guia para acoplamento do carro

C- Unidade geradora de movimento

- C1- Servomotor
- C2- Braço bi-articulado

D- Unidade de controle

- D1- Placa de aquisição
- D2- Computador
- D3- Software de controle

Figura 1- Imagem representativa do sistema e respetiva legenda

Foi utilizado o modelo de um canal artificial desenvolvido num estudo anterior (Figura 2)⁽²⁴⁾. Este canal possui um comprimento de 17 mm, um segmento curvo com 4 mm, 0,5 mm na parte mais estreita e 1,4 mm na mais larga, capaz de reproduzir uma curvatura radicular com um raio de 5 mm e um ângulo de 45°, determinados através do método de Pruett⁽¹¹⁾. O centro de curvatura neste modelo situa-se a 5 mm da ponta dos instrumentos.



Figura 2 - Imagem do canal artificial

Para reproduzir os movimentos axiais da lima numa situação clínica foi criado um *software* que permite controlar a placa de aquisição/controlo de forma a criar um movimento de rotação no servomotor que se irá traduzir num movimento axial do carro de deslizamento e conseqüentemente do canal artificial. Este movimento tinha uma amplitude de 5 mm, ou seja entre os 12 e os 17 mm da parte activa da lima. Em todos os instrumentos foi colocado um limitador de profundidade (stop de silicone) a 17 mm da ponta, garantindo que este tocasse no início do canal artificial.

Durante o ensaio, com o objetivo de reproduzir as mesmas condições experimentais e eliminar possíveis erros (como o desgaste do dispositivo), intercalou-se as limas dos vários grupos, seguindo sempre a mesma sequência de teste. Além disso, de forma a reduzir a fricção entre os instrumentos e as paredes do canal, estas foram pulverizadas com um lubrificante de material dentário (Pana Spray Plus-NSK GmbH Germany).

Os instrumentos foram acionados seguindo as recomendações do fabricante (300 rpm e 2.0 Nm para as ProTaper Next e 500 rpm e 2.4 Nm para as HyFlex CM e HyFlex EDM) até ao momento da fratura. O tempo decorrido entre o início da experiência e o momento da fratura do instrumento (detetada auditiva e visualmente) foi cronometrada através do cronómetro da câmara Canon 700D e pelo software Arduino 1.6.5. O número de ciclos até à fratura foi calculado, para cada instrumento, multiplicando o tempo em segundos até à fratura pelo número de rotações por segundo utilizado para cada grupo.

A análise estatística foi realizada através do programa *IBM SPSS statistic 20.0*. A comparação entre grupos foi feita recorrendo a um teste *ANOVA de Welch*, para um nível de significância de 0.05.

A secção transversal da fratura e a superfície das limas de cada grupo foram examinadas com recurso a um MEVm, Microscópio Eletrónico de Varrimento (Joel XL30 EDAX) para determinar padrões de fratura.

Por último, o comprimento dos fragmentos apicais foi medido com recurso a um paquímetro.

Resultados

A estatística descritiva da média do número de ciclos e do tempo até à fratura dos três tipos de limas encontra-se sumariada na tabela 1 e a respetiva dispersão de valores nos gráficos 1 e 2.

Tabela 1: Média do número de ciclos e do tempo até à fratura

	Ciclos	Tempo (minutos)
PT Next	1237,50 ± 177.24	4,13 ± 0,59
HyFlex CM	2155,60 ± 372.25	4,31 ± 0,74
HyFlex EDM	6028,33 ± 1012.20	12,06 ± 2,02
ANOVA	F(2,14,09)=120,88; p<0,01	F(2,16,25)=68,99; p<0.01

Figura 3 - Gráfico 1: Distribuição dos valores do tempo até à fratura.

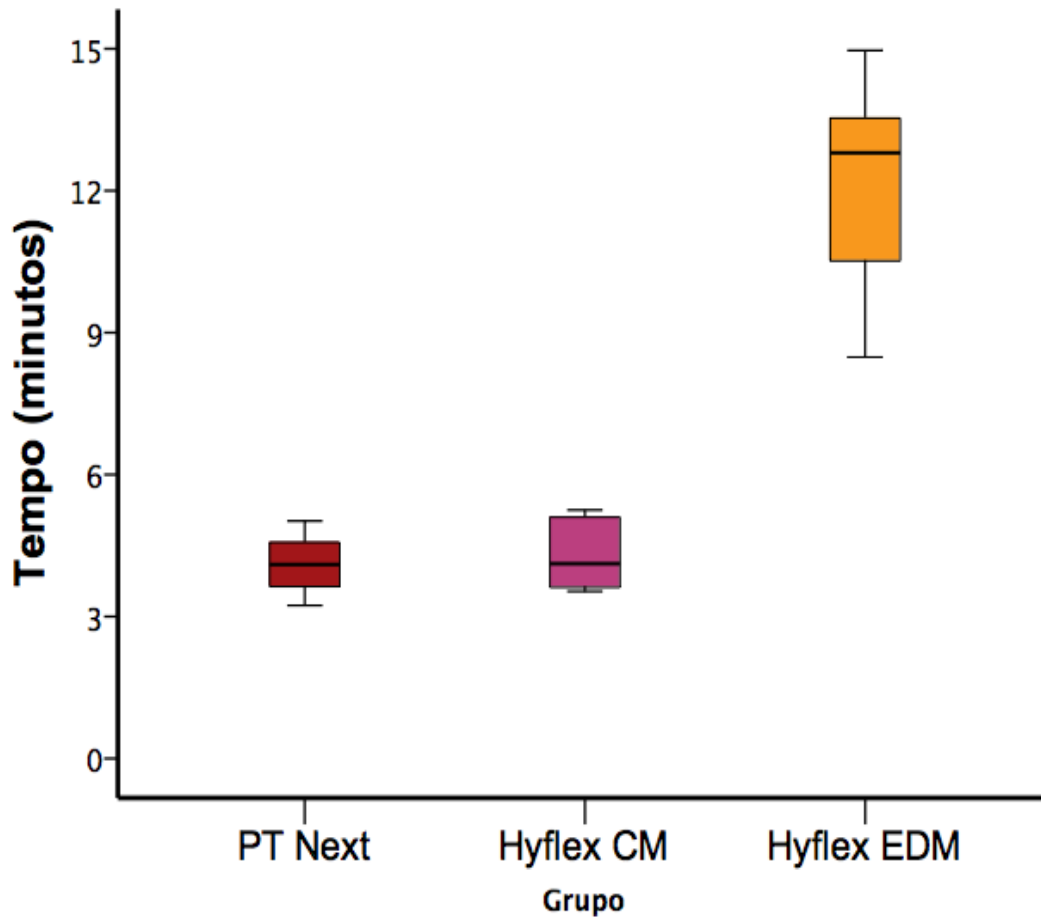
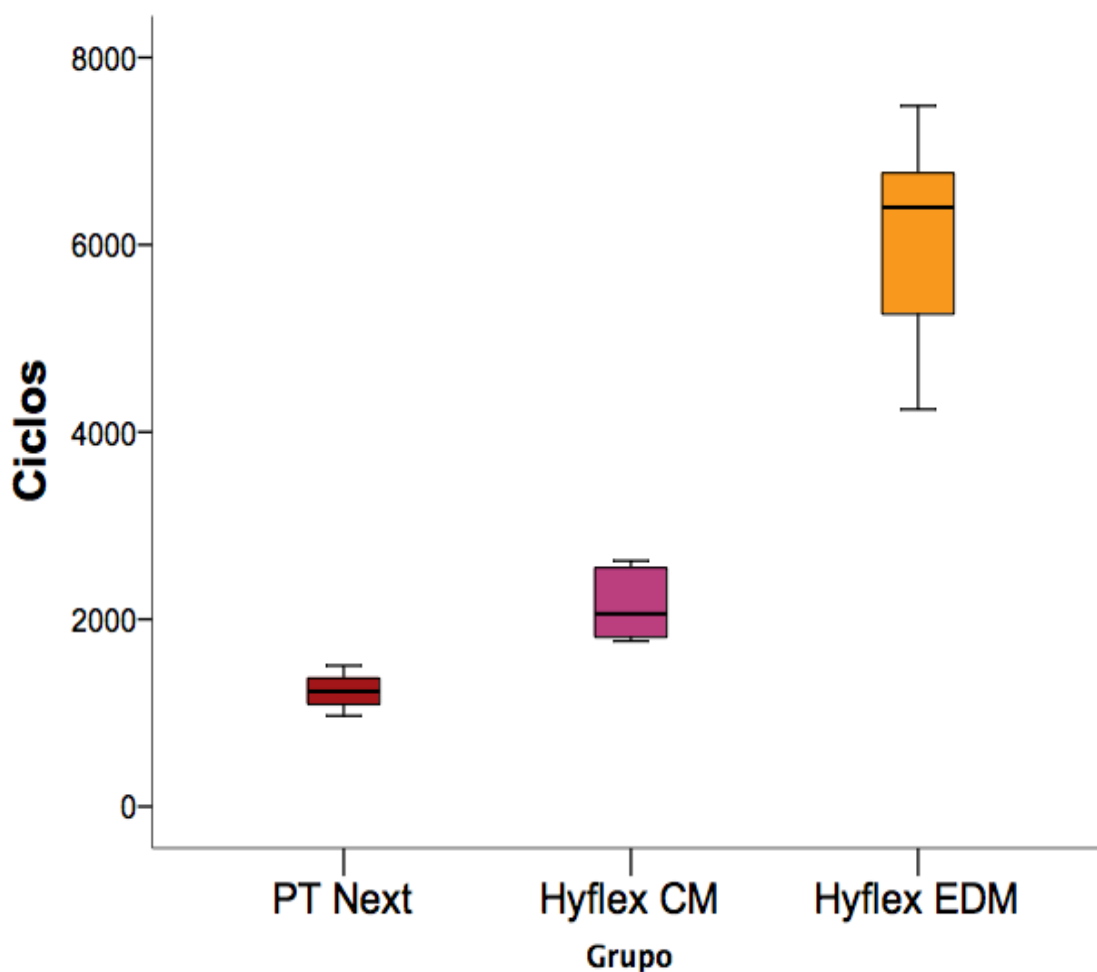


Figura 4 - Gráfico 2: Distribuição dos valores do número de ciclos até à fratura.



Como se pode ler na tabela 1, o teste de ANOVA de Welch determinou diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos. As comparações par a par com correção de Bonferroni determinaram que o grupo das limas HyFlex EDM demoram entre 7 a 8 minutos e 3800 a cerca de 4800 ciclos mais até à fratura do que os restantes sistemas de limas (tabela 2).

Tabela 2: Diferença entre os três sistemas em relação ao tempo até ocorrer fratura

	Diferença média (I-J)	Erro padrão	p
HyflexCM-PTNext	0.187	0.577	>0.05
HyFlexEDM-PTNext	7.932	0.577	<0.01
HyFlexEDM-HyFlexCM	7.745	0.577	<0.01

Tabela 3: Diferença dos três sistemas em relação ao número de ciclos

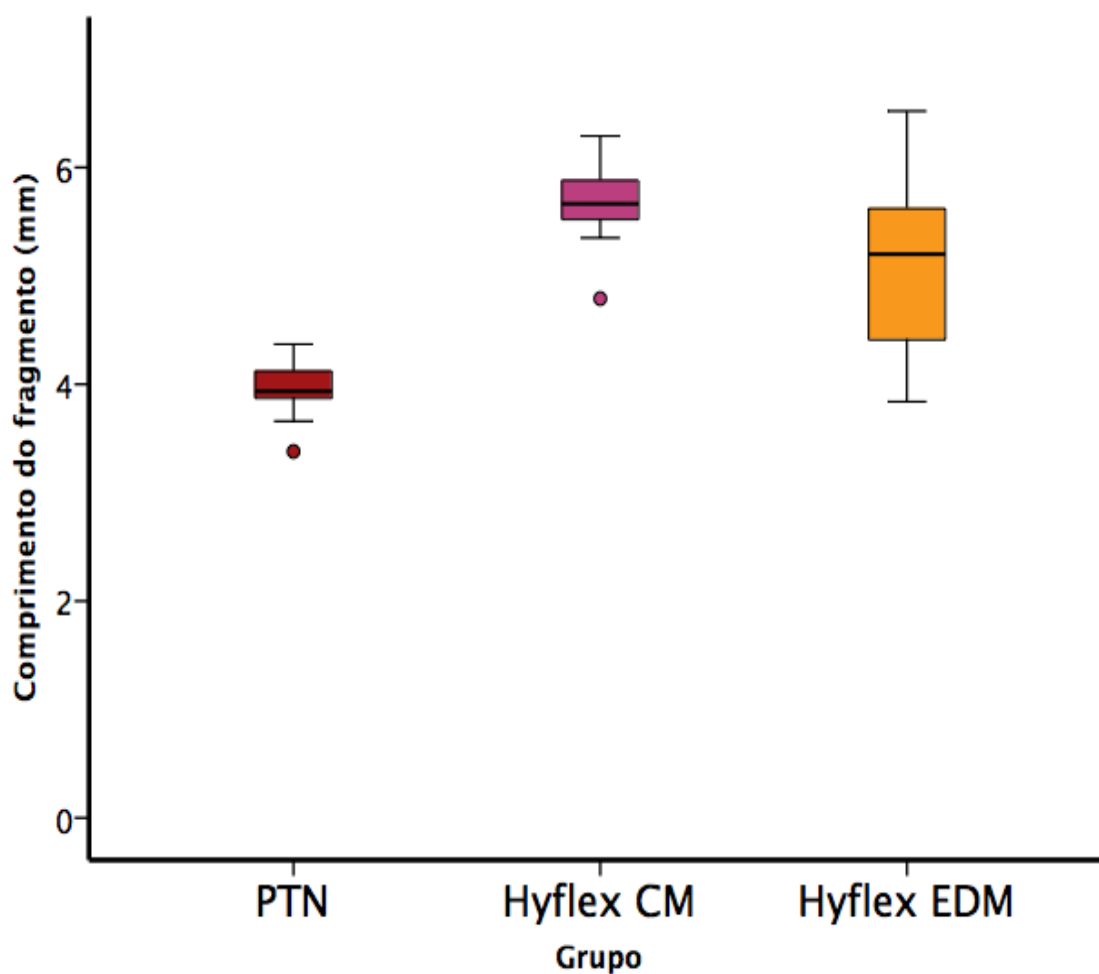
	Diferença média (I-J)	Erro padrão	p
HyflexCM-PTNext	918.10	282.198	0.009
HyFlexEDM-PTNext	4790.83	282.198	<0.01
HyFlexEDM-HyFlexCM	3872.73	282.198	<0.01

O comprimento médio dos fragmentos gerados está descrito na tabela 4 e a respetiva dispersão de valores no gráfico 3.

Tabela 4: média do comprimento dos fragmentos

PT Next	3.952±0.293
HyFlex CM	5.634±0.390
HyFlex EDM	5.100±0.872
ANOVA	F(2,16.292)=58.879; p<0.01

Figura 5 – Gráfico 3: Distribuição dos valores do comprimento dos fragmentos



Como se pode ler na tabela 4, o teste de ANOVA de Welch determinou diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos todavia as comparações par a par

apenas detetaram um comprimento médio menor para os fragmentos do sistema ProTaper Next. Os dois sistemas HyFlex geraram fragmentos de tamanho semelhante (tabela 5).

Tabela 5: Diferença entre os três grupos em relação ao comprimento dos fragmentos

	Diferença média (I-J)	Erro padrão	p
HyflexCM-PTNext	1.682	0.258	<0.01
HyFlexEDM-PTNext	1.148	0.258	<0.01
HyFlexEDM-HyFlexCM	0.534	0.258	0.145

O padrão de fratura foi observado com recurso a MEV e permitiu distinguir três zonas distintas: a zona de iniciação da fenda, a zona de propagação da fenda e por último a zona de fratura final.

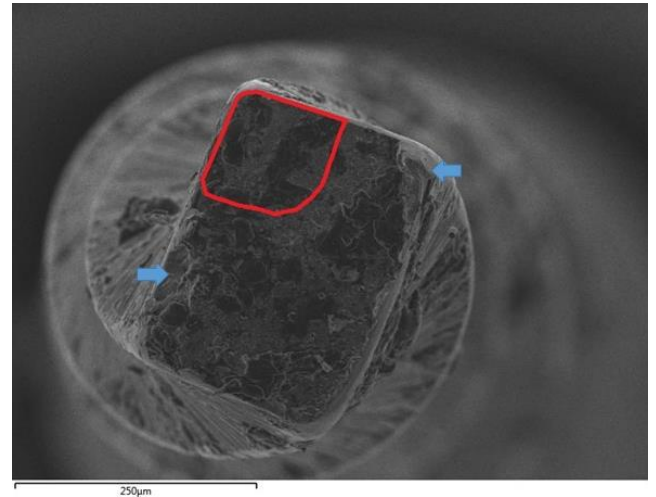
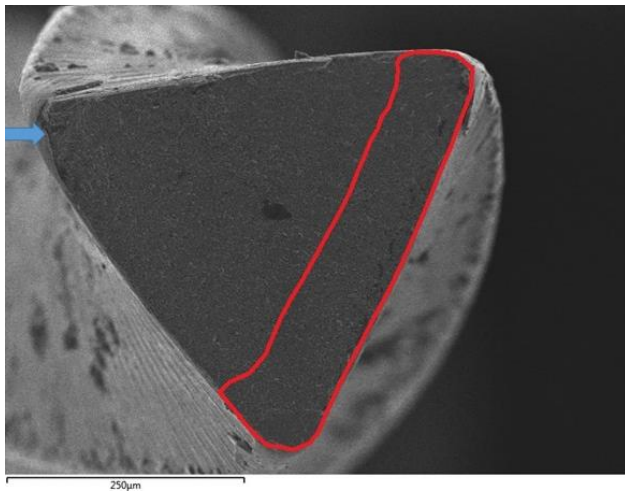


Figura 6 - Microfotografia da superfície de fratura da lima HyFlex CM (esquerda) e da lima ProTaper Next (direita) com a origem de fenda (seta) e zona de fratura final (linha vermelha)

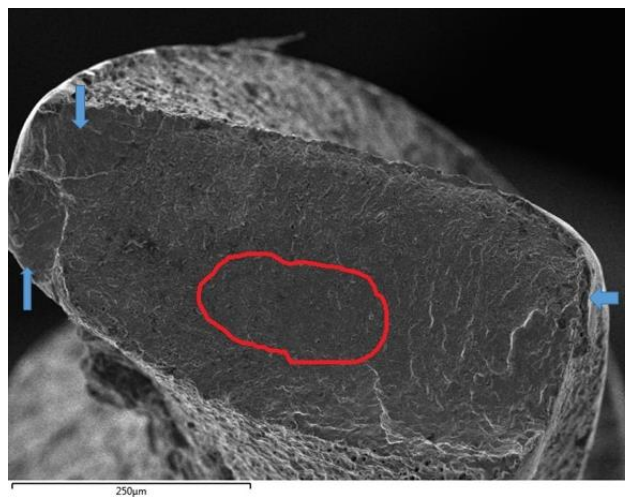


Figura 7 - Microfotografia da superfície de fratura da lima HyFlex EDM com a origem da fenda (seta) e zona de fratura final (linha vermelha)

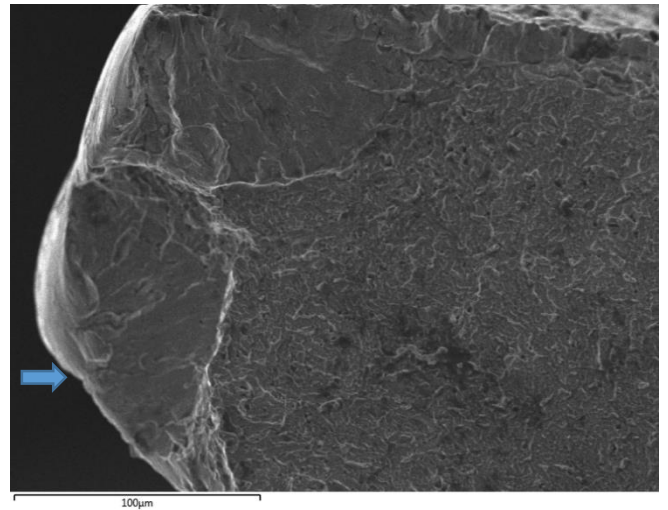
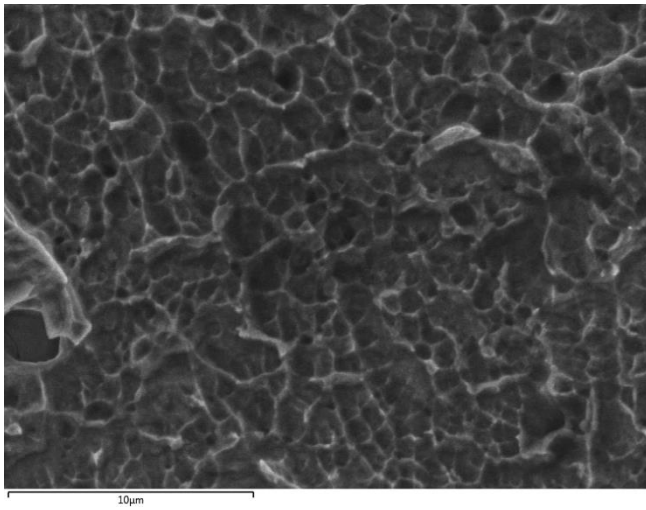


Figura 8 - Ampliação da zona de fratura final com os dimples em pormenor (esquerda) e ampliação da zona de início da fenda e da zona de propagação (direita)

Discussão

Quando ocorre fratura de um instrumento durante a preparação canalar, a eliminação de restos necróticos e microrganismos do sistema de canais radiculares pode ficar comprometida. Na literatura existem resultados controversos quanto ao impacto da fratura de instrumentos no prognóstico, a longo prazo, do tratamento endodôntico ⁽⁷⁾.

Spili *et al.* demonstraram que a presença de lesão periapical pré-operatória é mais relevante para a cicatrização e prognóstico do que a fratura de um instrumento no canal ^{(7),(25)}. Contudo, Grossman reportou uma menor cicatrização em casos em que houve instrumentos fraturados com uma lesão periapical pré-operatória concomitante ^{(7),(26)}. A influência da fratura de um instrumento no interior dos canais no prognóstico do tratamento de um dente particular depende do momento em que ocorre e do modo como esse incidente poderá ou não limitar o processo de antissepsia canalar ou a obturação dentro do limite apical adequado ^(9, 25).

O comportamento mecânico das ligas de NiTi está relacionada com as proporções e as características da organização da sua microestrutura ⁽⁷⁾.

A resistência à fadiga dos instrumentos rotatórios baixa com o aumento do diâmetro do instrumento ^{(7), (27)}. A massa de metal do instrumento no ponto de máximo stresse é um importante fator a ter em conta ^{(9),(28)}. Assim, neste estudo a resistência à fadiga cíclica foi avaliada em instrumentos com diâmetro na ponta similar, em que dois dos quais apresentam a mesma conicidade (HyFlex CM, Protaper Next) e um instrumento possui conicidade variável (HyFlex EDM). Além disso, os instrumentos rotatórios usando M-wire (Protaper Next) e CM-wire (HyFlex CM e HyFlex EDM) foram testados para comprovar se os diferentes métodos de fabrico influenciam a resistência à fadiga dos instrumentos endodônticos com diferentes ligas.

A fadiga é determinada por dois fatores: a taxa de iniciação da fenda e a taxa de propagação da fenda. Tem sido estabelecido que os instrumentos M-wire demonstram uma maior resistência à iniciação da fratura comparando com as convencionais limas de NiTi devido à capacidade de melhor reorientação das variantes martensíticas. Além disso, a microestrutura híbrida com uma certa proporção de martensite é mais resistente à propagação de fendas do que uma microestrutura austenítica devido ao facto da velocidade de propagação da fenda na fase austenítica ser muito mais rápida que na martensítica⁽¹⁴⁾.

Os materiais que constituem as ligas não são o único fator que influencia a resistência à fadiga dos instrumentos. Outros fatores, como a forma da secção transversal, as dimensões da secção transversal e a velocidade podem influenciar a resistência à fadiga⁽⁷⁾.

Um aumento da velocidade de rotação foi anteriormente associado com um aumento da fratura dos instrumentos em dentes extraídos^(9, 29). Além disso, recentemente Peters *et al* reportaram que um aumento da velocidade de rotação leva a um aumento da eficiência de corte⁽³⁰⁾. Contudo, Pruet *et al.* reportaram que os ciclos até à fratura não eram afetados pela velocidade em canais artificiais de metal^(9, 11).

Um aumento da velocidade de rotação pode produzir maior stresse friccional em canais curvos simulados. Além disso, uma maior velocidade de rotação leva a um aumento do número de ciclos de compressão/tensão em canais curvos⁽³¹⁾.

Neste estudo foram utilizadas diferentes velocidades de rotação, para cada instrumento, seguindo as instruções do fabricante, comparando assim a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos pertencentes a 3 sistemas diferentes de instrumentação.

Os testes de fadiga cíclica investigam *in vitro* a resistência até à fratura causada pela acumulação de fadiga pelo metal, que é determinada pelos ciclos de compressão/tensão na zona de curvatura do canal. A relevância clínica dos resultados destes testes é difícil de avaliar devido às diferentes condições na instrumentação intracanal, onde a fratura ocorre por vários fatores que atuam em conjunto e concomitantemente, incluindo o stresse torsional⁽³²⁾.

Até ao momento, não há nenhuma especificação ou padrão internacional para testar a fadiga cíclica dos instrumentos endodônticos rotatórios⁽³³⁾. Um modelo ideal envolveria a utilização de dentes naturais com canais curvos. No entanto, seria muito difícil padronizar a experiência uma vez que a forma dos dentes mudaria com a instrumentação. Como resultado, vários dispositivos e metodologias têm sido utilizadas para investigar a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de NiTi⁽³²⁻³⁴⁾. Desde a utilização de cubos de metal curvos, conjunto de bloco e cilindro sulcado, rotação contra um plano inclinado, imposição de uma curvatura através de um sistema de três pinos e com o recurso à maquinação de um canal através de “electrical-discharge machining” (EDM) em que o diâmetro interno do canal fica com mais 0.2mm que o instrumento a ser testado, são alguns exemplos referidos na literatura^(32, 33, 35).

Todos estes modelos têm desvantagens, associadas mais a uns do que a outros, que se prendem com a incapacidade de eliminar fatores como as propriedades dos materiais de fabrico, desenho e dimensões dos instrumentos (que são específicos de cada marca e que podem atuar como fatores de confusão), tornando difícil quantificar o efeito de uma única variável no comportamento do instrumento quando sujeito a fadiga^(19, 36).

Idealmente, o dispositivo para os testes de fadiga cíclica deve confinar a lima numa trajetória precisa tanto em termos de ângulo e raio como em relação à posição da região de máxima curvatura⁽³³⁾.

O dispositivo desenvolvido neste trabalho permitiu fazer uma análise comparativa entre os três sistemas, impondo o máximo stresse nos 5mm finais da parte ativa da lima. Este dispositivo permitiu a realização de um movimento dinâmico fazendo assim com que o número de ciclos até à fratura aumente comparando com estudos em que o movimento é estático. Este fenómeno atribui-se ao facto de o máximo stresse não estar aplicado apenas sobre um ponto e sim ser gradual e progressivamente dissipado ao longo dos 5mm finais da parte ativa da lima. O movimento permite que haja um intervalo de tempo entre a passagem do mesmo ponto da parte ativa da lima na zona de maior stresse da curvatura, fazendo desta forma com que o tempo até à fratura aumente em relação aos testes estáticos⁽³¹⁾. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre o tamanho dos fragmentos dos sistemas HyFlex CM e HyFlex EDM, no entanto os fragmentos do sistema ProTaper Next apresentaram um tamanho significativamente menor.

Este modelo na zona terminal do canal não restringia de forma precisa o instrumento, como se pode observar pela figura 9, o que possibilitou que o ângulo descrito pelas limas se alterasse ligeiramente (figura10).

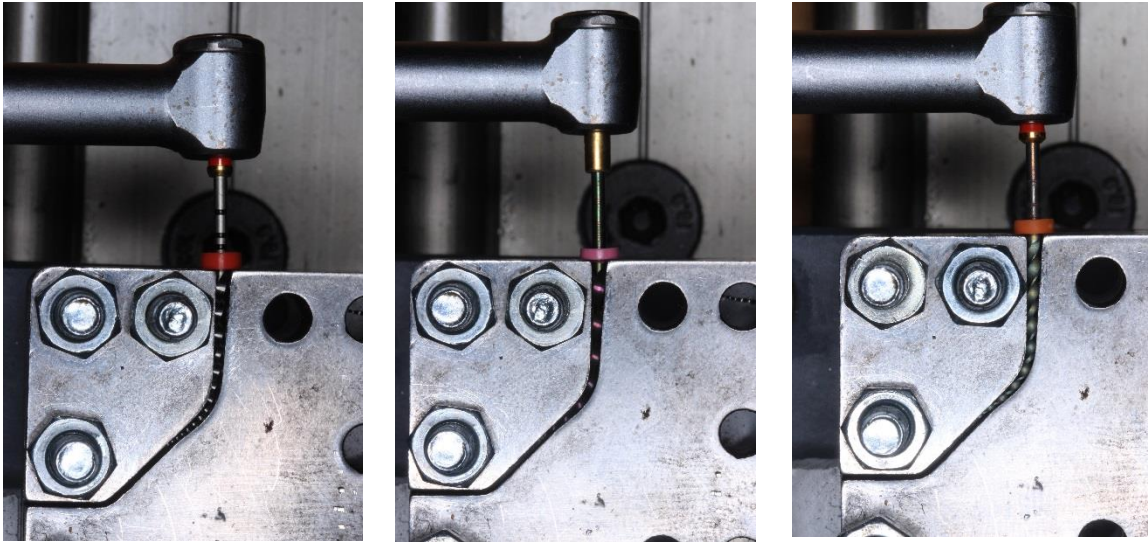


Figura 9 - Imagem das três limas posicionadas no canal, da esquerda para a direita: ProTaper Next, HyFlex CM e HyFlex EDM

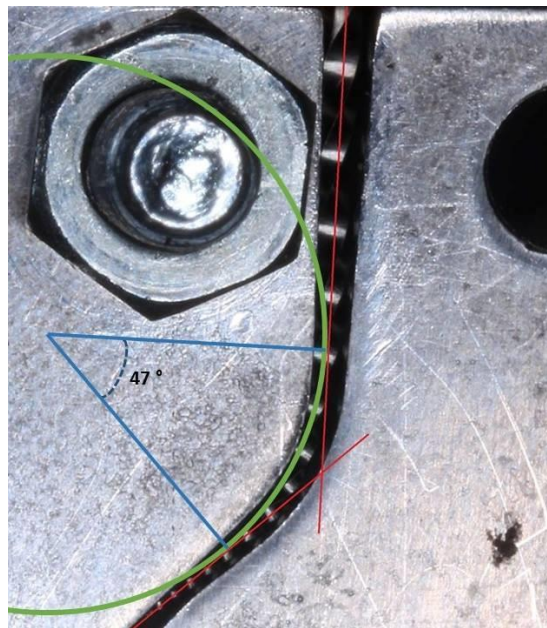


Figura 10 – Imagem representativa do canal artificial

À semelhança deste estudo, também Capar⁽⁹⁾, Plotino⁽³⁷⁾, Pongione⁽³⁸⁾ e Peters⁽¹⁷⁾ compararam o sistema HyFlex com outros sistemas produzidos com M-wire tendo chegado à conclusão que o número de ciclos até à fratura nas limas HyFlex é superior. O novo processo de fabrico (CM-wire) dos instrumentos HyFlex parece ter o papel principal na sua superior resistência à fadiga cíclica⁽⁹⁾.

Apesar de se saber que o desenho das limas tem alguma influência na resistência à fadiga⁽³⁶⁾, não existe na literatura um consenso se esta será ou não significativa. Sendo assim, a melhoria demonstrada pelos instrumentos HyFlex será devido sobretudo ao processo de fabrico dos instrumentos que englobam tratamentos térmicos específicos^(9, 37). Este tipo de tratamentos das ligas de NiTi são um novo campo de pesquisa havendo pouca informação disponível visto que as modalidades de tratamento e todas as variáveis inerentes não são desvendadas pelos fabricantes⁽³⁷⁻³⁹⁾.

O tratamento térmico quando realizado após a produção do instrumento é capaz de reduzir o stress interno inerente ao processo de fabrico. Para além disso, pode causar alterações nas percentagens de fases da liga fazendo com que à temperatura corporal haja um predomínio da fase martensítica em detrimento da austenítica⁽³⁷⁾. Esta característica está associada a melhorias nas propriedades mecânicas que a tornam mais resistente à fadiga cíclica⁽¹⁴⁾.

Tem sido reportado que as limas fabricadas com CM-wire evidenciam um aumento da resistência à fadiga⁽³⁶⁾. Isto tem sido atribuído ao fato destas ligas apresentarem uma mistura de martensite e austenite à temperatura ambiente⁽²¹⁾. A martensite é menos rígida comparando com a austenite. As limas fabricadas com CM-wire têm maior quantidade de martensite, influenciando desta forma a sua resistência à fadiga⁽³⁶⁾. As limas HyFlex CM são limas altamente flexíveis e moldáveis⁽¹⁷⁾. A uma determinada tensão, uma lima mais flexível experimenta menos stress, levando a uma maior resistência à fadiga^(17, 40). Consequentemente devemos considerar como uma hipótese plausível que o aumento da flexibilidade das limas HyFlex seja devido ao processo térmico a que são sujeitas durante o processo de fabrico⁽²²⁾.

O novo método de tratamento de superfície é denominado EDM, sendo um processo de erosão térmico, sem contato direto, utilizado para produção elétrica de materiais bons condutores recorrendo a descargas elétricas controladas. Descargas elétricas de alta frequência são geradas entre um eletrodo e a peça de trabalho dentro de um fluido dielétrico. As faíscas elétricas induzem uma fusão local e evaporação parcial de uma pequena porção de material que é removida dessa área deixando uma superfície final

tipo cratera. Embora esta tecnologia de produção esteja bem documentada em engenharia, apesar de já ter sido usada em ligas de NiTi e em outras aplicações cirúrgicas, as limas HyFlex EDM são os primeiros instrumentos endodônticos fabricados com EDM⁽⁷⁾.

Pirani *et al.* ⁽⁷⁾ verificaram que as irregularidades observadas na superfície das limas HyFlex EDM não comprometem a integridade dos instrumentos após múltiplos usos e que, comparando com as limas CM, os protótipos de EDM apresentaram um aprimoramento considerável em relação à resistência à fadiga. A comparação entre instrumentos com o mesmo diâmetro na ponta e conicidade demonstraram um aumento da resistência na ordem dos 700%. Uma vez que tanto as limas EDM como as CM são fabricadas com CM-wire é provável que o grande melhoramento no processo de fabrico seja a produção com recurso a descargas elétricas⁽⁷⁾.

Não existem muitos estudos que avaliem a resistência à fadiga cíclica das ProTaper Next. Elnaghy⁽²²⁾ concluiu que as ProTaper Next tinham maior resistência à fadiga cíclica comparando com as HyFlex CM, justificando essa característica com o fato destas limas serem produzidas recorrendo à tecnologia M-wire e apresentarem um movimento serpenteante com uma secção transversal descentrada, conformação essa que vai levar a menor quantidade de contatos entre a lima e as paredes do canal. Capar⁽⁹⁾, pelo contrário, obteve menos ciclos até à fratura com o sistema ProTaper Next quando comparado com o HyFlex. Plotino *et al* concluíram que instrumentos produzidos a partir do M-wire mostraram pior desempenho do que instrumentos de CM-wire quando comparados relativamente à fadiga cíclica⁽³⁷⁾.

O padrão de fratura das limas observadas com recurso a microscopia eletrónica corresponde, ao que tudo indica, às características de fratura por fadiga cíclica. Mostraram três zonas distintas: a zona de iniciação da fenda, a zona de propagação da fenda e por fim a zona de fratura final. O início das fendas ocorre na superfície das lâminas, normalmente tendo origem na zona de corte das limas sendo o seu número variável entre grupos. Com os repetidos ciclos de tensão/compressão os materiais fraturam puramente devido a fadiga, mostrando uma ou várias fendas de origem, uma área de crescimento estável adjacente a cada fenda original, uma área de crescimento rápido da fenda manifestada por depressões microscópicas (*dimples*) com tamanho e forma irregulares e ocasionalmente uma área de corte onde a zona de rápido crescimento da fenda se encontra com a periferia da secção transversal. Estrias microscópicas devido à fadiga são uma característica da fratura por fadiga cíclica, onde cada estria marca a posição, em cada momento, da fenda durante a sua propagação. A

fratura final ocorre quando o material já não é capaz de suportar mais ciclos e sofre deformação plástica microscópica ^(39, 40).

De acordo da literatura as limas HyFlex CM por serem fabricadas com CM-wire e possuírem à temperatura ambiente maioritariamente martensite, têm uma iniciação de fenda mais difícil e uma velocidade de propagação menor em relação às limas fabricadas com M-wire ⁽¹⁹⁾. As limas HyFlex CM possuem, normalmente, mais origens de fendas, uma área de propagação maior evidenciada por maior número de estrias e consequentemente uma área de fratura menor representada pela região de *dimples* ⁽³⁴⁾. Com características ainda mais favoráveis, as limas HyFlex EDM possuem múltiplas origens de fenda na superfície das lâminas com uma área mais ampla de propagação de fadiga em relação às HyFlex CM e uma área de fratura final centralizada representada pela região de *dimples* ⁽⁶⁾.

O padrão de fratura das limas observadas vem de encontro com o descrito na literatura e permite confirmar a superioridade das limas do sistema HyFlex EDM. Estes resultados, levam a crer que, apesar deste sistema ser fabricado com CM-wire tal como as HyFlex CM, a formação de crateras no seu processo de tratamento de superfície leva a que haja uma maior área de propagação das fendas que associado ao facto de à temperatura ambiente estas limas possuírem maioritariamente martensite, faz com que a iniciação da fenda seja mais difícil e que a sua propagação se dê a uma velocidade menor resultando numa melhoria substancial à fadiga cíclica ⁽⁶⁾.

No decurso da experiência, na fase de remoção do fragmento apical do canal artificial, constatou-se que no grupo das limas ProTaper Next havia um deslocamento acentuado do fragmento, para apical e para o exterior do canal. Enquanto que, nos outros dois sistemas, após separação o fragmento encontrava-se normalmente na zona de fratura. Este fenómeno pode ser explicado pelo *spring back effect* intimamente ligado à constituição/conformação da liga, pois as limas ProTaper Next contêm as quantidades convencionais de níquel e titânio apresentando a superelasticidade característica que confere a tendência permanente a voltar à posição inicial. Além disso, podemos constatar que após o primeiro impacto a lima dobrava aproximadamente aos 3mm, onde iria posteriormente fraturar. Esta constatação foi confirmada posteriormente aquando a visualização dos vídeos sendo necessários mais estudos para investigar o seu potencial interesse.

Conclusão

Tendo em conta as condições experimentais deste estudo e considerando que foi feita uma comparação relativa entre instrumentos de diferentes morfologias podem ser retiradas as seguintes conclusões:

1. O instrumento Hyflex EDM 25/~ apresenta uma resistência à fadiga cíclica superior e estatisticamente significativa em relação aos instrumentos Hyflex CM 25/0.06 e ao ProTaper Next 25/0.06.
2. O Instrumento Hyflex CM 25/0.06 demonstrou uma resistência à fadiga cíclica significativamente superior em relação ao instrumento Protaper Next 25/0.06.
3. Todas as limas observadas em MEVm e cuja superfície de rutura foi analisada evidenciaram características de fratura por fadiga cíclica.

Bibliografia

1. Friedman S, Abitbol S, Lawrence HP. Treatment Outcome in Endodontics: The Toronto Study. Phase 1: Initial Treatment. *Journal of endodontics*. 2003 12//;29(12):787-93.
2. Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature – Part 2. Influence of clinical factors. *International endodontic journal*. 2008;41(1):6-31.
3. Dhingra A, Ruhani N, Miglani A. Evaluation of Single File Systems Reciproc, Oneshape, and WaveOne using Cone Beam Computed Tomography -An In Vitro Study. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*. 2015 Apr;9(4):ZC30-4. PubMed PMID: 26023639. Pubmed Central PMCID: 4437155.
4. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International endodontic journal*. 2012 Feb;45(2):113-28. PubMed PMID: 21902705.
5. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2011 Mar;44(3):253-8. PubMed PMID: 21219356.
6. Seago ST, Bergeron BE, Kirkpatrick TC, Roberts MD, Roberts HW, Himel VT, et al. Effect of Repeated Simulated Clinical Use and Sterilization on the Cutting Efficiency and Flexibility of Hyflex CM Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of endodontics*. 2015 May;41(5):725-8. PubMed PMID: 25748491.
7. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvardi L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. 2015 May 22. PubMed PMID: 26011181.
8. Dagna A, Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Bianchi S. Cyclic fatigue resistance of OneShape, Reciproc, and WaveOne: An in vitro comparative study. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2014 May;17(3):250-4. PubMed PMID: 24944449. Pubmed Central PMCID: 4056397.
9. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*. 2015 Apr;41(1):24-8. PubMed PMID: 24697976.
10. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*. 2000 Mar;26(3):161-5. PubMed PMID: 11199711.
11. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997 Feb;23(2):77-85. PubMed PMID: 9220735.
12. Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of endodontics*. 2007 Jan;33(1):55-7. PubMed PMID: 17185132.
13. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1999 Jun;25(6):434-40. PubMed PMID: 10530246.
14. HUIMIN ZHOU BPY-FZ. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. 2013;29:42-54.
15. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*. 2013;29(1):3-17.
16. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*. 2000 Jul;33(4):297-310. PubMed PMID: 11307203.
17. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal*. 2012 Nov;45(11):1027-34. PubMed PMID: 22563821.

18. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2012 Nov;38(11):1535-40. PubMed PMID: 23063231.
19. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2013 Feb;39(2):163-72. PubMed PMID: 23321225.
20. Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Journal of endodontics*. 2014 Sep;40(9):1477-81. PubMed PMID: 25146037.
21. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of endodontics*. 2012 Jan;38(1):105-7. PubMed PMID: 22152631.
22. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *International endodontic journal*. 2014 Nov;47(11):1034-9. PubMed PMID: 24392730.
23. Whipple SJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue resistance of two variable-taper rotary file systems: ProTaper universal and V-Taper. *Journal of endodontics*. 2009 Apr;35(4):555-8. PubMed PMID: 19345804.
24. Sousa J.L P PJ, Santos J.M. Avaliação da fadiga cíclica de três sistemas de limas utilizadas em instrumentação mecanizada: Universidade de Coimbra; 2014.
25. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *Journal of endodontics*. 2005 Dec;31(12):845-50. PubMed PMID: 16306815.
26. Grossman LI. Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1969 Nov;28(5):746-52. PubMed PMID: 5259460.
27. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of endodontics*. 2004 Oct;30(10):722-5. PubMed PMID: 15448468.
28. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *International endodontic journal*. 2006 Oct;39(10):755-63. PubMed PMID: 16948660.
29. khurana P KK. Effect of curvature angle and rotational speed on fracture of various Ni-Ti rotary files used in extracted molars. *J Res Dent*. 2013;1:49-54.
30. Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paque F, Kopper PM, Vier-Pelisser FV. Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *International endodontic journal*. 2014 Jun;47(6):505-13. PubMed PMID: 23998507.
31. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic Fatigue of Endodontic Nickel Titanium Rotary Instruments: Static and Dynamic Tests. *Journal of endodontics*. 28(6):448-51.
32. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2009 Nov;35(11):1469-76. PubMed PMID: 19840633.
33. Shen Y, Cheung GSP. . Methods and models to study nickel-titanium instruments. *Endodontic Topics*. 2013;29(1):18-41.
34. GSP C. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 2009;16(1):1-26.
35. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 2007;16(1):1-26.
36. Shen Y QW, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. . *Journal of endodontics*. 2011;37(7):997-1001.
37. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a

comparative study. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*. 2014 Jan;102(1):31-5. PubMed PMID: 23076495.

38. Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, et al. . Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys; a comparative test. *Annali di stomatologia*. 2012;3(3-4):119-222.

39. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of endodontics*. 2011 Sep;37(9):1293-5. PubMed PMID: 21846552.

40. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2013 Jan;39(1):101-4. PubMed PMID: 23228266.



Coimbra 2015