



FMUC FACULDADE DE MEDICINA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

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

Aluno: Jorge Luís Fonseca e Sousa

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

Coimbra, 2014

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

Sousa J.L., 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: jorgelfsousa@gmail.com

Índice

RESUMO	4
ABSTRACT	5
INTRODUÇÃO	6
MATERIAIS E MÉTODOS	10
RESULTADOS	14
DISCUSSÃO	19
CONCLUSÃO	25
AGRADECIMENTOS	26
BIBLIOGRAFIA	27

Resumo

Introdução : O contínuo desenvolvimento de novos sistemas de instrumentação mecanizada em *NiTi* permitiu ultrapassar algumas das desvantagens inerentes aos de aço inoxidável. No entanto, a fratura das limas constitui uma real preocupação e pode ocorrer por torsão, fadiga cíclica ou por combinação.

Objetivo: Este trabalho tem como objetivo fazer uma avaliação comparativa da fadiga cíclica de três sistemas de limas diferentes utilizados em instrumentação mecanizada, o ProTaper Next Files® 25/0.06 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), o ProTaper® Universal F1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e o HyFlex™ CM 25/0.06 (Coltène whaledent, Allstatten, Switzerland).

Materiais e métodos: Foram constituídos três grupos, cada um com 12 instrumentos, e testados num canal artificial em aço carbono com 45 ° de arco de ângulo e 5 mm de raio. Os instrumentos foram acionados no canal e o tempo até 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 obteve-se o maior número de ciclos, seguidos pelo grupo da ProTaper next e, por último, pelo da ProTaper Universal. Relativamente ao fragmento apical fraturado, todas as limas fraturaram aproximadamente com o mesmo comprimento (4mm).

Discussão: Uma vez que não existe uma padronização em relação aos modelos e métodos para o estudo da fadiga cíclica, estão descritos vários. O modelo utilizado, apesar de não ser o ideal, permitiu fazer uma avaliação comparativa entre os três sistemas para a fadiga cíclica. Os resultados corroboram a superioridade do sistema Hyflex em relação à fadiga cíclica assim como no padrão de fratura dos grupos.

Conclusão: O instrumento do sistema Hyflex foi o que resistiu mais à fadiga cíclica seguido do ProTaper Next e, por último, ProTaper Universal.

Palavras-chave: Fadiga Cíclica, ProTaper Universal, Protaper Next, Hyflex, instrumentos de *NiTi* rotatórios.

Abstract

Introduction: The uninterrupted development of new NiTi instruments has allowed to overcome some of the disadvantages linked to the stainless steel instruments. However, file fracture is a main concern and it may occur due to torsion, cyclic fatigue or in a combined way.

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 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), ProTaper® Universal F1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and HyFlex™ CM 25/0.06 (Coltene-whaledent, Allstatten, Switzerland).

Materials: Three groups, each one with 12 NiTi instruments, were tested in a costume made device capable of simulating a canal curvature with a 45° angle and 5 mm radius. The instruments were rotated in the canal 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 instruments. Firstly, Hyflex showed a significant increase in the mean number of cycles to failure, followed in order by ProTaper Next and ProTaper Universal. All the files fractured at the same length.

Discussion: To date, there is no specification or international standard for testing the cyclic fatigue. Consequently, a multitude of test methods have been devised. In spite of not being the ideal model, has allowed a comparative assessment for the three systems. 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 instruments were the ones that most resisted to cyclic fatigue, followed by Protaper Next and, at last, by Protaper Universal.

Keywords: Cyclic fatigue, ProTaper Universal, ProTaper Next, Hyflex, rotary *NiTi* instruments.

Introdução

No tratamento endodôntico, a preparação dos canais radiculares é uma das etapas fundamentais, para a remoção dos microrganismos presentes no sistema de canais. A antisepsia do canal é conseguida através do desbridamento mecânico e do uso de soluções de irrigação e de medicação sendo o alargamento do espaço canalar essencial para facilitar o fluxo do irrigante bem como a colocação do material de obturação numa fase posterior ^[1].

A instrumentação dos canais radiculares pode ser levada a cabo tanto por instrumentos manuais como acionados por motor. Até à última década do século passado, os instrumentos endodônticos eram fabricados normalmente em aço inoxidável. As limas endodônticas fabricadas nesta liga possuem características indesejáveis na preparação biomecânica dos canais tais como um alto módulo de elasticidade e uma rigidez que aumenta com o tamanho das mesmas ^[2].

No início de 1960 foi desenvolvida a liga de Níquel Titânio sendo denominada Nitinol, um acrónimo para os elementos que a constituíam; *ni* para níquel, *ti* para titânio e *nol* de *Naval Ordnance Laboratory* (local onde foi descoberta) e possui propriedades únicas de memória de forma e superelasticidade ^[3].

O aparecimento das limas endodônticas fabricadas em Níquel Titânio, mais resistentes, resilientes ^[3] e com um menor módulo de elasticidade ^[4] em comparação com as ligas de aço inoxidável veio possibilitar a realização de preparações canalares mais centradas, minimizando o transporte canalar, mantendo a trajetória original do canal ^[4-6], permitindo diminuir o tempo de instrumentação ^[6] revelando-se um instrumento valioso no tratamento endodôntico ^[2].

Como desvantagens, não permitem a “instrumentação da anticurvatura”^[4, 7] e a maioria dos sistemas não permitem pré-curvar antes do seu uso clínico ^[7].

Esta liga é utilizada em várias áreas ^[7], sendo que a aplicação de *NiTi* em endodontia foi primeiro reportada por Walia em 1988. As ligas de níquel titânio usadas para o tratamento endodôntico contêm, normalmente, aproximadamente 56% (wt) de níquel e 44% (wt) de titânio. Esta combinação resulta numa proporção de 1:1 em termos atômicos dos componentes principais ^[3]. As pequenas alterações nas proporções destes dois elementos, especialmente o conteúdo de níquel tem uma grande influência na temperatura de transformação, o que tem um efeito significativo nas propriedades mecânicas ^[8, 9].

A liga de *NiTi* pode existir em duas estruturas cristalinas diferentes, dependentes da temperatura, a martensite, temperaturas mais baixas e a austenite, a temperaturas mais altas. Tanto a temperatura como o stresse podem provocar alterações na estrutura cristalina da liga [2, 3].

As características denominadas memória de forma e superelasticidade são resultado da transformação de fase austenítica para martensítica [3, 9]. Além de ser mais flexível e dúctil que a fase austenítica, a estrutura martensítica reduz o risco de fratura uma vez que pode ser deformado plasticamente em vez de fraturar [10, 11].

Sendo assim e uma vez que as propriedades mecânicas estão relacionadas com a microestrutura das ligas, os fabricantes cada vez mais tentam otimizá-la através de diferentes processos de fabrico [12]. Exemplos disso são o *M-wire* e o *CM wire* que ao contrário das limas de *NiTi* convencional que tem uma estrutura austenítica, à temperatura corporal [9, 10] estas têm uma estrutura que inclui a martensite [9, 11, 12].

As ligas com memória de forma têm a capacidade de recuperar a sua forma original depois de passarem por grande deformação através de aquecimento [7]. Enquanto que o comportamento superelástico permite aos instrumentos voltarem a sua forma original após terem sido sujeitos a deformação através do “alívio das cargas” [7, 10].

Devido ao fato de ser um metal superelástico, a aplicação de stresse não resulta na deformação comum vista nos materiais de aço inoxidável. O *NiTi* permite que deformações até 8 % possam ser recuperadas em comparação com os cerca de 1 % observados no aço inoxidável [10].

A superelasticidade é uma das mais importantes razões para o uso de ligas de *NiTi* no fabrico de instrumentos endodônticos uma vez que os dota de uma grande flexibilidade, permitindo seguir até as anatomias mais complexas dos canais radiculares, resultando numa diminuição dos degraus e perfurações [11].

Apesar destas características, a fratura das limas continua a ser um problema real dependendo de vários fatores associados às limas e ao operador [13]. A incidência de fratura na prática clínica varia muito entre estudos, desde taxas de 2,6 a 23 % [13-15].

O prognóstico do tratamento endodôntico quando um fragmento de instrumento é deixado no canal não é significativamente reduzido. No entanto, qualquer erro que comprometa o controlo microbiológico é favorável a um aumento do risco de pior prognóstico e sendo assim é expectável um pior prognóstico em casos em que a desinfeção canal e obturação estejam comprometidos, principalmente em casos de dentes com lesões periapicais preexistentes [16].

Existem dois mecanismos de fratura de instrumentos endodônticos, por torsão e por fadiga cíclica. A fratura por torsão 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 ^[17]. Por outro lado, a fadiga cíclica é causada por repetidos ciclos de compressão e tensão na liga enquanto esta roda na área curva do canal. A metade do instrumento na zona exterior da curva está em tensão enquanto que, na zona interior se verifica compressão. Cada rotação no interior de um canal curvo faz com que o instrumento passe por um ciclo completo de tensão-compressão ^[18]. Esta fratura ocorre perto do ponto médio do comprimento do arco, correspondendo a região de máxima curvatura radicular onde o stress gerado é maior ^[17, 19, 20].

Segundo Sattapan ^[17], no caso de fratura por torsão as limas apresentavam defeitos visíveis prévios à fratura enquanto que quando a mesma ocorre por fadiga cíclica esses sinais não existem e a sua ocorrência é súbita.

A resistência dos instrumentos rotativos à fadiga cíclica é afetada pelo ângulo ^[18] e raio da curvatura radicular, e pelo tamanho e conicidade dos instrumentos ^[18, 20, 21]. O aumento do ângulo ^[18] e a diminuição do raio ^[20, 21] estão associados a uma diminuição da “vida” das limas. Vários estudos demonstraram que um aumento do diâmetro no ponto de máxima curvatura do instrumento reduzia o tempo até fratura ^[18, 20].

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

Segundo Haapasalo ^[2], podemos dividir a evolução das limas em cinco gerações sendo que cada uma delas representa modificações com o objetivo de melhorar as suas propriedades.

Três dos sistemas de limas existentes no mercado e que se enquadram em três gerações distintas são os sistemas de limas ProTaper Universal, Hyflex e ProTaper Next.

O sistema da ProTaper Universal faz parte da segunda geração ^[2], possui uma conicidade variável, secção transversal triangular convexa, pontas não cortantes em D0 e é constituído por um conjunto de 6 limas, 3 “shaping files” e 3 “finishing files” ^[22]. Um dos benefícios da conicidade progressiva é o facto de o instrumento contactar uma

zona mais pequena de dentina reduzindo as cargas por torsão, fadiga da lima e o potencial de fratura [23].

Melhorias na metalurgia da liga de *NiTi* são a imagem de marca das limas que podem ser identificadas como de terceira geração [2]. O sistema *Hyflex*, comercializado desde 2011 é produzido através de uma metodologia inovadora capaz de controlar a memória do material [7, 8] e aumentar a flexibilidade e resistência à fadiga cíclica [24], que segundo o fabricante chega a ser 300 % superior. Estes instrumentos são caracterizados por uma secção transversal simétrica com três arestas cortantes exceto o instrumento 25 conicidade 0.04 [25] e ao contrário da maioria dos sistemas disponíveis comercialmente apresenta uma menor percentagem por peso de níquel (52%wt) [2, 26]. Segundo o fabricante este sistema tem a capacidade de recuperar a forma com a esterilização após deformações durante o uso. (<http://www.hyflexcm.com/features.html>)

O sistema ProTaper Next, considerado de quinta geração [2], apresenta uma inovadora secção retangular descentrada que dota a lima de um movimento serpenteante à medida que avança no canal radicular [27]. Segundo o fabricante, este movimento cria um espaço maior para a remoção dos detritos e evita o aprisionamento. É constituído por cinco limas e fabricado com tecnologia M-wire capaz de melhorar a flexibilidade e a resistência à fadiga cíclica [10].

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 [28], especialmente em canais com curvaturas acentuadas onde a fadiga cíclica é a principal preocupação [12].

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 Universal (PT)(Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), o ProTaper Next Files (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), e o HyFlex CM(HF; Coltene-whaledent, Allstatten, Switzerland). Para tal foi colocado a seguinte hipótese nula: Não existem diferenças entre os três sistemas de limas mecanizadas quando sujeitas a um teste de fadiga cíclica estático.

Materiais e Métodos

Foram comparados três diferentes sistemas de limas, selecionados de acordo com diferentes métodos de fabrico, a saber: o ProTaper® Universal (PT; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), o ProTaper Next®Files (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues,Switzerland), e o HyFlex™ CM (HF; Coltène whaledent, Allstatten, Switzerland), constituindo três grupos, o grupo 1 com doze limas PTF1, o grupo dois com doze PTN X2 e o grupo 3 com doze HF tamanho 25/0.06 de conicidade.

Todas as limas foram submetidas a ensaios de fadiga cíclica num dispositivo desenvolvido propositadamente para a experiência. Este aparelho, capaz de fixar tanto o contra ângulo CanalPro (Coltene-whaledent, Altstatten, Switzerland) como o canal artificial, permite o ensaio de fadiga cíclica de uma forma estática.

Os parâmetros que definem o canal artificial foram primeiro delineados num esboço em papel, através de cálculos matemáticos, tendo em conta as características das limas e o ângulo e raio escolhidos para a curvatura. Estes dados foram transferidos para o programa informático Solid-Works (DS Solidwoks Corporation Waltham, USA) culminando num modelo tridimensional do canal (figura 1).

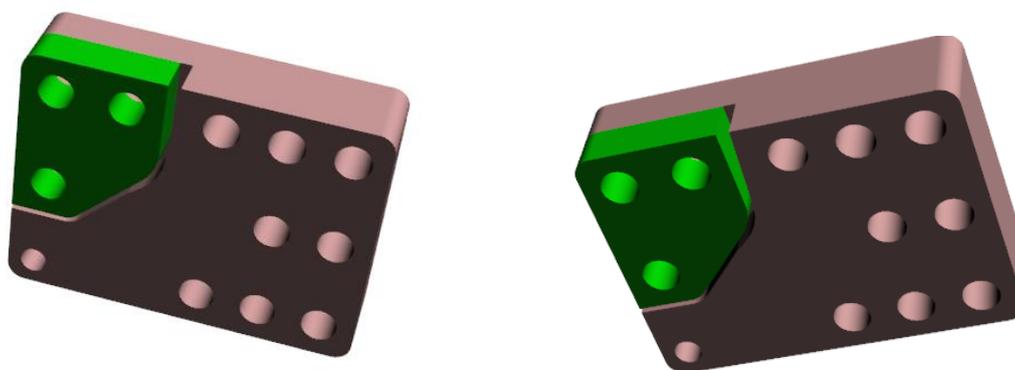


Figura 1: Modelo tridimensional do canal.

Após estes passos, o modelo foi produzido através de centro de maquinagem controlado numericamente no Instituto Superior de Engenharia de Coimbra pela maquinação de dois blocos de aço carbono que, depois de encaixados, permitiram simular um canal com um comprimento total de 16 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 [18]. O centro de curvatura neste modelo situa-se a 5 mm da ponta dos instrumentos sendo que nessa zona, estes têm diâmetros muito semelhantes. Depois de obtido este modelo procedeu-se a um tratamento térmico do mesmo, com a finalidade de aumentar a dureza do material, uma vez que apresentava algum desgaste aquando do contato com as limas.



Figura 2: Canal artificial após tratamento para endurecimento.

O dispositivo desenvolvido é constituído por duas peças principais, uma capaz de fixar o contra ângulo numa posição estática e firme que se manteve desde o início

da experiência e a outra constituída por um sistema de porcas e varão roscado que permitia ajustar a posição do canal em altura. Esta segunda peça estava acoplada numa base inserida numa calha que permitia a movimentação do canal no sentido frente/trás e o ajuste do ângulo horizontal do canal. Em cada instrumento foi posicionado um limitador de profundidade (um stop) a 16 mm da ponta e introduzido no canal artificial até que este tocasse no início do canal tendo sempre em atenção o seu correto posicionamento tridimensional, como se pode verificar na figura 3.



Figura 3: Lima posicionada no canal.

Os instrumentos foram acionados a 300 rpm e o tempo decorrido entre o início da experiência e o momento da fratura do instrumento (detetada auditiva e visualmente) foi cronometrada com a aplicação cronómetro do telemóvel Motorola Moto G pelo mesmo operador.

Durante o ensaio, de modo a reduzir a fricção entre os instrumentos e as paredes do canal, estas foram pulverizadas com lubrificante de material dentário (Pana Spray Plus-NSK GmbH Germany).

Para evitar a ocorrência de erros, a experiência foi gravada em vídeo e após a mesma, foi comparado o tempo de fratura registado com o tempo visionado na gravação através do programa Adobe Premier Pro, Adobe Systems Software, Ireland.

Neste programa foi possível determinar com mais exatidão os tempos de fratura corrigindo alguns erros pontuais, nomeadamente a eliminação do fator tempo de reação do operador aquando a realização da experiência.

O número de ciclos até fratura (NCF), para cada instrumento, foi calculado multiplicando o tempo em segundos até fratura pelo número de rotações ou ciclos por segundo.

Os resultados foram analisados através do programa IBM SPSS statistic 20.0. A comparação entre grupos foi feita recorrendo ao teste Kruskal-Wallis, para um nível de significância de 0,05.

As superfícies de fratura das limas de cada grupo foram examinadas sob MEV, Microscópio Eletrónico de Varrimento (Joel XL30 EDAX) para determinar padrões de fratura e os comprimentos dos fragmentos apicais medidos com o recurso a um paquímetro.

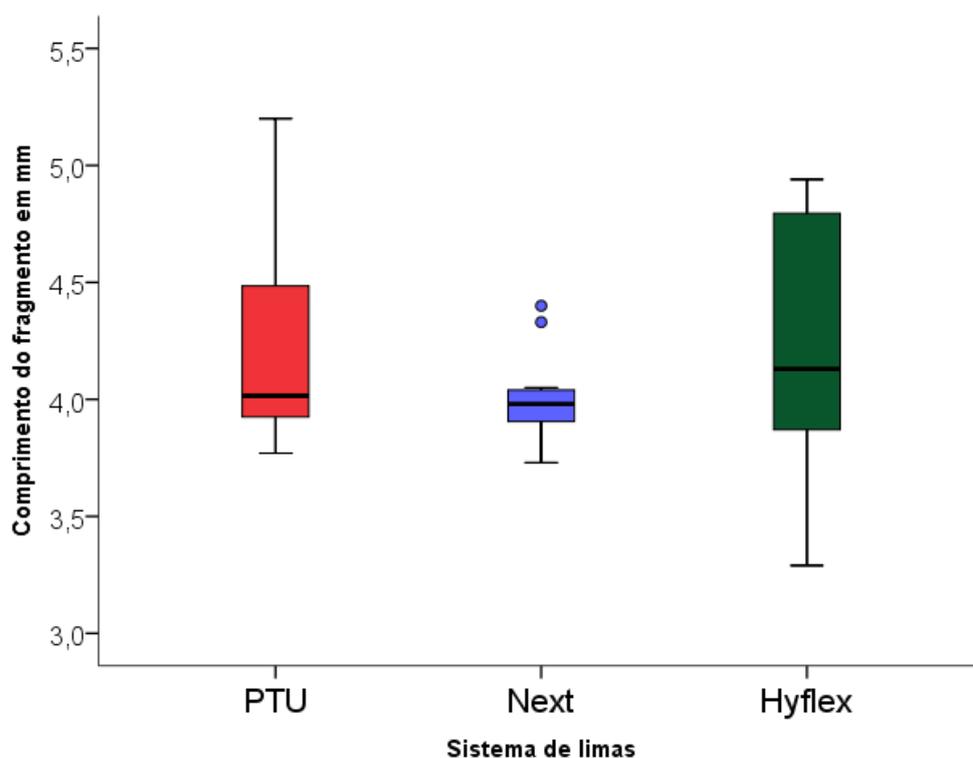
Resultados

A estatística descritiva contendo os valores médios dos comprimentos dos fragmentos encontra-se sintetizada na tabela I. A distribuição dos comprimentos dos fragmentos por grupo encontra-se representada no gráfico 1. Segundo o teste Kruskal-Wallis não existem diferenças estatisticamente significativas entre os comprimentos dos fragmentos para os três grupos testados.

Tabela I: Comprimento médio dos fragmentos (em mm). IC- Intervalo de confiança para a média

	Média	Desvio Padrão	I.C. 95% limite Inferior	I.C.95% limite Superior
PTU	4,22	0,49	3,91	4,53
Next	4,00	0,20	3,88	4,13
Hyflex	4,26	0,54	3,91	4,60

Gráfico 1: Distribuição do comprimento dos fragmentos de cada grupo.



O tempo médio até fratura em cada grupo encontra-se registado na tabela II. O teste Kruskal-Wallis determinou diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos, $X^2(2)=28,81$; $p<0,01$. As comparações par-a-par revelaram que todos os grupos são diferentes entre si, como se pode verificar na tabela III e no gráfico 2, onde se pode verificar que qualquer amostra do sistema Hyflex tem um tempo superior até à fratura enquanto qualquer amostra do sistema PTU apresenta tempo inferior a qualquer amostra dos restantes grupos.

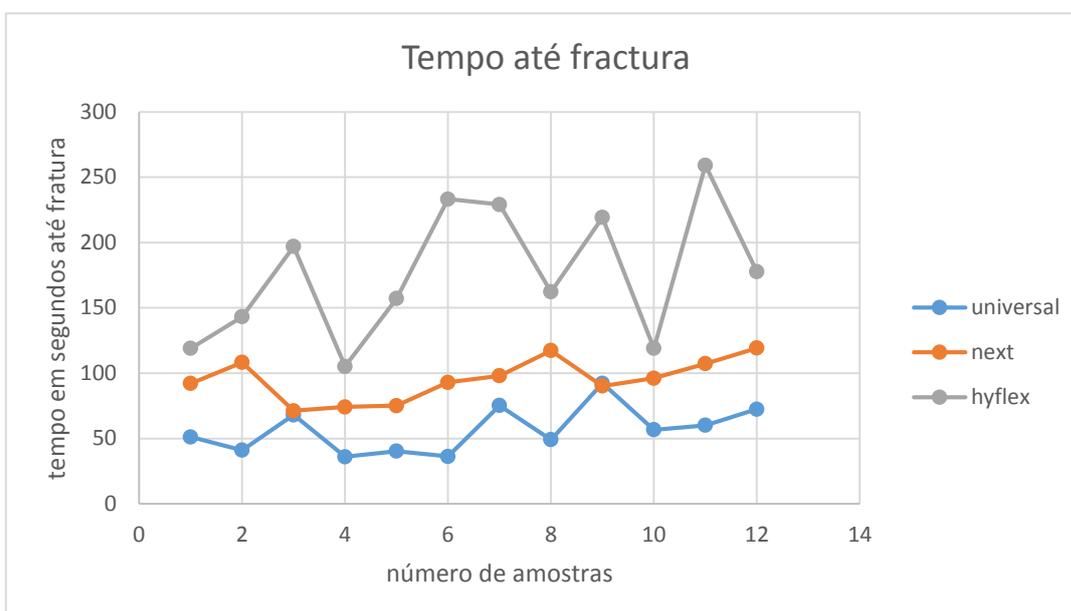
Tabela II: Tempo médio (em segundos) até fratura dos três sistemas. IC- Intervalo de confiança para a média

	Média	Desvio Padrão	I.C. 95% limite Inferior	I.C.95% limite Superior
PTU	52,97	13,11	49,97	61,68
Next	93,68	17,11	82,80	104,56
Hyflex	176,77	50,84	144,47	209,07

Tabela III: Diferença entre os três grupos em relação ao tempo.

	<i>Test statistic t</i>	p
PTU-Next	-11,667	0,02
PTU-Hyflex	-23,083	<0,001
Next-Hyflex	-11,417	0,029

Gráfico 2: Tempo em segundos até fratura dos três sistemas.



A estatística descritiva da média do número de ciclos até fratura dos três tipos de limas encontra-se sumariada na tabela IV. A distribuição dos valores de cada grupo pode ser consultada no gráfico de caixas (gráfico 3) e também no gráfico de linhas 4 que ilustra o comportamento de cada amostra por grupo. Neste, concordantemente com o tempo até fratura também para os ciclos foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos: $X^2(2)=30,10$; $p<0,01$. O grupo das limas Hyflex apresentou um *mean rank* de 30,5 estatisticamente superior ao *mean rank* do grupo das limas Next 18,08 e das limas Protaper Universal 6,92. Este último também é estatisticamente inferior ao grupo das limas Next (tabela V).

As limas Hyflex fazem em média mais 1208 ciclos que as Protaper Universal até fratura e mais 1004 que as Next. As limas Next fazem em média mais 203 ciclos até fratura em relação as Protaper Universal. Apesar da superioridade das Hyflex as mesmas apresentam maior heterogeneidade.

Tabela IV: Média do número de ciclos até fratura dos três sistemas. IC- Intervalo de confiança para a média

	Média	Desvio Padrão	I.C. 95% limite Inferior	I.C.95% limite Superior
PTU	264,83	68,57	221,27	308,40
Next	468,38	85,55	414,38	522,73
Hyflex	1473,11	423,65	1203,93	1742,29

Tabela V: Mean rank dos três sistemas.

	Test statistic t	p
PTU-Next	-11,167	0,028
PTU-Hyflex	-23,58	<0,01
Next-Hyflex	-12,417	0,012

Gráfico 3: Distribuição dos valores do número de ciclos até fratura.

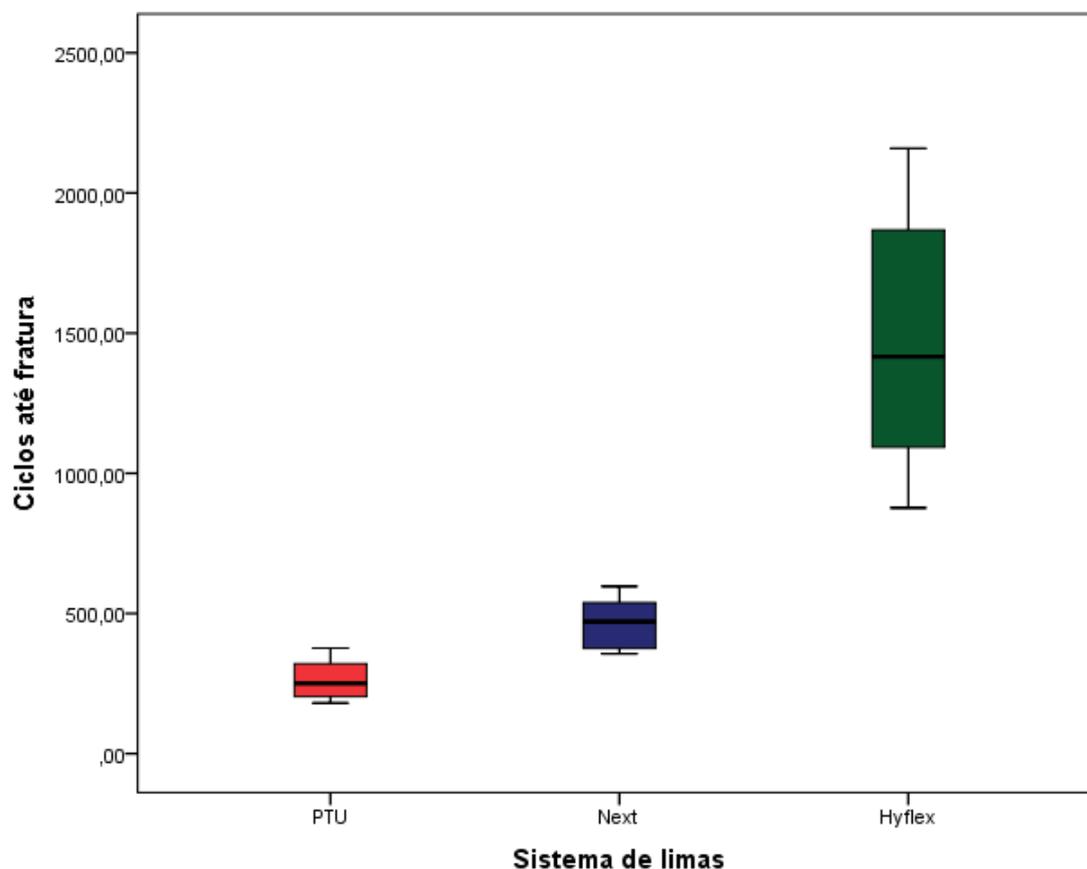
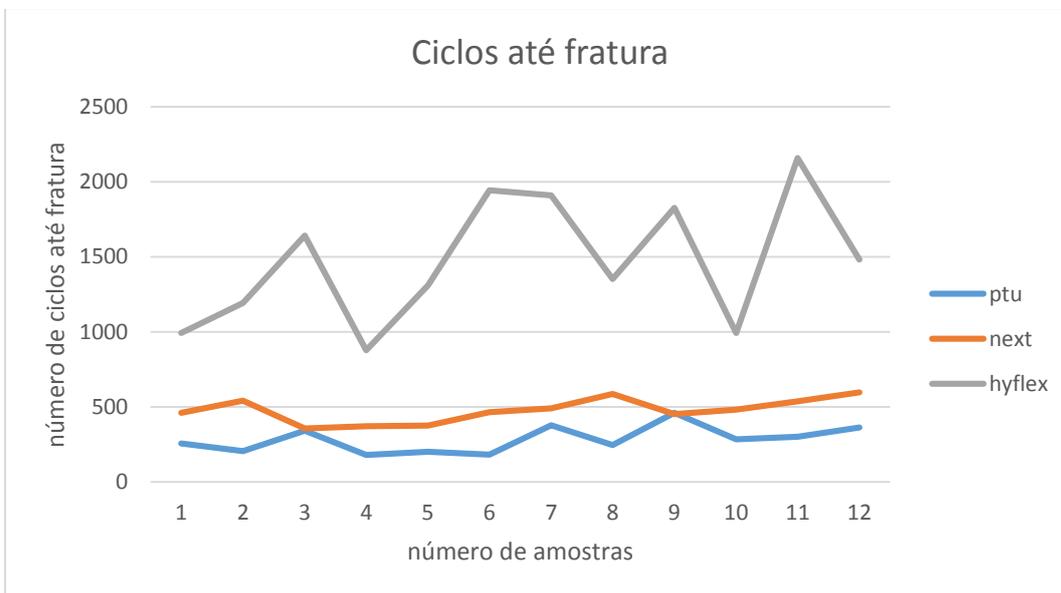


Gráfico 4: Gráfico de linhas do número de ciclos até fratura.



Discussão

A fratura de limas durante o tratamento endodôntico constitui, normalmente, uma grande preocupação para o médico dentista e para o paciente, podendo mesmo ser causa de litígio entre as partes [29].

Apesar de existirem múltiplos fatores responsáveis, a fratura por fadiga cíclica tem sido apontada como uma causa importante uma vez que a utilização de instrumentos rotatórios em canais curvos é comum [15].

Até ao momento, não há nenhuma especificação ou padrão internacional para testar a fadiga cíclica dos instrumentos endodônticos rotatórios [30]. 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 métodos têm sido utilizados para investigar a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de *NiTi* [29-31]. Desde a utilização de tubos 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 recurso à maquinação de um canal através de “electrical-discharge machining” (EDM) em que o diâmetro interno do canal fica com mais 0,2 mm que o instrumento a ser testado, são alguns exemplos referidos na literatura.

Todos estes modelos têm desvantagens associadas, uns mais que outros, que se prendem com a incapacidade de eliminar fatores como propriedades dos materiais, 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 [10, 32].

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 [30].

O dispositivo desenvolvido neste trabalho permitiu fazer uma avaliação comparativa entre os três sistemas, impondo o máximo stresse na região da curvatura do canal a cerca de 4 mm da ponta dos instrumentos. Uma vez que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos em relação ao comprimento dos fragmentos fraturados tudo indica que os mesmos estavam bem posicionados e que foram sujeitos a stresse semelhante em zonas semelhantes. Apesar disso, este modelo na zona terminal do canal não restringia os instrumentos

de uma forma precisa, como se pode observar pela figura 4, isso fez com que o ângulo real descrito pelo instrumento se alterasse ligeiramente figura 5.

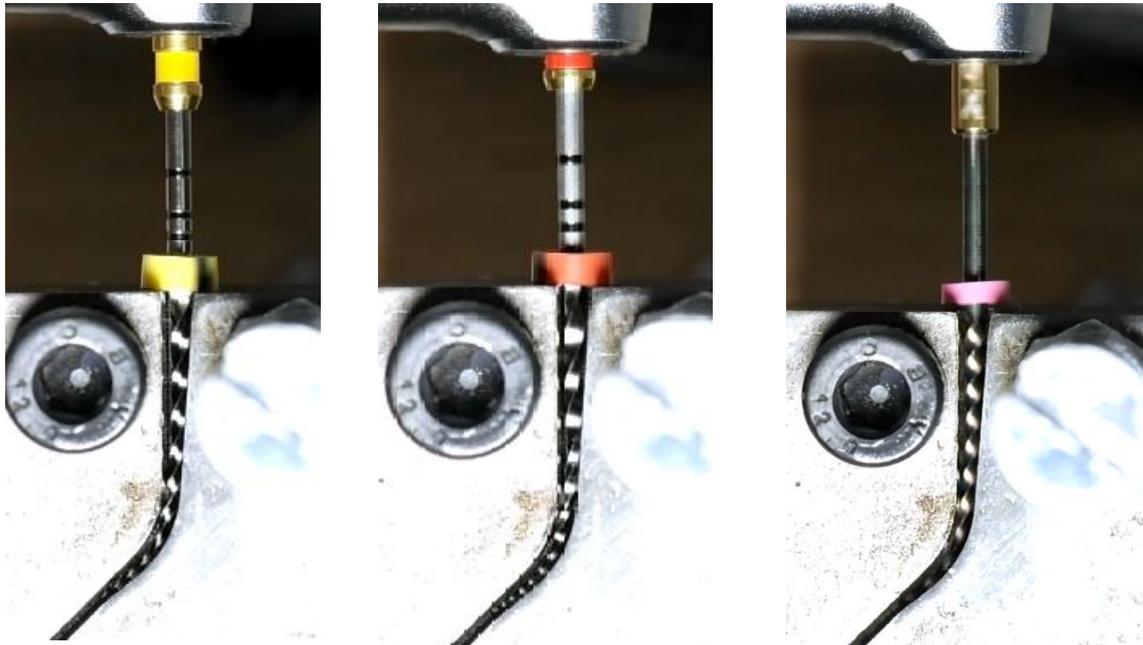


Figura 4: imagem das três limas posicionadas no canal. Da esquerda para a direita: ProTaper Universal, ProTaper Next e Hyflex.

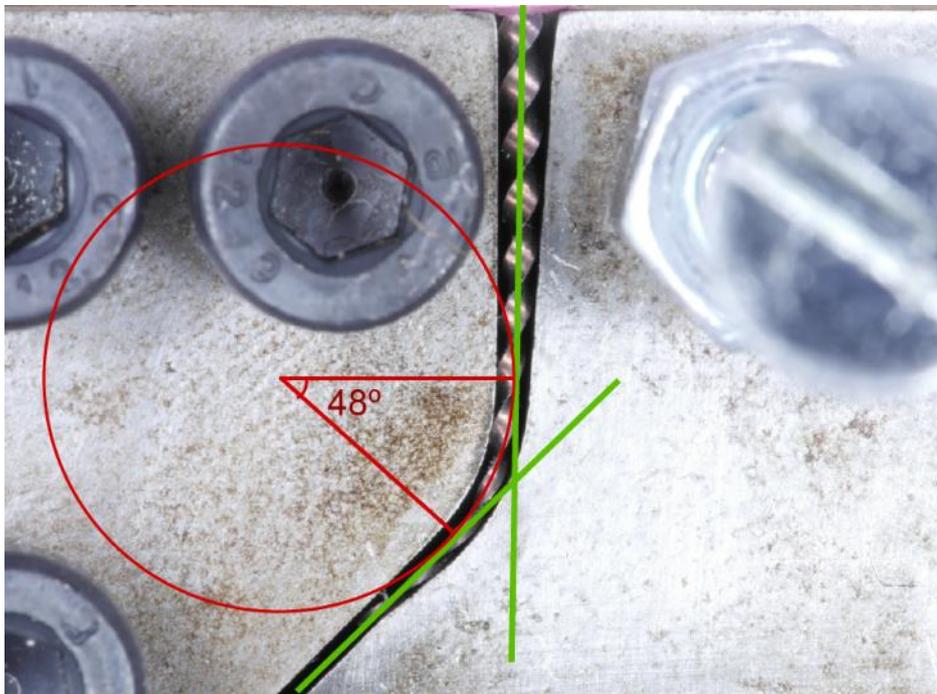


Figura 5 imagem representativa do canal artificial

À semelhança deste estudo, também Peters ^[33], Pongione ^[24] Plotino ^[34] e Capar ^[35] compararam o sistema Hyflex com outros sistemas produzidos com *M-wire* e através dos métodos convencionais tendo chegado à conclusão que o número de ciclos até fratura nas limas Hyflex é superior. O estudo de Shen em 2011 ^[32], foi capaz de avaliar apenas o impacto do método de fabrico através da comparação de instrumentos com o mesmo desenho mas fabricados com CM Wire (TYP CM e NYY CM) ou com *NiTi* convencional (TYP e NYY) demonstrando que o primeiro grupo suportava significativamente mais ciclos até fratura em ambas as curvaturas testadas, 35° e 45°.

Apesar de se saber que o desenho das limas tem alguma influência na resistência à fadiga ^[32], não existe na literatura um consenso se a mesma será ou não significativa. Sendo assim, uma tão grande melhoria demonstrada pelos instrumentos Hyflex será devido sobretudo ao processo de fabrico dos instrumentos que englobam tratamentos térmicos específicos ^[34, 35]. 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 ^[8, 24, 34].

O tratamento térmico quando realizado após a produção do instrumento é capaz de reduzir o stresse 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 ^[34]. Esta característica está associada a melhorias nas propriedades mecânicas que a tornam mais resistente à fadiga cíclica ^[11].

Alguns estudos demonstram que a Hyflex possui valores de flexibilidade elevados ^[8, 24, 32]. Está também descrita a capacidade que este sistema tem de, em alguns casos, recuperar a forma inicial após esterilização desde que os valores de temperatura atingidos superem os valores da temperatura de transformação da liga ^[25, 33].

Em relação ao sistema Protaper Next existem poucos estudos que avaliem a sua resistência à fadiga cíclica. Elnaghy ^[36] verificou que este sistema era equivalente ao Hyflex e significativamente superior ao Protaper Universal justificando esses valores com as diferenças no método de fabrico (*M wire*) e com o movimento serpenteante e rotação descentrada que reduzem os contactos entre a lima e o canal de forma não uniforme. Capar, pelo contrário, obteve menos ciclos até fratura com o sistema ProTaper Next quando comparado com o Hyflex ^[35].

O padrão de fratura das espécies observadas com recurso a MEV corresponde, ao que tudo indica, às características de fratura por fadiga cíclica e vem confirmar o observado noutros estudos. Podem ser distinguidas três zonas (identificadas na figura 6): a zona de iniciação da fenda (indicada pela seta), a zona de propagação da fenda, com estrias ou bandas (área delimitada a amarelo) e por último a zona de fratura final (área delimitada a vermelho). 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 e mesmo dentro de cada grupo testado. Com os repetidos ciclos de tensão/compressão as fendas inicialmente formadas crescem e propagam-se constituindo a zona intermedia ou de propagação caracterizada por “estrias” (marcas de areia). A fratura final ou “fratura rápida” ocorre quando o material já não é capaz de suportar mais ciclos e é caracterizada pelos *dimples*, sinónimo de deformação plástica microscópica [29, 37, 38]

O padrão de fratura das espécies observadas vem de encontro ao descrito na literatura e permite confirmar a superioridade das limas do sistema Hyflex. Estas, normalmente, possuem mais origens de fendas, uma área de propagação maior evidenciada por maior número de estrias e consequentemente uma área de fratura final menor representada pela região de *dimples* [32]. Estas características levam a crer que este sistema de limas, por ser fabricado com CM Wire e possuir, à temperatura ambiente 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 [10].

No decurso da experiência, na fase de remoção do fragmento apical do canal artificial, constatou-se que no grupo das limas Next havia um deslocamento apical acentuado do fragmento. Enquanto que, nos outros dois sistemas, o fragmento após separação encontrava-se normalmente na zona curva do canal. Esta constatação foi confirmada posteriormente aquando a visualização dos vídeos sendo necessários mais estudos para confirmar o seu potencial interesse.

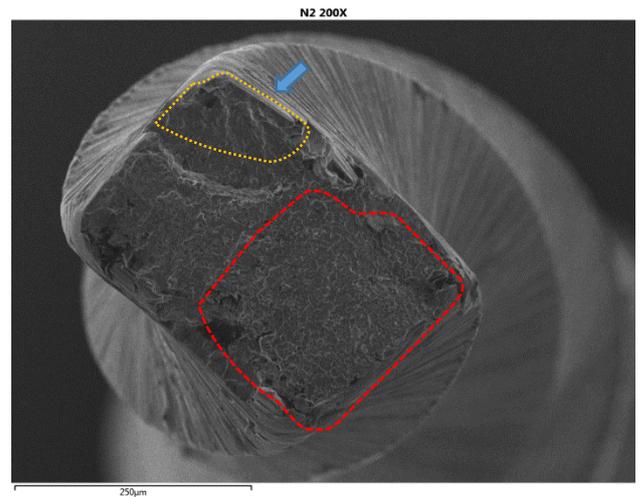
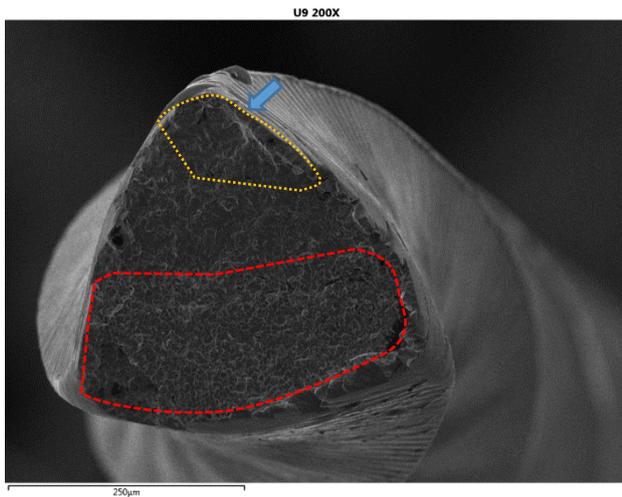


Figura 6: Microfotografia da superfície de fratura da lima ProTaper Universal(esquerda) e da lima ProTaper Nex (direita) com a origem da fenda (seta), zona de propagação (tracejado amarelo) e zona da fratura final (tracejado vermelho)

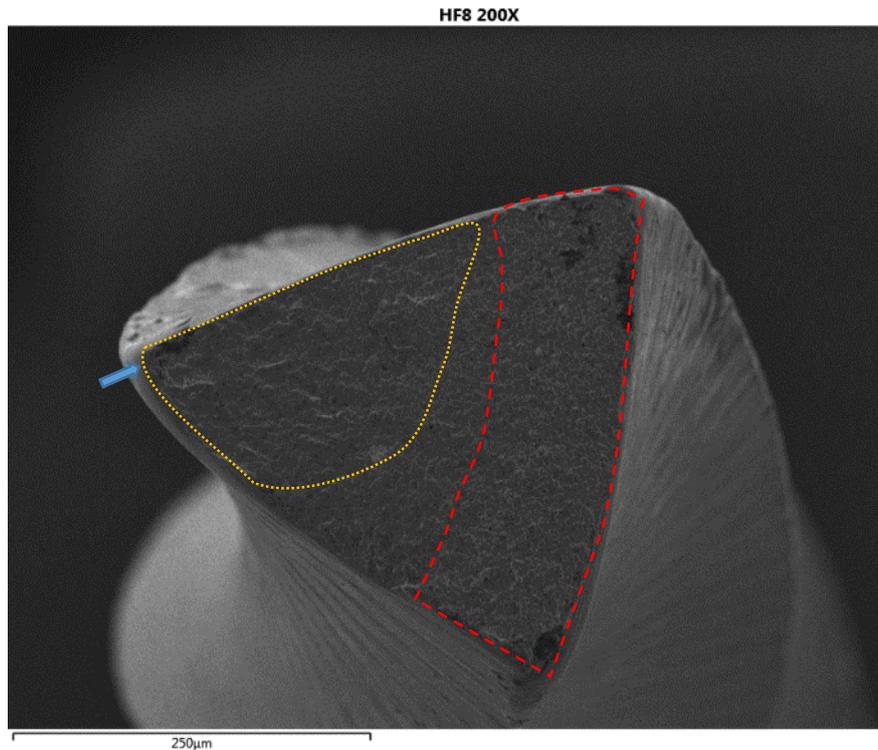


Figura 7: Microfotografia da superfície de fratura de lima Hyflex com a origem da fenda (seta), zona de propagação (tracejado amarelo) e zona da fratura final (tracejado vermelho)

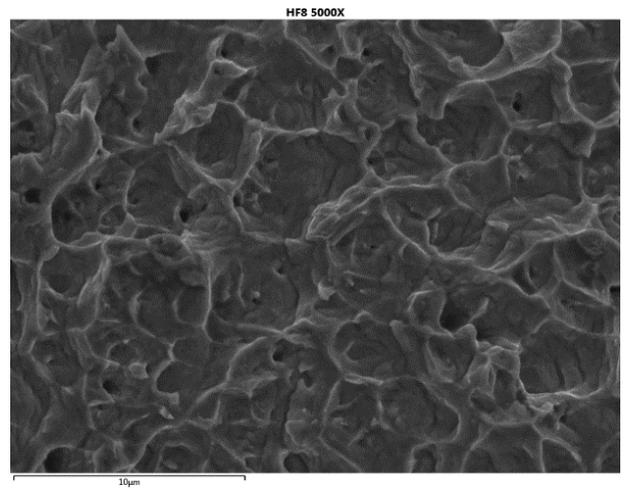
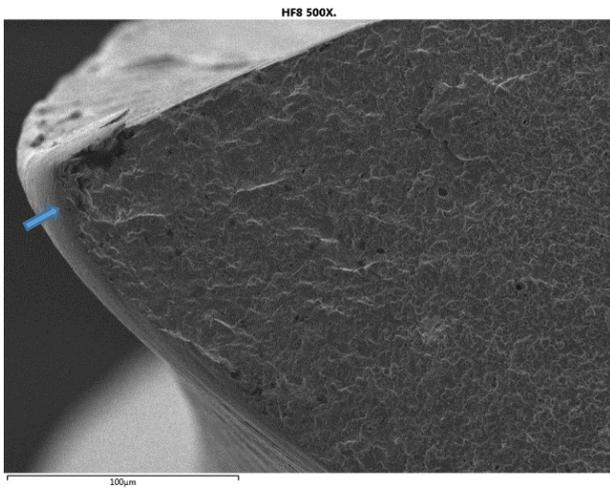


Figura 8: Ampliação da zona de início da fenda e da zona de propagação (esquerda) e ampliação da zona de fratura final com os "dimples" em pormenor (direita).

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 25/0.06 foi significativamente superior em termos de números de ciclos até fratura em relação aos instrumentos Protaper Next 25/0.06 e Protaper F1.
2. O instrumento Protaper Next 25/0.06 foi significativamente superior em relação ao instrumento Protaper F1.
3. Todas as limas observadas em que foi possível realizar a análise da superfície de fratura cederam por fadiga cíclica.

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. Agradeço ainda o exemplo e os ensinamentos que me transmitiram ao longo do curso.

Quero também agradecer à Dra. Ana Messias ao Professor Luis Roseiro pela disponibilidade e por toda a ajuda.

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 recetividade à colaboração entre instituições.

Estou também agradecido às marcas Coltène e Dentsply pelos materiais disponibilizados e que permitiram a realização deste trabalho.

Finalmente quero agradecer à minha família e amigos em particular à Ângela, José Francisco e Ana.

Bibliografia

1. Cohen S, Hargreaves K. Caminhos da Polpa. 2007:290-357.
2. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics* 2013. 2013;29:3-17.
3. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*. 2000;33(4):297-310.
4. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *Journal of endodontics*. 1995;21(4):173-6.
5. Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *Journal of endodontics*. 2010;36(5):904-7.
6. Gluskin AH, Brown DC, Buchanan LS. A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. *International endodontic journal*. 2001;34(6):476-84.
7. 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;45(2):113-28.
8. 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;37(9):1293-5.
9. 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;38(11):1535-40.
10. 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;39(2):163-72.
11. Zhou HM, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics* 2013. 2013;29:42-54.
12. 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;38(1):105-7.
13. Parashos P, Gordon I, Messer H. Factors Influencing Defects of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments After Clinical Use. *Journal of endodontics*. 2004;30(10):722-5.
14. Spili P, Parashos P, Messer HH. The Impact of Instrument Fracture on Outcome of Endodontic Treatment. *Journal of endodontics*. 2005;31(12):845-50.
15. Peng B, Shen Y, Cheung GS, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International endodontic journal*. 2005;38(8):550-7.
16. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis. *Journal of endodontics*. 2010;36(5):775-80.
17. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*. 2000;26(3):161-5.
18. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997;23(2):77-85.
19. Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of endodontics*. 2007;33(1):55-7.

20. 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;25(6):434-40.
21. Inan U, Aydin C, Tunca YM. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2007;104(6):837-40.
22. Ruddle CJ. The ProTaper technique. *Endodontic Topics* 2005. 2005(10):187-90.
23. Ruddle CJ. The ProTaper Advantage: Shaping The Future of Endodontics. *Dentistry Today* 2001;October
24. 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):119-22.
25. Burklein S, Borjes L, Schafer E. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *International endodontic journal*. 2014;47(5):470-6.
26. 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. *International endodontic journal*. 2010;43(2):125-34.
27. Saber SEDM, Nagy MM, Schafer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaperNext, iRace and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *International endodontic journal*. 2014.
28. 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;35(4):555-8.
29. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 2009;16(1):1-26.
30. Shen Y, Cheung GSP. Methods and models to study nickel–titanium instruments. *Endodontic Topics*. 2013;29(1):18-41.
31. 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;35(11):1469-76.
32. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(7):997-1001.
33. 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;45(11):1027-34.
34. 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;102(1):31-5.
35. 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*. 2014.
36. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *International endodontic journal*. 2014.
37. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: Fractographic analysis. *International endodontic journal*. 2007;40(8):619-25.
38. Branco CM. *Mecânica dos materiais*. 4ª Edição ed: Fundação Calouste Gulbenkian; 2006.



Coimbra 2014