



FMUC FACULDADE DE MEDICINA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

Avaliação do Efeito do Hipoclorito de Sódio na Fadiga Cíclica de
Três Sistemas de Limas Utilizadas na Instrumentação Mecanizada

Luís Diogo Martinho Lopes Tavares

Orientador: Professor Doutor João Miguel Marques dos Santos

Coorientador: Professor Doutor Paulo Jorge Rocha da Palma

Coimbra, 2015

Avaliação do Efeito do Hipoclorito de Sódio na Fadiga Cíclica de Três Sistemas de
Limas Utilizadas na Instrumentação Mecanizada

Tavares L.D., Palma P. J., Santos J. M.

Afiliação dos autores

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: ldmartinho23@hotmail.com

Índice

Agradecimentos	5
Resumo	6
Abstract	7
Introdução	8
Materiais e Métodos	14
Resultados	17
Discussão	24
Conclusão	31
Bibliografia	32

Índice de Tabelas e Figuras

Figura 1	15
Figura 2	15
Tabela I	17
Figura 3	17
Figura 4	18
Figura 5	19
Figura 6	19
Tabela II	20
Tabela III	20
Tabela IV	21
Tabela V	21
Figura 7	21
Figura 8	22
Figura 9	23
Figura 10	23
Figura 11	25

Agradecimentos

A realização deste trabalho contou com importantes apoios e incentivos sem os quais não se tinha tomado uma realidade e aos quais não posso deixar de fazer referência.

Aos meus orientadores, Professor Doutor João Miguel Marques dos Santos e Professor Doutor Paulo Palma por todos os conselhos, dedicação e ensinamentos, não só durante a realização deste trabalho mas ao longo destes anos de curso.

À Dr.^a Ana Messias e ao Professor Doutor Luís Roseiro por toda a ajuda e disponibilidade.

Às marcas Coltène/Whaledent e Dentsply pelos materiais disponibilizados que permitiram a realização deste trabalho.

Ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, em nome de toda a Área de Medicina Dentária da Universidade de Coimbra, pela abertura à colaboração entre instituições.

Aos meus colegas de faculdade por estes anos fantásticos que partilhámos e por todas as histórias que irei levar comigo.

Aos meus amigos de sempre, em especial ao Dárcio, à Marta, ao Sete, ao Massas, ao Moésio, à Raquel, ao Gil e ao Pinto por todo o incentivo e principalmente por estarem sempre lá.

A toda a minha família, avós, tios e primos por todo o carinho que sei que têm por mim e por todo o contributo que tiveram no meu crescimento.

Por último, aos meus pais e à minha irmã, por todo o amor, esforço e, muitas vezes, sacrifícios. Sem eles nada disto teria sido possível.

Obrigado.

Resumo

Introdução: A introdução dos instrumentos rotatórios em níquel-titânio, veio possibilitar uma preparação canalar mais progressiva e centrada, bem como reduzir o tempo de instrumentação canalar. Contudo, apesar dos avanços nos métodos de fabrico desenvolvidos, a fratura das limas usadas em endodontia continua a ser uma preocupação clínica real.

Objetivo: Avaliar a resistência à fadiga cíclica de três sistemas de limas endodônticas em níquel-titânio (Hyflex CM, ProTaper Next e Hyflex EDM) após a imersão dinâmica numa solução de hipoclorito de sódio em condições similares às utilizadas na prática clínica.

Materiais e Métodos: Foram selecionadas sessenta limas: vinte ProTaper Next X2 (25/0.06), vinte HyFlex CM 25/06 e vinte HyFlex EDM 25/~ (conicidade variável). Estes três grupos, formados de acordo com o sistema a que pertenciam, foi dividido em dois subgrupos (n=10) diferenciando dois tempos distintos da imersão dinâmica numa solução de hipoclorito de sódio a 3%: um minuto e cinco minutos. A análise da resistência à fadiga cíclica foi realizada num dispositivo dinâmico desenvolvido para este estudo e testada num canal com 45° de ângulo e 5 mm de raio da curvatura.

Resultados: Observaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os três sistemas de instrumentos em relação ao número de ciclos até à fratura. Com os instrumentos HyFlex EDM obteve-se o maior número de ciclos ($p < 0.01$), seguidos pelo grupo da HyFlex CM e, por último, pelo da ProTaper Next. Contudo, entre os dois tempos de exposição ao hipoclorito de sódio não se observaram diferenças estatisticamente significativas relativamente ao tempo ($p = 0.446$) e número de ciclos até à fratura ($p = 0.419$).

Conclusão: Nas condições deste estudo, o sistema HyFlex EDM é o que apresenta maior resistência à fadiga cíclica. O maior tempo de imersão na solução de hipoclorito de sódio não tem influência no tempo e no número de ciclos até à fratura de nenhum dos instrumentos avaliados.

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

Abstract

Introduction: The introduction of NiTi rotatory instruments allows the achievement of a more progressive and centered root canal preparation, along with instrumentation time reduction. Nevertheless, despite the new developments in manufacturing methods, file fracture still remains a real concern for the clinician.

Objective: To evaluate the cyclic fatigue of three different NiTi file systems (Hyflex CM, ProTaper Next and Hyflex EDM, after dynamic immersion in a sodium hypochlorite solution in conditions similar to those encountered in clinical practice.

Materials and methods: Sixty files were selected: twenty ProTaper Next X2 (25/0.06), twenty HyFlex CM 25/06 and twenty HyFlex EDM 25/~ (variable taper). Once divided into 3 groups, according to the instrument system, each one was divided into two subgroups (n=10) according to dynamic immersion in a 3% sodium hypochlorite solution for one minute or five minutes. The analysis of resistance to cyclic fatigue was performed on a dynamic device developed for this study and tested in a 45° angle channel with 5 mm curvature radius.

Results: A statistically significant difference was noted between the three systems in the number of cycles to fracture ($p < 0.01$). EDM HyFlex instruments showed a significant increase in the mean number of cycles to fracture followed by the HyFlex CM group and, finally, by the Next Protaper. No statistically significant differences were observed between the two tested periods of exposure to sodium hypochlorite in terms of total time ($p = 0.446$) and number of cycles to fracture ($p = 0.419$).

Conclusion: In this study conditions, the HyFlex EDM system showed the best fatigue resistance. The increase in file immersion time does not induce significant influence neither in time nor in the number of cycles to fracture of any tested instrument.

Keywords: cyclic fatigue, sodium hypochlorite, Hyflex EDM, Hyflex CM, Protaper Next, NiTi rotatory instruments

Introdução

A preparação canalar tem como objetivo eliminar o tecido pulpar, os restos necrosados, os microrganismos e as suas toxinas do sistema de canais radiculares. Os métodos atuais para alcançar esta meta incluem a instrumentação do sistema de canais radiculares com recurso a instrumentos manuais ou instrumentos rotatórios, coadjuvadas pela antissepsia química promovida pelas soluções de irrigação. No final da preparação o canal deve alcançar uma forma progressivamente cónica, com menor diâmetro apical e o maior em coronário, com as paredes centradas com o trajeto original do canal, por forma a possibilitar a adequada irrigação e obturação final¹.

Até à última década do século passado, os instrumentos endodônticos eram fabricados em aço-inoxidável. Contudo, estes possuem uma alta rigidez que aumenta diretamente com o seu diâmetro. Esta propriedade além de ser um problema na instrumentação de canais com curvaturas acentuadas (pois têm tendência a cortar mais na região convexa da curvatura)², leva a alterações no trajeto original do canal radicular, podendo criar defeitos iatrogénicos como degraus, perfurações, zips e transporte do *foramen* apical³.

No início da década de 60, foi desenvolvida por W. F. Buchler uma liga de níquel-titânio com propriedades únicas de memória de forma e de superelasticidade. Esta liga foi designada de Nitinol, um acrónimo dos seus elementos constituintes: Ni de níquel, Ti de titânio e Nol de Naval Ordnance Laboratory (local onde foi desenvolvida)⁴.

Com o objectivo de reduzir os problemas iatrogénicos na instrumentação de canais radiculares com curvaturas, Walia, em 1988, descreveu o uso desta liga de níquel-titânio no fabrico de instrumentos endodônticos⁵. A introdução destas novas limas, com maior resistência e menor módulo de elasticidade (em comparação com as de aço-inoxidável)⁴, veio possibilitar uma preparação canalar mais centrada, respeitando as curvaturas⁶ e reduzir o tempo de instrumentação⁷.

As ligas de níquel-titânio usadas em endodontia contêm aproximadamente 56% (wt) de níquel e 44% (wt) de titânio, o que resulta numa relação de 1:1 em termos atómicos dos seus componentes principais⁴.

Estas ligas podem existir em duas diferentes estruturas cristalinas dependentes da temperatura: a martensite (a temperaturas mais baixas) e a austenite (a temperaturas mais altas). Tanto a temperatura como o stresse podem provocar alterações na estrutura cristalina destas ligas, o que tem particular importância pois leva a diferenças significativas nas propriedades destas duas estruturas².

A superelasticidade é uma das mais importantes razões para o uso de ligas de níquel-titânio em endodontia. Esta característica resulta de uma transformação reversível da fase austenítica para a martensítica induzida pelo stress⁸. Muitos instrumentos endodônticos em níquel-titânio são usados clinicamente na fase austenítica (1ª e 2ª geração)², contudo quando um stress externo lhes é aplicado, devido ao efeito de torção e de fricção contra as paredes do canal, ocorre uma transformação para a fase martensítica dando origem a um material mais elástico. Esta superelasticidade, tal como descrito anteriormente, permite então que estes instrumentos sigam as anatomias canulares mais complexas, diminuindo o risco de degraus e perfurações⁸.

Outro mecanismo importante é a reorientação martensítica que está relacionada com o efeito de memória das ligas de níquel-titânio⁸. Isto resulta numa capacidade única dos instrumentos de recuperar a sua forma original após grandes deformações através do seu aquecimento⁹.

Devido a estas características, principalmente a superelasticidade, os instrumentos em níquel-titânio podem recuperar completamente de deformações na ordem dos 8% em comparação com um máximo de 1% nos instrumentos em aço-inoxidável⁸.

Com o objectivo de diminuir, ainda mais, o risco de fratura dos instrumentos endodônticos em níquel-titânio, novos processos de fabrico têm sido desenvolvidos, tendo surgido uma nova geração de instrumentos (3ª, 4ª e 5ª geração). Exemplos disso são o M-wire e o CM-wire, que possuem uma estrutura que inclui a martensite, ao contrário dos instrumentos convencionais em que a estrutura é totalmente austenítica².

Apesar de tudo isto, a fratura das limas usadas em endodontia continua a ser uma real preocupação¹⁰. Contudo, a incidência da fratura varia muito entre estudos, estando descritas incidências entre 0.39% e os 20%^{11, 12}, pelo que é de suma importância perceber quais as causas que as motivam.

Existem vários factores que podem influenciar o potencial de fratura das limas em níquel-titânio: instrumentos usados têm uma maior potencial de fratura do que os instrumentos novos e quando usados com torques e velocidades elevadas são, também, mais susceptíveis à fratura¹¹. Contudo, a maioria dos casos a fratura acontece devido a um uso incorreto ou a uma sobre-utilização dos instrumentos endodônticos e ocorre principalmente no terço apical do canal¹².

Vários protocolos têm sido sugeridos em caso de fratura dos instrumentos no interior do sistema canal. Inicialmente propunha-se a não remoção do fragmento e a

preparação canalar apenas da região coronal ao fragmento. Mais tarde duas outras técnicas foram propostas: a primeira consiste no *bypass* do fragmento e a sua incorporação na obturação canalar e a segunda na remoção do fragmento por técnicas não-cirúrgicas ou mesmo cirúrgicas. Contudo, a remoção do fragmento resulta, inevitavelmente em perda de estrutura dentária e eventualmente em perfuração. Desta forma, é importante avaliar o risco relativo do efeito da manutenção do fragmento ou da sua remoção no prognóstico do tratamento¹³.

Apesar de estudos anteriores referirem que a presença de um fragmento retido no sistema de canais pode ter influência no prognóstico (principalmente em casos com lesões periapicais pré-existentes), os estudos mais recentes indicam que a sua presença não tem uma influência significativa no prognóstico de tratamentos endodônticos não-cirúrgicos, sendo a lesão periapical pré-existente a determinante que influencia verdadeiramente o prognóstico¹².

A fratura dos instrumentos rotatórios pode ocorrer devido a dois fatores: por torsão e por fadiga cíclica. A fratura por torsão acontece quando a ponta (ou qualquer outra zona do instrumento) se encontra bloqueada no canal enquanto o resto do instrumento continua a rodar, o que leva a que o metal exceda o seu limite elástico e apresente sinais de deformação seguida de fratura¹⁰. Já a fratura por fadiga cíclica é causada pelas curvaturas do sistema canalar e é, provavelmente, a principal causa de fratura dos instrumentos rotatórios usados em endodontia. Esta acontece devido a repetidas forças de tensão e compressão localizadas sobre uma zona específica. A metade do instrumento que se encontra no exterior da curvatura está sujeita a forças de tensão, enquanto a metade que se encontra no interior da curvatura sofre forças de compressão. Cada rotação do instrumento no interior de um canal curvo representa ciclo completo de tensão-compressão¹⁴. A fratura ocorre próximo do ponto médio do comprimento do arco, que corresponde à região de máxima curvatura radicular, onde as forças a que o instrumento está sujeito são maiores^{10, 15}.

Enquanto nos casos de fratura por torsão as limas apresentam defeitos visíveis antes da fratura nos casos em que acontece por fadiga cíclica estes defeitos não são visíveis e a fratura acontece subitamente. Desta forma, a inspeção visual não é um método fiável para avaliar os instrumentos de níquel-titânio e assim prevenir a sua ruptura^{10, 14}.

Parâmetros como o tamanho e a conicidade do instrumento, o raio e o ângulo da curvatura têm um efeito significativo no número de ciclos até à fratura¹⁴. O aumento do diâmetro do instrumento na zona de máxima curvatura, o aumento do ângulo da

curvatura e a diminuição do raio da curvatura resultam numa diminuição do tempo até à fratura¹⁴⁻¹⁶.

Outro fator importante que pode diminuir a resistência à fratura por fadiga cíclica ou por torsão é a corrosão, que pode acontecer em contacto com uma solução de hipoclorito de sódio¹⁷.

Várias soluções podem ser usadas na irrigação do sistema de canais radiculares, no entanto, o hipoclorito de sódio é considerado, na actualidade, o *gold standard* para alcançar a dissolução tecidual e desinfeção canalares desejáveis¹⁸. A sua eficácia antimicrobiana deve-se, em grande parte, ao seu elevado pH (pH>11)¹⁹. Contudo, estão também descritos vários problemas nesta solução de irrigação, tais como o seu sabor desagradável, o facto de poder manchar a roupa e ainda a possibilidade de causar lesões nos olhos (em caso de contacto) e provocar necrose tecidual periapical quando a irrigação é feita para além do *foramen apical*^{17, 18}.

Os instrumentos endodônticos encontram-se sujeitos ao efeito do hipoclorito de sódio durante a preparação químico-mecânica, os procedimentos de limpeza, a desinfeção e a esterilização dos mesmos²⁰, pelo que a duração da acção das soluções de irrigação sobre os instrumentos não é constante e o seu impacto necessita de ser clarificado¹⁷. Sabe-se, no entanto, que o efeito corrosivo do hipoclorito de sódio pode ter influência nas propriedades mecânicas dos instrumentos e facilitar os processos que conduzem à fratura²⁰. É, assim, provável que a corrosão ocorra inicialmente, alterando o mecanismo de fratura convencional por fadiga cíclica para uma fratura por corrosão²¹. Os padrões de corrosão envolvem uma remoção seletiva do níquel da superfície, o que pode criar microrugosidades^{17, 18, 22, 23}. Estes defeitos microestruturais criam áreas de concentração do stresse e fissuras que se podem propagar e aumentar a probabilidade de fratura do instrumento^{17, 22, 23}.

Desde o aparecimento dos primeiros instrumentos endodônticos em níquel-titânio que vários progressos têm sido feitos, tanto no *design* como no processo de fabrico, com o objetivo de produzir um instrumento que corte de forma eficaz e que possua resistência à fratura mesmo nas anatomias canalares mais complexas. Estas inovações permitem dividir os sistemas de limas em cinco gerações, cada uma delas apresentando modificações em relação à anterior com o objectivo de melhorar as suas propriedades².

Segundo Haapasalo, podemos dividir a evolução das limas em cinco gerações, sendo um facto que cada uma delas representa modificações com o objectivo de melhorar as suas propriedades².

A primeira lima endodôntica em níquel-titânio foi desenhada por John McSpadden e entrou no mercado em 1992. Apesar destes instrumentos da 1ª geração terem definido a forma como o médico dentista encara a instrumentação canalar, tinham uma propensão significativa para a fratura. Os instrumentos da segunda geração têm como principal inovação o facto de cortarem de forma mais eficaz e de serem necessários menos instrumentos para uma completa preparação canalar. O ângulo entre as lâminas de corte e o eixo longitudinal do instrumento é menor que nas limas da 1ª geração, o que reduz o efeito de rosca durante o uso².

O sistema Hyflex CM faz parte da terceira geração que é caracterizada por melhorias na metalurgia da liga de níquel-titânio². Este sistema é comercializado desde 2011 e é produzido através de uma inovadora metodologia que permite controlar a memória de forma (um complexo tratamento de aquecimento e arrefecimento sequencial)²⁴ e aumentar a flexibilidade²⁵. Os instrumentos deste sistema apresentam uma menor percentagem por peso de níquel (52,1%wt comparativamente com o clássico 55%) e possuem uma secção transversal simétrica com 3 arestas cortantes, exceto a lima 25 com conicidade 0.04 que apresenta uma secção transversal quadrada com 4 arestas cortantes²⁶.

Já os sistemas ProTaper Next e Hyflex EDM são ambos considerados de quinta geração. Os instrumentos desta geração são caracterizados por terem o núcleo de massa descentrado, o que vai criar uma onda mecânica de movimento que viaja ao longo da parte ativa do instrumento. Isto permite um movimento oscilatório, com menor contacto entre a lima e as paredes do canal, diminuindo assim o risco de bloqueio da lima, a compactação lateral de raspas dentinárias e o bloqueio do *foramen* apical².

O sistema ProTaper Next possui uma inovadora secção transversal retangular descentrada que permite à lima ter um movimento serpenteante à medida que avança no canal. Segundo o fabricante isto permite criar um espaço maior para remover os detritos de dentina. Os instrumentos são fabricados com tecnologia M-wire o que os dota de maior flexibilidade e resistência à fadiga cíclica²⁷.

Por último, no sistema Hyflex EDM a principal inovação é o facto de ser produzido através dum procedimento conhecido com *electro-discharge machining* (EDM). Este processo consiste numa descarga pulsátil de corrente elétrica que flui entre o eléctrodo

e a superfície dos instrumentos imersos num meio dielétrico. Esta corrente elétrica derrete parcialmente e promove a evaporação de pequenas porções do material. Desta forma o material é removido superficialmente dando origem a uma superfície isotrópica, com pequenas crateras regularmente distribuídas²⁸.

O objetivo deste estudo passa por avaliar a resistência à fadiga cíclica de três sistemas de limas endodônticas em níquel-titânio (HyFlex CM, ProTaperNext e HyFlex EDM) após a imersão dinâmica numa solução de hipoclorito de sódio em condições similares às encontradas na prática clínica.

A hipótese nula testada é de que não existem diferenças no tempo e número de ciclos até à fratura entre os dois tempos de imersão em hipoclorito, havendo apenas diferenças entre os três sistemas de limas.

Materiais e Métodos

Foram testados três sistemas de limas utilizados na instrumentação mecanizada com diferentes métodos de fabrico: ProTaper Next[®] Files (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), HyFlex[™]CM (Coltène/Whaledente, Allstatten, Switzerland), e HyFlex[™]EDM (Coltène/Whaledent, Allstatten, Switzerland). Destes sistemas foram selecionadas as limas ProTaper Next X2 (25/0.06), HyFlex CM 25/06 e HyFlex EDM 25/~ (conicidade variável).

Foram selecionadas 60 limas e divididas em 3 grupos principais (n=20), de acordo com o sistema a que pertenciam. Cada grupo foi dividido em 2 subgrupos (n=10), diferenciando dois tempos distintos de imersão dinâmica na solução irrigadora Canal Pro NaOCl 3% (Coltène/Whaledente, Allstatten, Switzerland), sendo os tempos escolhidos 1 e 5 minutos.

Cada lima foi posicionada num pequeno recipiente de vidro de forma a que 17 mm da parte ativa do instrumento contacte com a solução de hipoclorito de sódio. A irrigação dinâmica foi realizada com a lima acoplada a um contra-ângulo redutor acionado por um motor endodôntico X-Smart (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) 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. A solução irrigadora foi trocada entre cada instrumento. De seguida as limas foram passadas por água bi-destilada de forma a neutralizar o efeito da solução irrigadora imediatamente após a sua remoção. Por último, foram secas e armazenadas.

Todos os instrumentos foram depois 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 contra-ângulo redutor e por um sistema mecânico para ajuste da posição e fixação do contra-ângulo. 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).

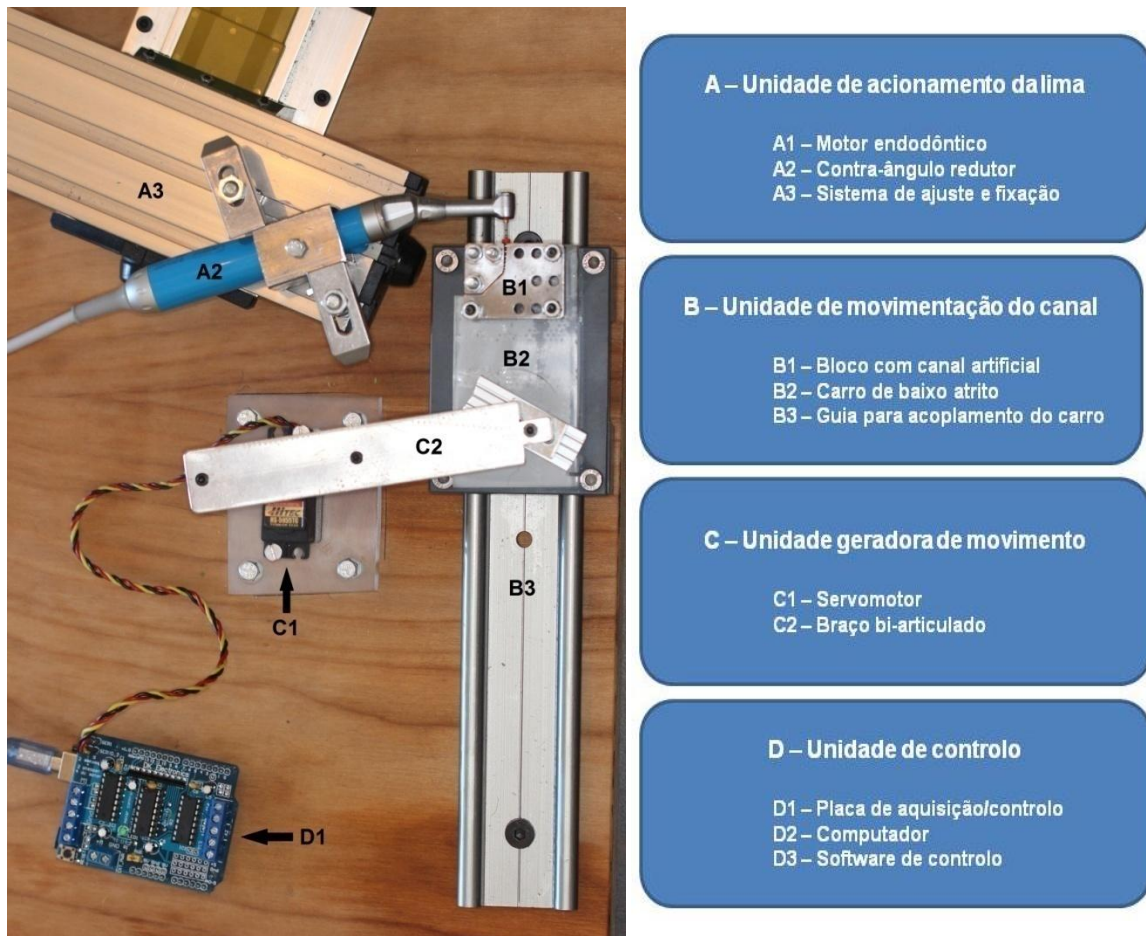


Figura 1: Dispositivo utilizado na experiência e respetiva legenda

Foi utilizado o modelo de um canal artificial desenvolvido num estudo anterior (Figura 2)²⁹. 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 Pruett¹⁴. O centro de curvatura neste modelo situa-se a 5 mm da ponta dos instrumentos.



Figura 2: Modelo 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 ativa 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.

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 até a fratura (detetada visualmente) foi calculado pelo *software* Arduino 1.6.5.

Durante o ensaio, com o objetivo de reproduzir as mesmas condições experimentais e eliminar possíveis erros (como o desgaste do dispositivo), intercalaram-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).

Todos os testes foram gravados em vídeo e 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 a dois fatores, 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 Microscópio Eletrónico de Varrimento (MEV) (Joel XL30 EDAX) para determinar padrões de fratura e o efeito corrosivo da solução de hipoclorito de sódio na superfície das limas.

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

Resultados

A estatística descritiva contendo os valores médios do tempo e número de ciclos até à fratura encontra-se descrita na tabela I e respetiva dispersão de valores nas figuras 3 e 4.

Tabela I: Número de ciclos até à fratura e tempo (em minutos) dos três sistemas de limas – média (desvio padrão)

	ProTaper Next		HyFlex CM		HyFlex EDM	
	1 min	5 min	1 min	5 min	1 min	5 min
Ciclos	1193.00 (184.69)	1172.00 (186.31)	1833.32 (346.33)	1859.17 (307.32)	5182.49 (829.46)	5508.33 (480.89)
Tempo	3.98 (0.62)	3.92 (0.62)	3.67 (0.69)	3.72 (0.61)	10.37 (1.66)	11.02 (0.96)

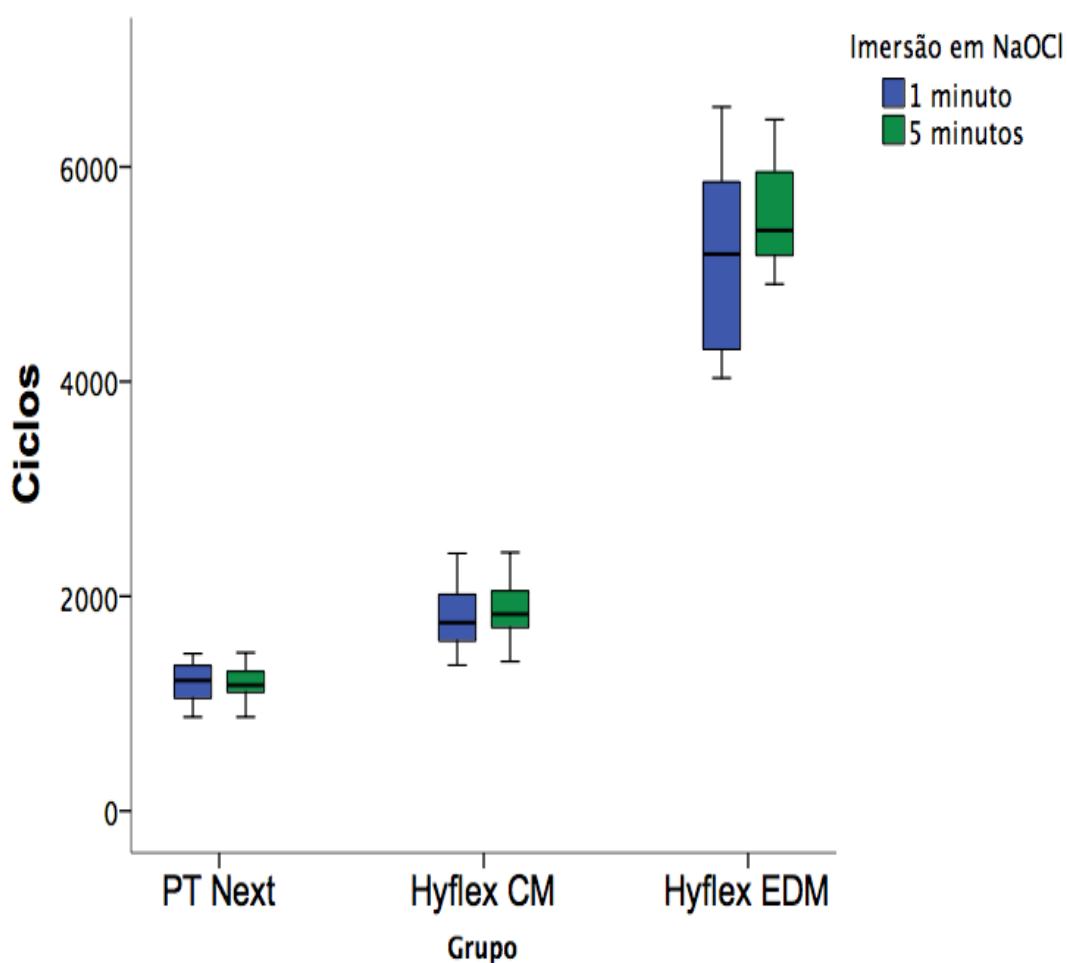


Figura 3: Gráfico de dispersão dos valores do número de ciclos até à fratura.

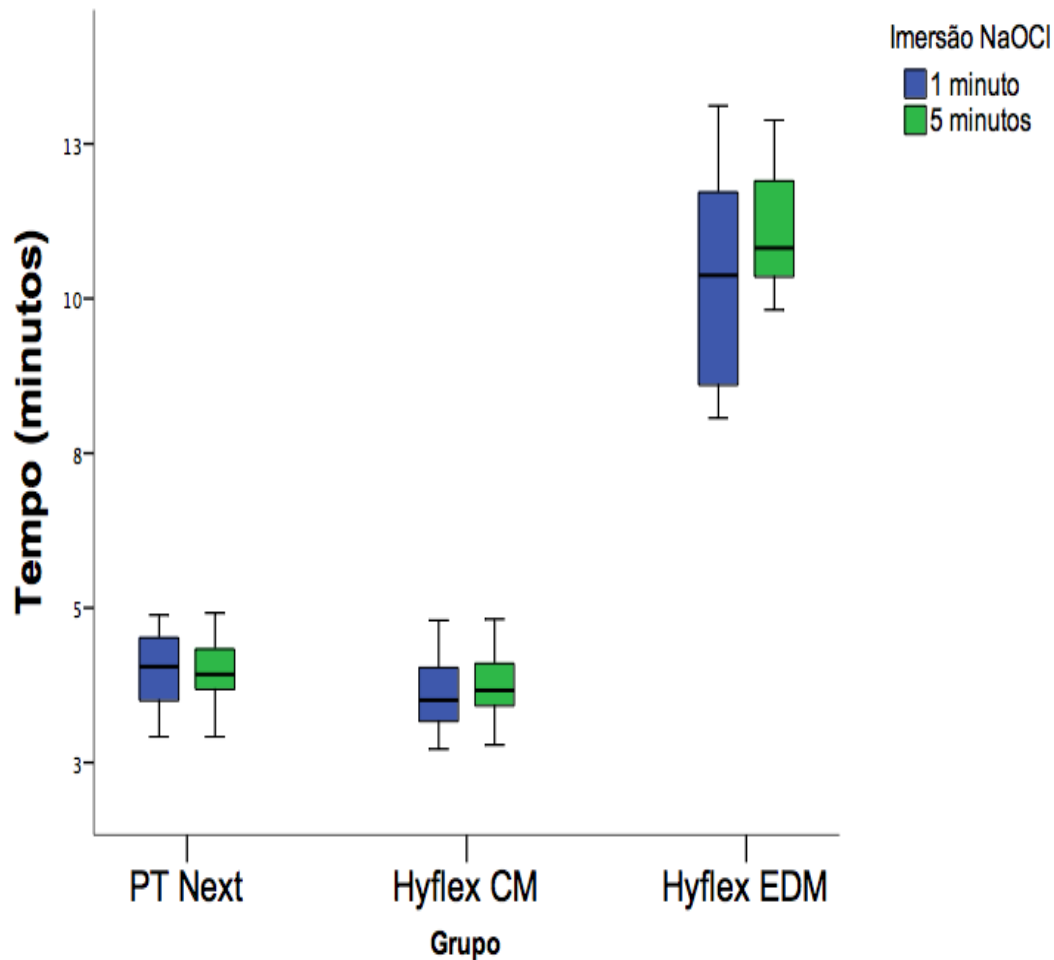


Figura 4: Gráfico de dispersão dos valores do tempo (em minutos) até à fratura

Para determinar o efeito do hipoclorito de sódio no comportamento dos três sistemas de limas foi aplicado um teste de ANOVA a dois fatores. A imersão em hipoclorito de sódio não provocou qualquer tipo de interação relativamente ao comportamento das limas, quer para o tempo ($F(2, 54) = 0.820, p = 0.446$) quer para o número de ciclos até à fratura ($F(2, 54) = 0.884, p = 0.419$), como se pode verificar nas figuras 5 e 6. Foram apenas detetadas diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas de limas no tempo e no número de ciclos até à fratura: $F(2, 54) = 356.95, p < 0.01$ e $F(2, 54) = 499.22, p < 0.01$ respetivamente.

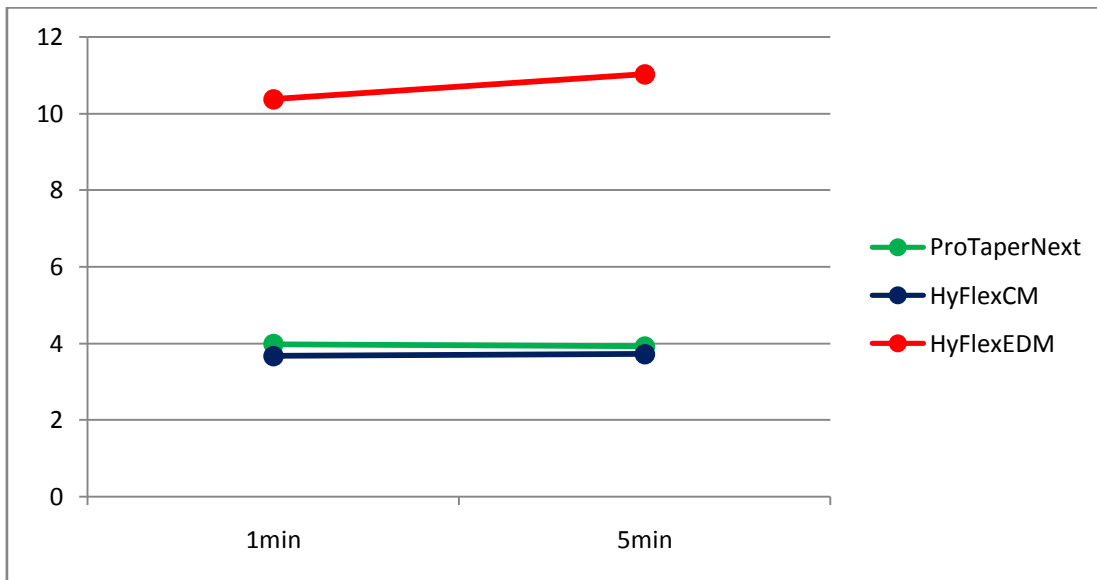


Figura 5: Comparação dos valores de tempo até à fratura (em minutos) entre os dois tempos de imersão em hipoclorito de sódio.

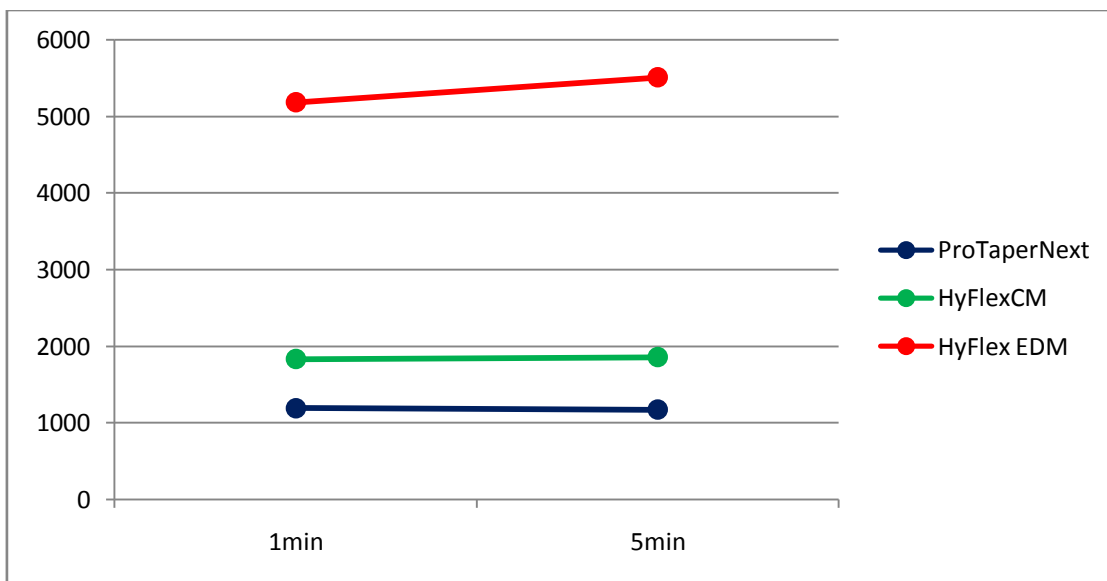


Figura 6: Comparação dos valores de ciclos até à fratura entre os dois tempos de imersão em hipoclorito de sódio.

Assim, considerando 20 limas por grupo (excluindo a divisão pelos tempos de hipoclorito de sódio), as comparações par a par com correção de Bonferroni indicam que todos os grupos são diferentes entre si no número de ciclos até à fratura, apesar de as ProTaper Next e as HyFlex CM apresentarem valores semelhantes em relação ao tempo até à fratura (tabelas II e III). O grupo das limas HyFlex EDM demora entre 6 a 7 minutos a mais e cerca de 3500 a 4200 ciclos até à fratura do que os restantes sistemas de limas.

Tabela II: Diferença entre os três grupos em relação ao tempo até à fratura

	Diferença Média	Erro Padrão	P
HyFlexCM-PTN	-0,25750	0,29557	>0.05
HyFlexEDM-PTN	6.74083 [*]	0,29557	<0.01
HyFlexEDM-HyFlexCM	6.99833 [*]	0,29557	<0.01

Tabela III: Diferença entre os três grupos em relação ao número de ciclos até à fratura

	Diferença Média	Erro Padrão	P
HyFlexCM-PTN	663.7450 [*]	141,1645	<0.01
HyFlexEDM-PTN	4162.9100 [*]	141,1645	<0.01
HyFlexEDM-HyFlexCM	3499.1650	141,1645	<0.01

Também no que toca ao comprimento médio dos fragmentos gerados (tabela IV) não se verificou qualquer interação da imersão em hipoclorito de sódio ($F(2, 54) = 0.448$, $p = 0.641$). Todavia os três grupos apresentaram diferenças entre si ($F(2, 54) = 40.99$, $p < 0.01$), sendo os fragmentos das limas ProTaper Next cerca de 1.6 mm inferiores aos dos restantes grupos (tabela V). Na figura 7 é possível observar a respetiva dispersão de valores.

Tabela IV: Tamanho dos fragmentos (em milímetros) dos três sistemas de limas – média (desvio padrão)

	ProTaperNext		HyFlex CM		HyFlex EDM	
	1 min	5 min	1 min	5 min	1 min	5 min
Ciclos	3.88 (0.21)	3.52 (0.28)	5.34 (1.05)	5.37 (0.85)	5.43 (0.62)	5.33 (0.62)

Tabela V: Diferença entre os três grupos em relação ao tamanho dos fragmentos

	Diferença Média	Erro Padrão	P
HyFlexCM-PTN	1.655	0.212	<0.01
HyFlexEDM-PTN	1.677	0.212	<0.01
HyFlexEDM-HyFlexCM	0.022	0.212	>0.05

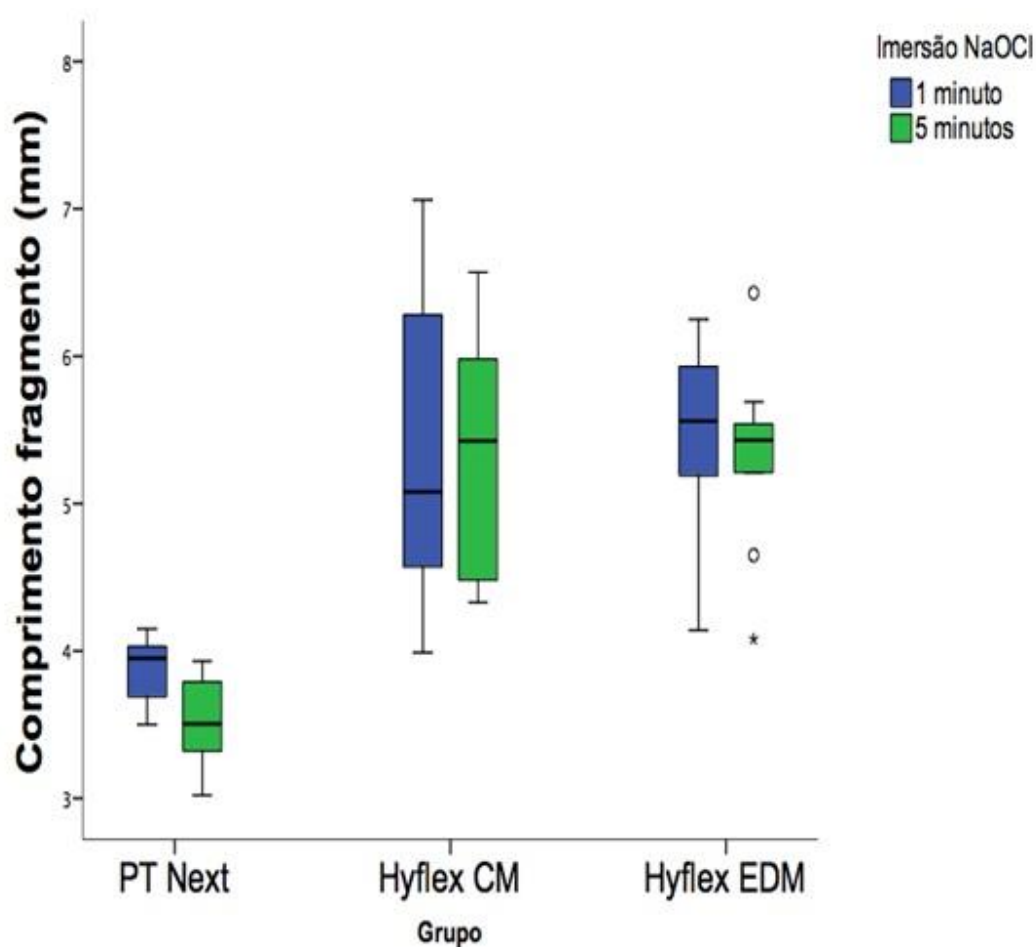


Figura 7: Gráfico de dispersão dos valores do tamanho do fragmento (em milímetros)

A análise da zona de fratura com recurso a MEV, permitiu identificar um padrão de fratura típico de fadiga cíclica em todos os grupos (figura 8). Distinguindo-se a zona inicial da fenda, a zona de propagação da fenda e zona de fratura final. Nesta última é ainda possível observar os *dimples* (figura 9).

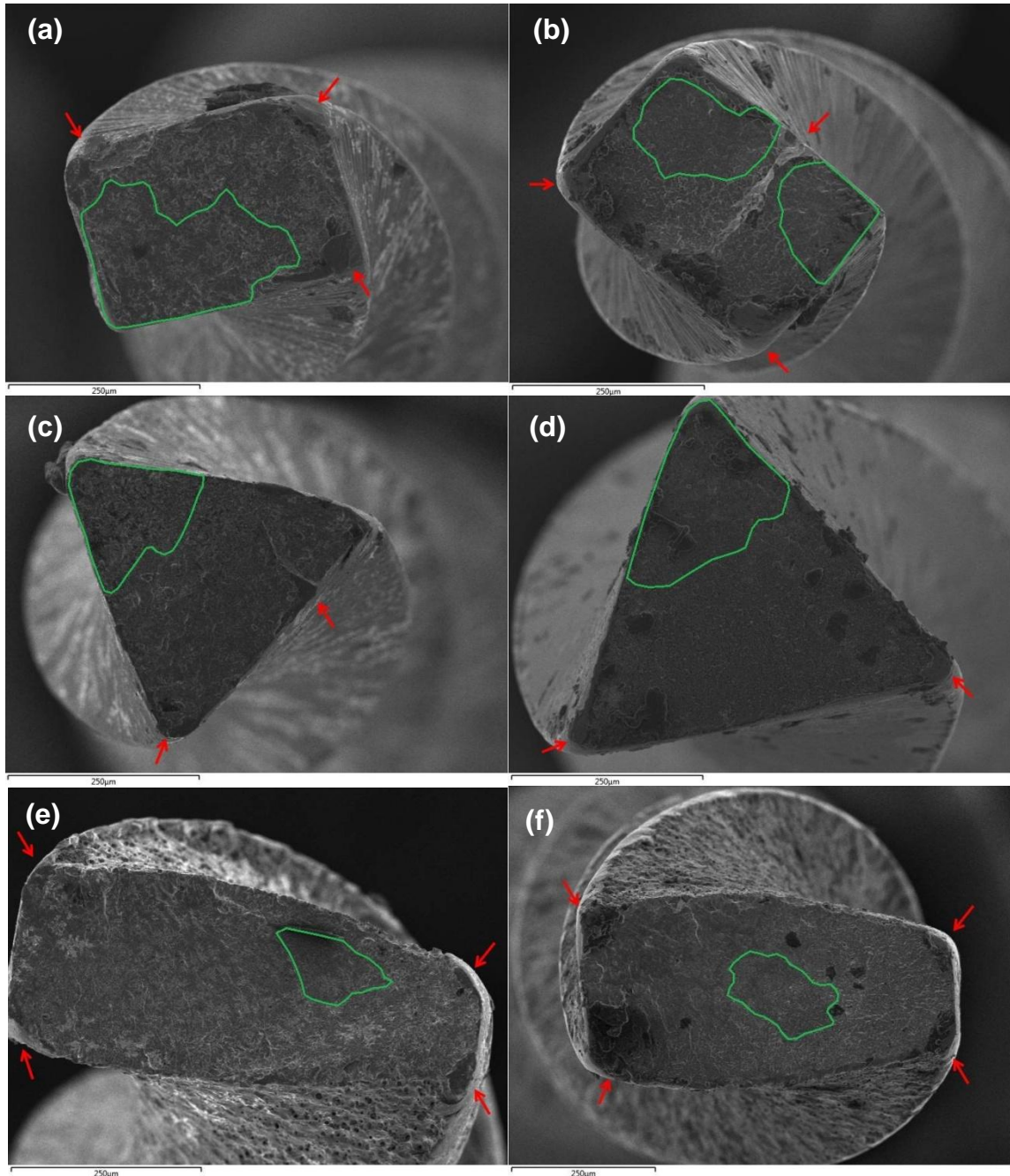


Figura 8: Imagens obtidas com recurso a MEV da zona de fratura dos instrumentos após o teste de fadiga cíclica. É possível observar a zona inicial da fenda (setas vermelhas) e a zona de fratura final (delimitada a verde). (a) ProTaper Next, 1 min. NaOCl; (b) ProTaper Next, 5 min. NaOCl; (c) HyFlex CM, 1 min. NaOCl; (d) HyFlex CM, 5 min. NaOCl; (e) HyFlex EDM, 1 min. NaOCl; (f) HyFlex EDM, 5 min. NaOCl.

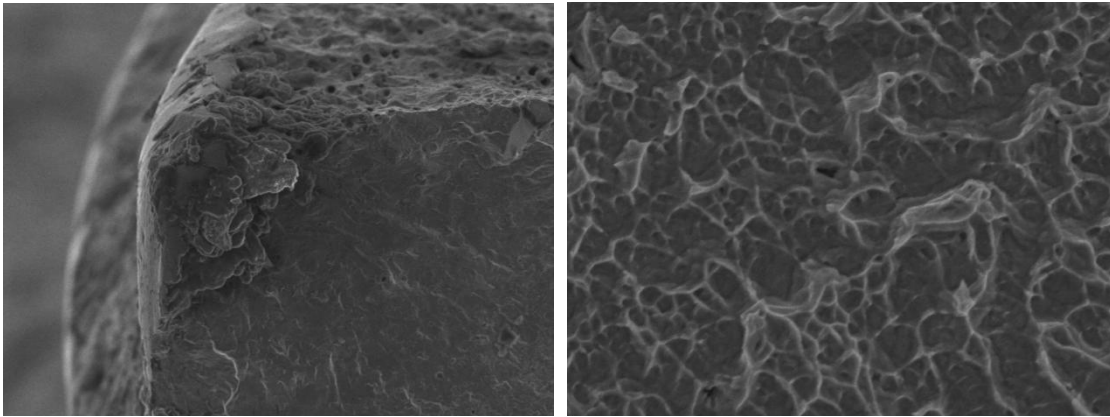


Figura 9: Ampliação da zona de início da fenda e da zona de propagação (esquerda) e da zona de fratura final com os *dimples* em pormenor (direita).

A análise das imagens obtidas com MEV da superfície dos instrumentos permite constatar as alterações superficiais nos instrumentos sujeitos a 5 minutos de hipoclorito de sódio (figura 10). Neste último grupo é possível identificar alguma corrosão superficial sob a forma de crateras na parte exterior dos instrumentos. Nos instrumentos que foram sujeitos a apenas 1 minuto de hipoclorito de sódio, assim como em instrumentos que não foram sujeitos nem à solução de hipoclorito de sódio nem ao teste de fadiga cíclica, não há qualquer sinal de corrosão superficial.

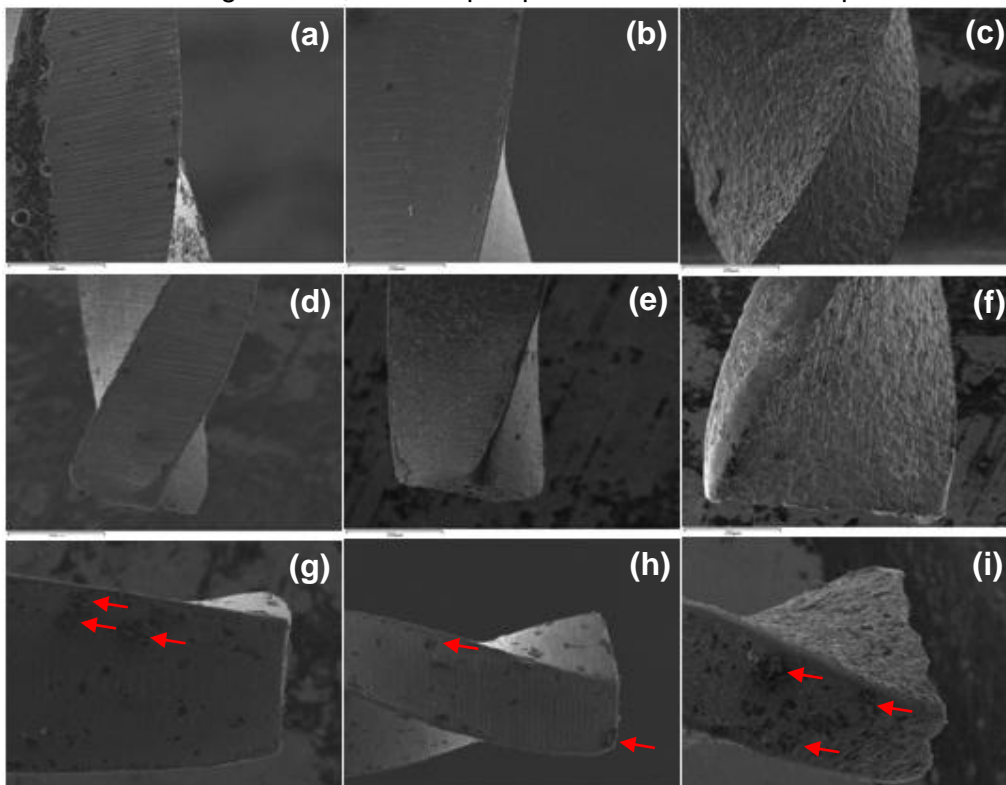


Figura 10: Imagens obtidas com recurso a MEV da superfície dos instrumentos. Nas limas sujeitas a 5 minutos de hipoclorito de sódio é possível identificar zonas de corrosão superficial (setas vermelhas). (a, b, c) Instrumentos novos ProTaper Next, HyFlex CM e HyFlex EDM respetivamente; (d, e, f) 1 minuto NaOCl ProTaper Next, HyFlex CM e HyFlex EDM respetivamente; (g, h, i) 5 minutos NaOCl ProTaper Next, HyFlex CM e HyFlex EDM respetivamente.

Discussão

Apesar dos avanços no processo de fabricação dos instrumentos endodônticos, a fratura de limas no interior do sistema canalar durante o tratamento endodôntico continua a ser uma grande preocupação, tanto para o médico dentista como para o paciente, podendo mesmo ser causa de litígio entre os dois³⁰.

A repetida fadiga cíclica a que a liga metálica está sujeita aquando da instrumentação de canais curvos parece ser o mais importante fator na fratura dos instrumentos rotatórios¹⁴.

Até à data, não há nenhuma especificação ou padrão internacional para testar a fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios, sendo que o modelo ideal consistiria na instrumentação de dentes naturais com curvaturas radiculares. Contudo, nesse modelo, o dente apenas poderia ser usado uma vez e a forma canalar iria ser alterada durante a experiência, tornando impossível a padronização das condições experimentais³¹. Devido a esta impossibilidade, vários dispositivos e métodos têm sido descritos na tentativa de simular a rotação do instrumento com uma curvatura para determinar o tempo e o número de rotações efetuadas pela lima até à sua fratura. A utilização de tubos de metal curvos, o conjunto de bloco e cilindro sulcado, rotação contra um plano inclinado, imposição de uma curvatura através de um sistema de três pinos e a maquinação de um canal através de *electrical-discharge machine* em que o diâmetro do canal fica com mais 0.1 mm que o diâmetro do instrumento, são alguns dos exemplos referidos na literatura³⁰⁻³².

Idealmente o dispositivo usado nos testes de fadiga cíclica deve confinar a lima numa trajetória precisa, tanto em termos de ângulo e raio da curvatura como em relação à posição da região da máxima curvatura, de forma a permitir analisar o verdadeiro impacto destes fatores³².

No entanto, todos estes modelos apresentam desvantagens que se prendem com a impossibilidade de eliminar fatores que podem influenciar os resultados, como as propriedades dos materiais e o desenho e a dimensão dos instrumentos que são específicos de cada marca. Estas limitações dificultam a quantificação do efeito de cada variável no comportamento do instrumento rotatório quando sujeito a fadiga cíclica³³.

O dispositivo usado neste estudo, sendo um modelo dinâmico que induz um movimento axial, não só garante uma melhor simulação de uma situação clínica como

aumenta o “tempo de vida” dos instrumentos rotatórios, em comparação com os modelos estáticos, uma vez que o stresse causado pela curvatura é distribuído ao longo da região apical do instrumento e não apenas num único ponto^{34, 35}.

Este dispositivo permitiu, ainda, fazer uma avaliação comparativa entre os três sistemas de limas. Para isso, o stresse máximo foi induzido na zona da curvatura do canal a cerca de 5 mm da ponta dos instrumentos. Entre os grupos das HyFlex CM e das HyFlex EDM não houve diferenças estatisticamente significativas em relação ao comprimento dos fragmentos: a fratura ocorreu na zona da máxima curvatura, onde o stresse a que a lima está sujeita é maior. Contudo os instrumentos do sistema ProTaper Next não fraturaram nesta zona e os fragmentos são em média 1.6 mm mais curtos. Esta diferença pode ser explicada pelo tipo de liga metálica utilizada no fabrico destes instrumentos (M-wire), que não lhe confere uma memória de forma como nos outros dois sistemas. Deste modo, a lima em vez de se adaptar à forma do canal sofre uma deflexão prévia da ponta do instrumento, na zona inicial da curvatura, aquando do movimento de entrada no canal. Além disso, a forma serpenteante e descentrada desta lima podem resultar numa região mais frágil nesta zona.

Foi ainda observado que este modelo não restringia completamente os instrumentos na zona apical, o que resulta numa ligeira alteração do ângulo real descrito pelo instrumento (figura 11).

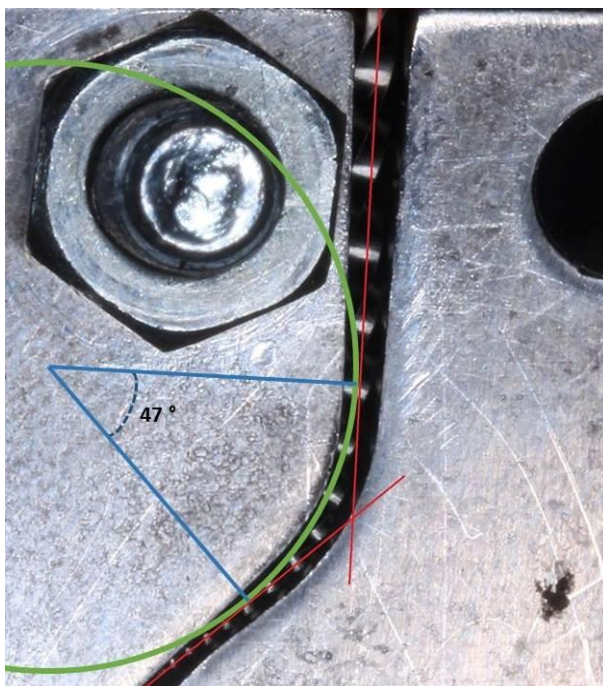


Figura 11: Análise do ângulo descrito pela lima no interior do canal artificial.

Por se saber que o aumento do diâmetro da lima diminui o número de ciclos até à fratura dos instrumentos rotatórios quando usados em canais curvos³⁶, todos os instrumentos escolhidos para este estudo possuíam o mesmo diâmetro na ponta, no entanto a lima utilizada do sistema EDM possui conicidade variável enquanto as dos outros dois sistemas possuem conicidade de 6%.

Existe uma certa controvérsia em relação ao efeito da velocidade de rotação das limas na fratura por fadiga cíclica dos instrumentos em níquel-titânio. Apesar de alguns estudos associarem o aumento da velocidade a um aumento da incidência de fraturas dos instrumentos³⁷, Pruett refere não existir qualquer relação entre o número de ciclos até à fratura e a velocidade de rotação¹⁴. Neste estudo foram usadas duas velocidades diferentes (300 rpm para as ProTaper Next e 500 rpm para ambos os sistemas HyFlex), de acordo com as recomendações do fabricante.

Em relação ao sistema ProTaper Next existem poucos estudos que avaliem a sua fadiga cíclica. Elnaghy verificou que, no que diz respeito à resistência à fadiga cíclica, este sistema apresenta resultados semelhantes aos instrumentos HyFlex CM³⁸. Por outro lado, Capar observou um maior número de ciclos até à fratura com o sistema HyFlex CM quando comparado com o sistema ProTaper Next³⁹.

Neste estudo, quando o termo de comparação é o número de ciclos até à fratura o sistema HyFlex CM apresenta melhores resultados. Tal facto pode ser justificado não só pelo novo processo de fabrico deste sistema (CM-wire)⁴⁰, em que os instrumentos são sujeitos a um tratamento térmico, mas também pela secção transversal do instrumento. Cheung, através de uma análise de elementos finitos demonstrou que os instrumentos com secção transversal triangular apresentam maior resistência à fratura que os instrumentos com secção retangular⁴¹.

Por outro lado, quando se compara o tempo até à fratura nestes dois sistemas não se observam diferenças entre eles. Cheung refere ainda que a temperatura influencia negativamente a resistência à fadiga cíclica e que nos instrumentos utilizados com menores velocidades de rotação há uma maior dissipação do calor, o que pode explicar um maior tempo de vida destes³⁰, levando então a este equilíbrio no tempo até à fratura visto que a velocidade de rotação é menor para o sistema ProTaper Next.

A avaliação do tempo até à fratura pode ser mais relevante clinicamente, contudo a conversão do tempo para número de ciclos até à fratura permite uma mais correta comparação entre os vários sistemas³⁹.

No entanto, em ambos os parâmetros é o sistema HyFlex EDM que apresenta os melhores resultados. Sendo este sistema muito recente não existem ainda estudos independentes que avaliem a fadiga cíclica nestes instrumentos. Uma vez que, tal como o sistema HyFlex CM, é fabricado com CM-wire, a explicação para esta melhoria na resistência à fadiga cíclica parece ser o processo de fabrico com recurso a *electro-discharge machine*, sendo esta a grande inovação em relação aos sistemas anteriores²⁸.

Na tentativa de simular a prática clínica, o protocolo deste estudo incluiu uma imersão dinâmica numa solução de hipoclorito de sódio a 3%, sendo selecionados dois tempos de contacto do instrumento com a solução (1 minuto e 5 minutos). Apenas 17 mm da parte ativa do instrumento são imersos na solução, evitando-se desta forma, o fenómeno de corrosão galvânica. Segundo Berutti, este fenómeno acontece quando a totalidade do instrumento é imersa na solução de hipoclorito de sódio devido à diferente composição da parte ativa e da haste da lima²².

Foram usados pequenos recipientes de vidro para efetuar a imersão dinâmica dos instrumentos rotatórios. Isto pode constituir uma diferença em relação a uma situação clínica, na qual contacta apenas com um pequeno volume de solução de irrigação no interior do canal radicular. No entanto foi selecionado este método com o objetivo de avaliar apenas o efeito da solução de hipoclorito isoladamente, sem qualquer outro potencial fator de confusão na fadiga cíclica do instrumento, como por exemplo a fricção da lima nas paredes do canal.

O objetivo proposto para este estudo, como descrito anteriormente, passava por avaliar a resistência à fadiga cíclica de três sistemas de limas após imersão dinâmica em hipoclorito de sódio, podendo ser encontrados na literatura vários estudos com os quais comparamos os resultados e que corroboram as nossas observações. Haikel *et al* investigaram o efeito da imersão das limas em níquel-titânio durante 12 ou 48 horas numa solução de hipoclorito de sódio a 2.5% e concluiu que esta não afeta as propriedades mecânicas dos instrumentos⁵, mais recentemente Pedullà *et al* com dois estudos em que se submeteram os instrumentos a tempos de imersão mais semelhantes à prática clínica, entre 45 segundos e 5 minutos, chegaram também à conclusão de que a solução irrigadora não reduz a resistência à fadiga cíclica^{17, 42}, Bulem *et al* além da imersão em hipoclorito de sódio a 2.5%, durante 5 minutos, submeteram ainda as limas a vários ciclos de esterilização em autoclave e concluíram, também, que não houve alterações no número de ciclos até à fratura dos instrumentos²³.

No entanto, este continua a ser um tema controverso, e ao contrário dos nossos resultados, vários estudos apontam para uma relação entre o hipoclorito de sódio e a corrosão da liga metálica, associada a uma diminuição da resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios assim testados. O'Hoy *et al* mostraram que a imersão de vários sistemas de limas durante toda a noite numa solução de hipoclorito de sódio a 1% resulta numa redução da resistência à fadiga cíclica⁴³; Berutti *et al* investigaram o efeito da imersão numa solução de hipoclorito de sódio a 5% durante 5 minutos e verificaram um efeito corrosivo que influencia a fratura por fadiga cíclica, especialmente quando a totalidade do instrumento é imersa na solução devido ao fenómeno de corrosão galvânica²²; Peters *et al* avaliaram a imersão dos instrumentos numa solução de hipoclorito de sódio a 5.25% durante 1 ou 2 horas a duas temperaturas diferentes (21°C e 60°C) e concluíram que os instrumentos sujeitos à solução a uma temperatura mais alta exibiam uma redução significativa da resistência à fadiga cíclica²⁰.

Esta discrepância nos resultados observados na literatura pode ser explicada pelos diferentes testes e protocolos de imersão utilizados. Entre estudos são observadas grandes diferenças na técnica de imersão dos instrumentos, podendo esta ser estática ou dinâmica, apenas da parte ativa ou da totalidade do instrumento e variando entre 45 segundos e 48 horas^{5, 17, 20, 22, 23, 42, 43}.

Segundo as condições experimentais deste estudo, pode-se concluir que a imersão dinâmica numa solução de hipoclorito a 3% durante 1 minuto ou 5 minutos não reduz a resistência à fadiga cíclica de qualquer dos três sistemas usados. Este facto pode, eventualmente, ser explicado pelo tipo de análise realizada. O dispositivo usado induz o stresse máximo na zona central da curvatura do canal (cerca de 5 mm da ponta da lima), sendo que se a zona de corrosão se localizar a esse nível o instrumento poderá fraturar precocemente. Contudo, se a região onde se verifica a maior corrosão se localizar numa zona diferente a resistência à fadiga cíclica não é afetada¹⁷.

O padrão de fratura dos instrumentos observados com recurso a microscopia electrónica de varrimento (MEV) corresponde às características típicas de fratura por fadiga cíclica. A análise das imagens da zona de fratura permite identificar três zonas: a zona de iniciação da fenda, a zona de propagação da fenda e a zona de fratura final. A fenda inicia-se na superfície das arestas de corte, sendo o seu número variável. A zona intermédia é caracterizada por estrias que representam a propagação da fenda durante os repetidos ciclos de compressão/tensão, observando-se, assim, uma propagação da fratura desde a zona de iniciação para o centro da secção transversal

da lima. A fratura final ocorre quando o material não consegue suportar mais ciclos e é caracterizada pelos *dimples*, que representam uma deformação plástica microscópica singular^{30, 44}.

O padrão de fratura das limas fabricadas com CM-wire (HyFlex CM e HyFlex EDM) permite confirmar a sua superioridade e estão de acordo com o que tem sido descrito na literatura. Estes instrumentos apresentam, normalmente, um número superior de origens da fenda e uma área significativamente menor da região dos *dimples*, que representa a zona da fratura final (figura 3). Este padrão pode ser explicado pelo facto de estas limas possuírem, à temperatura ambiente, uma estrutura maioritariamente martensítica ao contrário do sistema ProTaper Next, fabricado com M-wire. Assim, para um mesmo nível de stresse, a iniciação da fenda é mais difícil e a propagação da fratura é mais lenta nos instrumentos fabricados com CM-wire, conferindo-lhes uma maior resistência à fratura por fadiga cíclica^{33, 45}.

Ainda assim, a análise do padrão de fratura dos instrumentos HyFlex EDM sugere um mecanismo de fratura ligeiramente diferente do observado nas HyFlex CM. Nas limas do sistema HyFlex EDM observam-se, também, várias zonas de origem das fendas mas estas apresentam uma área de propagação da fenda ainda mais ampla, e apenas uma zona central de *dimples*. Este padrão indica uma propagação da fratura mais lenta e uma sobrecarga final sobre a região central dos *dimples* e na consequente fratura do instrumento²⁸.

Apesar de neste estudo apenas ter sido realizada a análise da superfície das limas com recurso a MEV, sabe-se que esta avaliação pode ser realizada por MEV (microscopia eletrónica de varrimento) ou por MFA (microscopia de força atómica. Enquanto a MFA permite um análise com maior detalhe e a medição direta em todas as três dimensões, permitindo a construção de uma imagem tridimensional da topografia superficial em tempo real; as imagens obtidas por MEV não permitem uma avaliação quantitativa das alterações da superfície⁴⁶.

Dadas as limitações deste método, é possível observar defeitos, na forma de crateras nos instrumentos que foram sujeitos à imersão dinâmica na solução de hipoclorito de sódio durante 5 minutos. Apesar destes defeitos na superfície não houve uma diminuição do “tempo de vida” dos instrumentos, contrariando resultados obtidos por Mohammadi *et al* que referem que os defeitos microestruturais criados pelas soluções de hipoclorito levam ao enfraquecimento da estrutura do instrumento⁴⁷. Por outro lado, Cavalleri *et al* mostraram alterações nos instrumentos do sistema ProTaper quando em contacto com uma solução de hipoclorito de sódio até 10 minutos⁴⁸. A possível

corrosão dos instrumentos rotatórios pelo hipoclorito de sódio continua, assim, a ser um tema que não está ainda clarificado.

No decurso da experiência, aquando da fratura do instrumento, constatou-se que os fragmentos do sistema ProTaper Next tinham tendência a deslocar-se para apical ou mesmo para fora do canal artificial. Nos outros dois sistemas o fragmento mantinha-se na zona da fratura, ou seja, na zona da maior curvatura. Tal facto pode ser explicado pelo efeito *spring-back* evidenciado pelas limas do sistema ProTaper Next. Este efeito consiste na tendência do instrumento voltar à sua forma original quando deixa de estar sujeito ao stresse, ou seja a transformação martensítica causada pelo stresse na zona da curvatura é revertida quando a tensão é eliminada, condicionando um retorno da lima à sua forma original⁴⁹. Nos instrumentos dos sistemas HyFlex CM e HyFlex EDM não se observou este efeito devido ao seu inovador método de fabrico com controlo de memória de forma.

Conclusão

Tendo em conta as condições experimentais e as limitações deste estudo, podem ser retiradas as seguintes conclusões:

1. O instrumento HyFlex EDM 25/~ foi significativamente superior em termos do tempo e número de ciclos até à fratura quando comparado com os instrumentos HyFlex CM 25/06 e ProTaper Next X2;
2. O instrumento HyFlex CM 25/06 foi significativamente superior em termos do número de ciclos até à fratura quando comparado com o instrumento ProTaper Next X2;
3. Nenhum dos instrumentos testados sofreu alteração da resistência à fadiga cíclica após imersão na solução de hipoclorito de sódio a 3%, independentemente do tempo de exposição.

Bibliografia

1. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics* 2005;10(1):30-76.
2. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics* 2013;29(1):3-17.
3. Glosson CR, Haller RH, Brent Dove S, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 1995;21(3):146-51.
4. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33(4):297-310.
5. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 1998;24(11):731-5.
6. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod* 1995;21(4):173-6.
7. 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. *Int Endod J* 2001;34(6):476-84.
8. Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics* 2013;29(1):42-54.
9. 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. *Int Endod J* 2012;45(2):113-28.
10. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-5.
11. Di Fiore PM, Genov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L. Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J* 2006;39(9):700-8.
12. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod* 2005;31(12):845-50.
13. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis. *J Endod* 2010;36(5):775-80.
14. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23(2):77-85.

15. Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod* 2007;33(1):55-7.
16. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25(6):434-40.
17. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod* 2011;37(8):1139-42.
18. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, et al. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Int Endod J* 2013;46(2):155-9.
19. Prasad PS, Sam JE, Kumar A, Kannan. The effect of 5% sodium hypochlorite, 17% EDTA and triphala on two different rotary Ni-Ti instruments: An AFM and EDS analysis. *Journal of Conservative Dentistry : JCD* 2014;17(5):462-66.
20. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2007;33(5):589-93.
21. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38(3):376-80.
22. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J* 2006;39(9):693-9.
23. Bulem UK, Kececi AD, Guldaz HE. Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Appl Oral Sci* 2013;21(6):505-10.
24. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod* 2011;37(9):1293-5.
25. Pongione G, Pompa G, Milana V, et al. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol (Roma)* 2012;3(3-4):119-22.
26. Burklein S, Borjes L, Schafer E. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 2014;47(5):470-6.

27. Saber SE, Nagy MM, Schafer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *Int Endod J* 2015;48(2):131-6.
28. Pirani C, Iacono F, Generali L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2015.
29. Sousa JL, Palma PJ, Santos JM. Avaliação da fadiga cíclica de três sistemas de limas utilizadas em instrumentação mecanizada [Coimbra: Universidade de Coimbra; 2014].
30. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics* 2007;16(1):1-26.
31. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35(11):1469-76.
32. Shen Y, Cheung GSP. Methods and models to study nickel–titanium instruments. *Endodontic Topics* 2013;29(1):18-41.
33. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(7):997-1001.
34. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 2002;28(6):448-51.
35. Oh SR, Chang SW, Lee Y, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109(4):622-8.
36. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30(10):722-5.
37. Khurana P, Khurana KK. Effect of curvature angle and rotational speed on fracture of various Ni-Ti rotary files used in extracted molars. *Journal of Restorative Dentistry* 2013;1(2):49-54.
38. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J* 2014;47(11):1034-9.
39. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J* 2015;41(1):24-8.
40. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, et al. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology* 2014;102(1):31-5.

41. Cheung GSP, Zhang EW, Zheng YF. A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments. *International Endodontic Journal* 2011;44(4):357-61.
42. Pedulla E, Franciosi G, Ounsi HF, et al. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments after immersion in irrigant solutions with or without surfactants. *J Endod* 2014;40(8):1245-9.
43. O'Hoy PY, Messer HH, Palamara JE. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J* 2003;36(11):724-32.
44. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: Fractographic analysis. *Int Endod J* 2007;40(8):619-25.
45. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2013;39(2):163-72.
46. Saglam BC, Kocak S, Kocak MM, Topuz O. Effects of irrigation solutions on the surface of ProTaper instruments: a microscopy study. *Microsc Res Tech* 2012;75(11):1534-8.
47. Mohammadi Z. Sodium hypochlorite in endodontics: an update review. *Int Dent J* 2008;58(6):329-41.
48. Cavalleri G, Cantatore G, Costa A, et al. The corrosive effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium endodontic instruments: assessment by digital scanning microscope. *Minerva Stomatol* 2009;58(5):225-31.
49. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2012;45(11):1027-34.



Coimbra 2015