

I Introdução:

A Endodôncia é uma área da Medicina Dentária reconhecida pela *American Dental Association* (ADA) desde 1963, direccionada para o diagnóstico e tratamento da patologia pulpar e periapical. Tem como objectivo a remoção de microorganismos do sistema de canais radiculares de forma a prevenir ou tratar uma periodontite apical.^{1, 2, 3, 4}

Para um tratamento endodôntico de sucesso é necessário proceder a uma correcta preparação do canal.⁵ Ao longo dos anos foram desenvolvidos vários instrumentos, bem como várias técnicas de instrumentação canal, com o objectivo de aumentar a eficácia e a segurança deste passo do tratamento.^{6,7,8} Esta etapa determina a efectividade dos procedimentos subsequentes, nomeadamente a criação de espaço para a actuação da medicação intracanal e a conformação tridimensional correcta para uma obturação adequada.^{9, 10}

Em 1964, Herbert Schilder descreveu cinco objectivos da preparação canal que ainda hoje permanecem actuais¹¹. Estes objectivos focam os padrões em que deve assentar a instrumentação dos canais:

1. Conformação cónica contínua desde a cavidade de acesso até ao ápice
2. O diâmetro da secção transversal deve diminuir progressivamente em direcção apical
3. A preparação canal deve acompanhar a forma original do canal
4. O *foramen* apical deve permanecer na sua posição original
5. O diâmetro do *foramen* apical não deve ser alterado

Definiu ainda quatro critérios biológicos necessários para obter um tratamento endodôntico de sucesso:

1. A preparação deve encontrar-se confinada ao espaço radicular
2. Não deve ocorrer extrusão de material necrótico para além do ápice
3. Todos os tecidos existentes no espaço canal devem ser removidos
4. Deve ser criado espaço suficiente que permita a colocação de medicação intracanal

A complexa anatomia radicular e a incapacidade relativa do operador em visualizar esta mesma anatomia através de radiografias, limita drasticamente a preparação canal.⁹ Apesar do uso de microscópio cirúrgico durante o tratamento endodôntico, não é possível observar na totalidade a anatomia do terço médio e apical do canal radicular, continuando este facto a limitar o tratamento.

Em 1915 surge o primeiro instrumento endodôntico manual com capacidade de corte, a lima tipo K (Kerr Manufacturing Co.). Elaborado a partir da torção de um fio de aço de secção quadrangular, este instrumento demonstrou ser muito útil na preparação de canais, sendo utilizado com uma cinemática de introdução, rotação de $\frac{1}{4}$ de volta e tracção ⁴.

Dado a susceptibilidade de corrosão do aço de carbono pelo hipoclorito de sódio utilizado durante a irrigação canalar, as limas endodônticas passaram a ser confeccionadas em aço inoxidável.

O aço inoxidável é uma liga de ferro e crómio, podendo também conter níquel, molibdénio e outros elementos, que apresenta características físico-químicas superiores aos aços comuns, sendo a alta resistência à oxidação a sua principal característica. Pode ser classificado como ferrítico, austenítico, martensítico, endurecíveis por precipitação ou duplex, consoante a quantidade dos elementos constituintes da sua microestrutura ¹².

A primeira descrição do uso de instrumentos rotatórios foi feita por Oltramare. O autor descreve o uso de finas agulhas com secção transversal rectangular, que eram introduzidas passivamente nos canais radiculares até ao *foramen* apical e só depois eram colocadas em movimento rotatório. Oltramare indicava que unicamente poderiam ser utilizadas agulhas muito finas de forma a evitar a sua fractura em canais muito curvos. Em 1889, William H. Rollins desenvolveu a primeira peça-de-mão endodôntica para preparação mecanizada dos canais. Utilizava agulhas de forma específica, montadas em peça-de-mão, com rotação de 360°. Para evitar a fractura de instrumentos, a velocidade de rotação era limitada a 100 rotações por minuto (r.p.m.). Nos anos seguintes surgiriam vários sistemas mecanizados baseados em princípios similares, sem grande sucesso¹³.

Em 1928 a empresa austríaca W&H (Bürmoos, Austria) desenvolveu o "Cursor filing contra-angle", que combinava movimentos verticais e rotatórios do instrumento. Na Europa as peças-de-mão endodônticas tornaram-se populares em 1958, comercializadas por W&H – Racer-handpiece e em 1964 surge o Giromatic (MicroMega, Besançon, França). Todos estes sistemas trabalhavam com movimentos muito rígidos dos instrumentos que eram fabricados em aço inoxidável. O médico dentista unicamente poderia fazer variar a velocidade rotacional da peça da mão e a amplitude dos movimentos verticais¹³.

Um período de modificação surgiu com a introdução do Canal Finder System por Levy, permitindo este a combinação de movimentos rotatórios com movimentos longitudinais¹³.

A escolha da técnica/sistema de instrumentação, bem como dos instrumentos a utilizar, encontra-se dependente da anatomia do canal. A importância de uma correcta conformação e desbridamento é enfatizada quando o operador é confrontado com canais muito curvos ou estreitos, nestes canais os instrumentos necessitam ter alguma flexibilidade para serem eficientes¹⁴.

A instrumentação de canais curvos representa um grande desafio da Endodôncia. A maioria dos erros de procedimento que podem ocorrer durante esta etapa, nomeadamente transportes e perfurações, são devidos a características físico-químicas dos instrumentos utilizados¹⁵.

As limas em aço inoxidável apresentam uma rigidez elevada, que aumenta com o tamanho da lima e é responsável pela acção de forças laterais durante a instrumentação de canais curvos. Durante o procedimento, a força estabelecida pelo instrumento para readquirir a sua forma, influencia a quantidade de dentina removida em certas porções do canal. O conseqüente transporte do canal e a formação de zip's e perfurações leva a uma área de instrumentação canalar reduzida, e a uma conformação irregular do canal^{15, 16}.

Na tentativa de diminuir os erros de procedimento ocorridos (*Tabela 1*), são introduzidas no mercado as limas em níquel-titânio (NiTi)¹⁷.

O NiTi foi desenvolvido em 1960 com objectivos militares, sendo depressa introduzido no campo da Medicina Dentária a nível dos fios ortodônticos¹⁸. Os primeiros instrumentos de NiTi na sua versão manual são descritos por *Walia et al*¹⁹. As suas propriedades elásticas, a sua elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade, fizeram com que tivesse um grande impacto em endodôncia nomeadamente na preparação canalar^{8, 13}.

Os dois tipos mais comuns de ligas de níquel-titânio (NiTi) são o Nitinol-55, composto por 55% de níquel e 45% de titânio, e o Nitinol-60, contendo 60% de níquel e 40% de titânio (por peso)^{13, 20, 21, 22}. Ambas são caracterizadas por um baixo módulo de elasticidade e propriedades martensíticas, ou seja, de "memória".

As ligas metálicas de níquel-titânio apresentam um módulo de elasticidade de cerca de 30 GPa, enquanto que as ligas comuns apresentam valores superiores na ordem dos 40 GPa¹⁵. O limite elástico das limas de NiTi é três a quatro vezes superior a dos instrumentos de aço inoxidável¹³.

As propriedades do NiTi resultam da transição austenite para martensite, ou seja, a liga tem capacidade de alterar a sua forma atómica quando sujeita a uma determinada temperatura e stresse, passando de uma forma cristalina austenítica para uma estrutura martensítica – transformação termoplástica induzida por stresse. Esta transformação é um processo reversível^{16, 18, 21, 23}.

Tabela 1 Lista de lesões iatrogénicas que podem decorrer de uma incorrecta preparação canalar^{5, 13}.

Lesões Iatrogénicas	
Zip	O zip resulta da tendência do instrumento em retornar à sua forma original dentro do canal. Resulta num alargamento da preparação na porção externa da curvatura e numa subpreparação da porção interna da curvatura apical. O eixo principal sofre um desvio da sua posição original.
Ombro	Associado ao zip, corresponde à porção canalar estreita no local de curvatura máxima. Resulta do alargamento irregular da porção interna coronária e da porção externa da curvatura apical.
Degrau	O ledging ocorre como resultado da preparação com instrumentos com pouca flexibilidade que possuem ponta cortante. Esta lesão iatrogénica é encontrada na porção externa da curvatura com a forma de uma plataforma, sendo muito difícil de ultrapassar e levando muitas vezes ao bloqueio da parte apical do canal.
Perfuração	A perfuração do canal ocorre particularmente quando são usados instrumentos com pouca flexibilidade e ponta cortante com cinemática de rotação. Estão associadas à destruição do cimento com irritação e/ou infecção do ligamento periodontal.
“Strip perforation”	São resultado de uma sobrepreparação e estreitamento da porção interna da curvatura radicular. Estas perfurações do 1/3 médio estão associadas a destruição do cimento e irritação do ligamento periodontal.
Bloqueio apical	Durante a instrumentação verifica-se a acumulação de restos dentinários ocorrendo perda de comprimento de trabalho, tornando praticamente impossível a preparação da zona apical.
Dano do <i>foramen</i> apical	O <i>foramen</i> apical pode sofrer alterações na sua posição ou aumento do seu diâmetro. Estes factos podem ser consequência de uma determinação incorrecta do comprimento de trabalho, do estreitamento dos canais radiculares e por sobrepreparação do canal. A não existência de um receptáculo apical pode resultar na lesão dos tecidos periapicais, com extrusão de irrigantes ou de materiais de obturação.

Dado à sua superelasticidade, o uso de instrumentos em NiTi demonstrou uma diminuição das forças laterais durante a instrumentação de canais curvos e uma maior resistência à fractura, revelando serem mais seguros na preparação canalar²⁴. Esta sua propriedade tornou ainda possível a existência de limas de maior diâmetro, dado que a elasticidade diminui a conexão entre a secção transversal e a rigidez do

instrumento ¹⁵. O uso de limas de maior conicidade (0.04, 0.06, 0.08, 0.10 e 0.12) permite uma preparação mais cónica do canal, facilitando a irrigação e a obturação, no entanto uma redução mais acentuada de dentina remanescente pode levar à fragilização das raízes ¹⁶.

O uso de instrumentação mecanizada permite ao operador uma preparação canalar eficaz num tempo operatório mais reduzido ^{7, 17, 20, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31}. Os princípios da instrumentação mecanizada foram descritos há mais de 100 anos por Rollins, sendo ainda hoje aplicados na utilização de instrumentos de NiTi.

Comparativamente com o uso manual de instrumentos de aço inoxidável, o uso de instrumentos rotatório de NiTi estabelece um menor número de forças, levando a uma menor incidência de transporte do canal e a uma preparação canalar mais centrada ^{15, 26, 32, 33, 34, 35}.

Actualmente existem vários sistemas rotatórios NiTi comercializados no mercado (*Tabela 2*).

Quando usados em sistema mecanizado, os instrumentos de NiTi são colocados a uma baixa rotação com controlo de binário e possuem uma cinemática de rotação de 360°. Os vários sistemas apresentam alterações a nível das características dos instrumentos, como o ângulo de inclinação das lâminas, os sulcos, o grau de torção e as pontas, que podem ou não ser activas ^{13, 16, 26}.

De acordo com as características físicas do sistema, o médico dentista pode efectuar a preparação no sentido ápice-coroa ou coroa-ápice. De um modo geral, numa primeira abordagem efectua-se um alargamento coronário (“preflaring”) com o objectivo de reduzir as interferências no acesso, no entanto, uma abertura em demasia pode fragilizar a estrutura dentária. A conicidade dos instrumentos utilizados deve ser adequada à preparação tridimensional dos canais pretendida, bem como à técnica de obturação escolhida ^{15, 16, 27, 32}.

As limas de níquel titânio são utilizadas com uma rotação de 360° numa dinâmica de inserção-tracção, com um controlo de binário a baixa velocidade ^{15,16, 34}. A composição do metal, a estrutura e ângulo de deflexão do instrumento e os movimentos executados, influenciam as forças exercidas durante a preparação canalar ¹⁶.

O maior poder de corte é obtido durante a tracção dos instrumentos. Em canais curvos, durante o movimento de tracção, regista-se uma maior capacidade de corte a nível da porção interna da curvatura do canal e no ápice, não conseguindo o operador controlar e distribuir as forças equilibradamente por todas as paredes do canal. Este facto é devido a um conjunto de tensões e de forças a que o instrumento é

sujeito, nomeadamente uma tensão em alavanca com fulcro na convexidade da curva
15, 16 .

Tabela 2 Sistemas rotatórios de NiTi

Sistemas rotatórios NiTi		
	Conicidade (mm/mm)	Fabricante
	0,04	
GT Rotary Files	0,06-0,12	Dentsply Maillefer
	0,12	
Hero 642	0,02	MicroMega
	0,04 e 0,06	
K3	0,04 e 0,06	Sybron Endo
Lightspeed	Sem conicidade	Lightspeed
Mity Roto 360°	0,02	Loser
	0,04	
ProFile Series 29	0,06	Dentsply Maillefer
	0,05-0,08	
ProTaper	Progressiva	Dentsply Maillefer
	0,02	
Quantec	0,03-0,06	Sybron Endo
	0,08-0,12	

Quando os instrumentos utilizados são de níquel titânio, o movimento de tracção é substituído por um movimento de fresagem, resultando uma diminuição nas forças exercidas, levando a um menor transporte do canal, bem como a uma preparação mais centrada. Durante a instrumentação de canais com forma irregular, no 1/3 cervical e médio a porção preparada localiza-se na zona central, permanecendo algumas paredes do canal por instrumentar, no entanto regista-se uma preparação adequada no 1/3 apical ^{15, 16}.

O uso de movimentos de rotação durante a instrumentação reduz a quantidade de material extruído comparativamente com o uso de movimentos de tracção, reduzindo desta forma a probabilidade de dor pós-operatória ^{9, 16}.

Estudos demonstram que apesar das forças aplicadas sobre a dentina durante a deflecção da lima de níquel-titânio serem mais pequenas, a eficácia do uso deste tipo de instrumento é maior comparativamente com os de aço inoxidável ^{13, 16}.

A realização de ciclos de esterilização consecutivos em autoclave leva a uma alteração estrutural das limas de NiTi, levando a uma diminuição da capacidade de corte destes instrumentos. No entanto, não existem evidências que o contacto com o

hipoclorito de sódio durante a irrigação canal ar altere essas mesmas capacidades^{15, 16, 36}.

Os sistemas de NiTi existentes podem apresentar variações a nível da forma das lâminas, dos sulcos e das pontas dos instrumentos. Todas estas características podem influenciar a eficiência de corte. Para uma máxima eficácia as lâminas dos instrumentos devem possuir um ângulo neutro a ligeiramente positivo, de forma a prevenir o seu bloqueio na dentina. Relativamente à forma dos sulcos, quanto mais profundos maior o transporte de resíduos durante a instrumentação e maior a "limpeza" do canal. Muitos estudos indicam que os sistemas NiTi são tão bons ou melhores que os de aço inoxidável na remoção de resíduos dentinários durante a instrumentação^{7, 16}.

Instrumentos com conicidade crescente têm revelado ser mais vantajosos que os cilíndricos, dado que conformam o canal mais facilmente com a sua forma cónica. Quando um sistema é composto por vários instrumentos de conicidades diferentes submetendo uma pequena área do instrumento ao atrito das paredes do canal. Este facto condiciona uma diminuição das forças de torção, diminuindo conseqüentemente o risco de fractura¹⁵.

O problema da fractura de instrumentos está presente em todos os sistemas, quer seja de NiTi ou aço inoxidável. O médico dentista deve proceder à observação dos instrumentos antes e após o seu uso como forma de prevenção. No entanto, muitas das alterações estruturais que fragilizam as limas não são clinicamente visíveis, não devendo o método de inspecção visual ser o único sistema de avaliação^{16, 19}.

Durante a instrumentação canal ar são muitas as forças e tensões exercidas sobre os instrumentos. A preparação de canais com grandes curvaturas leva a que a lima seja sujeita a ciclos repetitivos de tensão-compressão, levando à fadiga do material e possível fractura deste.

A compreensão dos factores que contribuem para a fractura de instrumentos é importante para prevenir a sua ocorrência. Estes incluem a anatomia canal ar, em termos de raio e ângulo da curvatura canal ar, eficiência do operador, velocidade e binário utilizados, número de usos prévios, procedimentos de esterilização, área de secção e forma do instrumento^{13, 17, 24, 37, 38, 39, 40}.

Foram identificados dois modos de fractura dos instrumentos rotatórios de Ni-Ti : (1) fractura por fadiga (2) fractura por torção^{9, 13, 18, 41}.

Num estudo em que se verificou a fractura de 5% dos instrumentos, concluiu-se que 70% destes casos foi devido a fadiga cíclica²². Este tipo de fractura é causada pela fadiga do metal, sendo caracterizada por ser inesperada, não ocorrendo qualquer sinal prévio de deformação da lima (*Fig. 1*). Ocorre devido à repetição ciclos de

tensão/compressão a que o instrumento fica sujeito na região de curvatura máxima do canal ^{16, 18, 19, 23}. A resistência à fractura cíclica é afectada pelo ângulo e raio do canal e pelo tamanho e calibre do instrumento ^{17, 23, 24, 39}.

A fractura por torção surge quando a extremidade do instrumento ou alguma porção sua encrava no canal enquanto a haste da lima permanece em rotação. Quando o binário excede o limite elástico do metal a fractura torna-se uma consequência inevitável ⁴⁰. Instrumentos que fracturam por torção, apresentam muitas vezes sinais físicos específicos, como por exemplo deformação plástica (*Fig. 2*) ^{16, 18, 19, 23}.



Fig.1 Fotografia de um instrumento ProTaper® fracturado por fadiga cíclica.



Fig.2 Fotografia de uma alteração morfológica de uma lima Profile 20/06.

Entende-se por torque a tendência de uma força em rodar a lima em torno de um eixo. O binário aplicado sobre um instrumento vai variar dependendo da estrutura do mesmo e da sua manipulação. Se for efectuado um “preflaring” e a forma do canal for simples o torque gerado será menor.

Tanto a área de secção transversal como desenho da lima influenciam a distribuição das forças, podendo afectar a resistência do instrumento à fractura. Foi descoberto que instrumentos com diâmetros mais elevados sucumbem à fadiga cíclica muito mais cedo que os de pequeno diâmetro ^{19, 23}, e que acumulando um stress interno muito maior.

Enquanto os instrumentos manuais continuam a ser tradicionalmente utilizados, instrumentos rotatórios mecanizados de Ni-Ti e técnicas de preparação específicas oferecem novas perspectivas para a preparação canalar que possuem um grande potencial de colmatar grandes lacunas deixadas pelas técnicas e instrumentos tradicionais¹⁶.

O objectivo deste estudo centra-se na avaliação da eficácia e segurança de dois sistemas rotatórios de NiTi: o sistema ProTaper® (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e o sistema Revo-S™ (MicroMega).

1.1 ProTaper (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland)

As limas Progression Taper – ProTaper® - foram criadas por Pierre Machtou, Clifford Ruddle e John West em Março de 2001, sendo comercializadas pela Dentsply/Maillefer.

Os instrumentos ProTaper® são caracterizados pela sua grande flexibilidade e elasticidade, derivada da sua composição em Ni-Ti, bem como pela sua secção transversal triangular^{27, 42}. Apresenta ângulo de corte ligeiramente negativo e uma ponta guia não cortante. Uma característica singular deste sistema consiste no facto de que cada instrumento combina múltiplas conicidades adaptadas à porção canalar a instrumentar (*Fig. 3*). Segundo o fabricante, todas estas características trazem múltiplos benefícios (*Tabela 3*)⁴³.

Uma série básica da ProTaper® compreende seis instrumentos: três de conformação (“shapping” - SX, S1 e S2) e três de acabamento (“finishing” - F1, F2, F3) (*Fig. 4*). Em 2006, a ProTaper® introduziu no mercado duas novas limas de acabamento F4 (extremidade activa ISO 40) e F5 (extremidade activa ISO 50), para preparação apical^{27, 28}.

Quer as limas de conformação, quer as de acabamento, apresentam uma secção transversal em forma de triângulo equilátero (*Fig. 5*), de arestas arredondadas e de ponta guia inactiva (*Fig. 6*). Diferem no facto de SX, S1 e S2 possuírem os lados do triângulo convexos, contrariamente às de acabamento que os apresentam côncavos. F3, F4 e F5 exigem sulcos a nível da aresta cortante, com o objectivo de aumentar a sua flexibilidade. Instrumentos com este tipo de secção são conhecidos por cortarem muito eficazmente a dentina^{6, 27}.



Fig. 3 Limas S1 e S2 do sistema ProTaper®.

Tabela 3 Características/Benefícios dos instrumentos ProTaper®

Características	Benefícios
Fabricado em Níquel-Titânio: maior resistência, flexibilidade e durabilidade limas rotatórias (accionadas pelo motor): maior rapidez no tratamento, simplicidade do uso, movimento de escovagem (igual ao das brocas Gates), Mandril possui apenas 13mm.	Menor probabilidade de fractura; Permite o trabalho em canais muito curvos e atrésicos; Maior economia; Maior segurança ao profissional; Maior eficiência na instrumentação; Maior durabilidade dos instrumentos; Maior rapidez no tratamento.
Conicidade múltipla num mesmo instrumento: cada lima só trabalha onde é realmente necessário, Permite que o sistema tenha apenas 8 limas, Maior flexibilidade na ponta e maior resistência na base de cada instrumento, Instrumentos mais fáceis de serem retirados em caso de fractura, Requer pouca ou nenhuma recapitulação.	Menor stresse do paciente e do profissional; Menor risco de L.E.R. (Lesão por Esforço Repetitivo); Tratamento sendo realizado em menos sessões (abre espaço para novos pacientes ou para sub-locação da sala) = maior receita; Pode ser usado com facilidade e segurança por clínicos gerais e alunos de graduação; Maior facilidade na aprendizagem da cinemática de trabalho – menor risco de fractura.
Possui arestas cortantes com ângulo helicoidal variável: Maior poder de corte, Espaço adequado para a eliminação de resíduos. Não acontece o efeito enroscamento. Limas electro-polidas: menos imperfeições na superfície da liga, Sistema exclusivo de retratamento.	Maior rapidez no tratamento; Menor stresse do profissional e do paciente; Melhor limpeza; Menor contacto do instrumento com as paredes do canal; Menor risco de fractura.

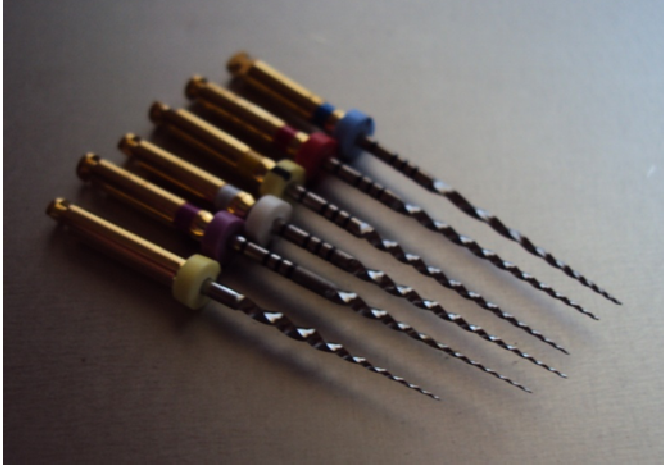


Fig. 4 Série da Protaper® constituída por seis instrumentos: três de conformação (SX, S1 e S2) e três de acabamento (F1, F2 e F3).

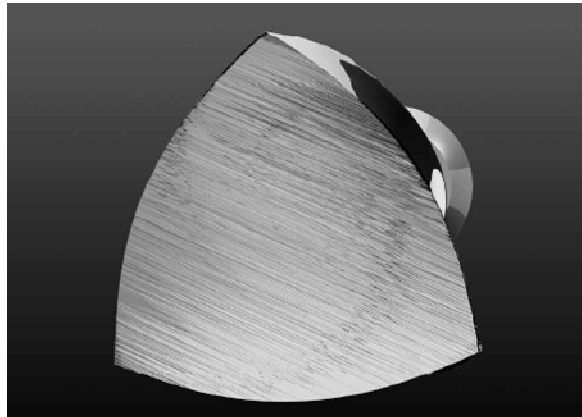


Fig 5 Microfotografia ilustrativa da secção transversal de um instrumento ProTaper®.

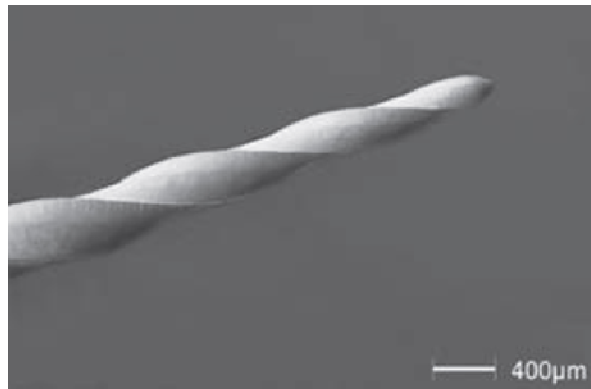


Fig. 6 Microfotografia de microscópio electrónico de varrimento da ponta inactiva de um instrumento ProTaper®.

A lima SX, por muitos considerada uma lima acessória, deve ser utilizada para conformar melhor a porção coronária do canal ⁴⁴.

S1 e S2 (*Fig. 7*) são utilizadas ao comprimento de trabalho, efectuando a preparação do terço coronário e médio (*Fig. 8*). Devem conferir um aumento progressivo da conicidade do canal ^{27, 45}. Estas limas apresentam conicidades crescentes ao longo do seu comprimento, permitindo que as suas lâminas preparem áreas canalares específicas ⁴⁶.

Para otimizar a eficácia e segurança das limas de conformação, os instrumentos SX, S1 e S2 devem ser utilizados com movimentos de “escovagem” com apoio parietal, de forma a cortar selectivamente a dentina lateral. Este movimento cria algum espaço, que vão assim poder progredir cada vez mais no sentido apical do canal ^{44, 46}. Desta forma, obtém-se uma instrumentação mais segura e progressivamente mais profunda – Técnica Crown-Down.



Fig. 7 Limas de conformação S1 e S2 do sistema ProTaper®.

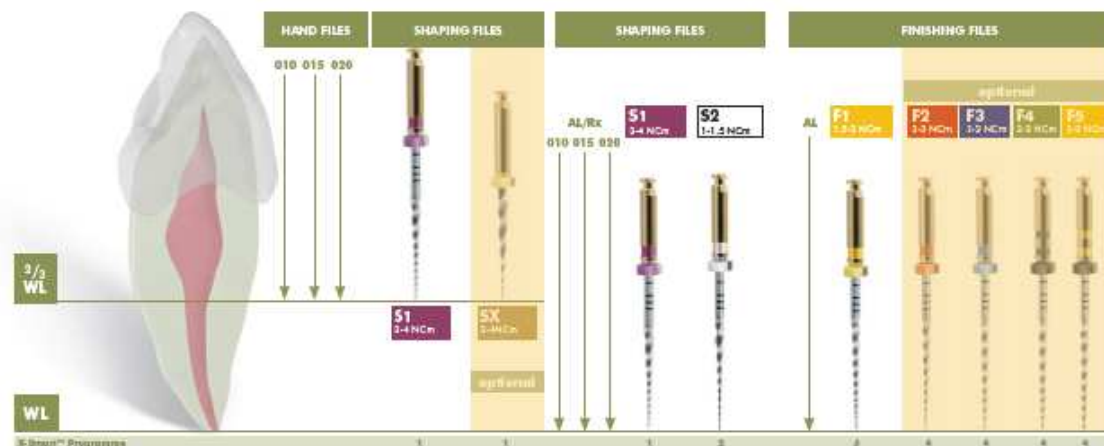


Fig. 8 Esquema do protocolo universal ProTaper®⁴⁷.

As limas de acabamento F1, F2 e F3 (*Fig. 9*), devem realizar a preparação do terço apical, bem como ajustar a conicidade do terço médio ^{27, 45}. De D4-D14 cada instrumento apresenta um aumento da dimensão da secção transversal mas uma diminuição na percentagem de conicidade (*Tabela 4*) ⁴⁴. Esta característica é importante na medida em que permite um aumento da sua flexibilidade, aumentando assim a segurança na sua utilização. Geralmente, apenas um instrumento é suficiente para o acabamento do preparo do terço apical.

As limas de acabamento devem ser utilizadas montadas em motores eléctricos com redução e controlo de binário. A cinemática recomendada consta de movimentos de inserção-tracção a 250-300 rpm, não devendo estas limas serem utilizadas com movimentos de escovagem ^{44, 46}.



Fig. 9 Limas de acabamento F1, F2 e F3 do sistema ProTaper®.

Tabela 4 Relação dos valores de conicidade-diâmetro ao longo do eixo dos instrumentos do sistema ProTaper®.

ProTaper®												
	SX		S1		S2		F1		F2		F3	
	Taper	Diâm.	Taper	Diâm.	Taper	Diâm.	Taper	Diâm.	Taper	Diâm.	Taper	Diâm.
D0	-	0,190	-	0,185	-	0,200	-	0,200	-	0,250	-	0,300
D1	3,5%	0,225	2%	0,205	4%	0,240	7%	0,270	8%	0,330	9%	0,390
D2	4,5%	0,270	3%	0,235	4,5%	0,285	7%	0,340	8%	0,410	9%	0,480
D3	5,5%	0,325	4%	0,275	5%	0,335	7%	0,410	8%	0,490	9%	0,570
D4	6,5%	0,390	4,5%	0,320	5,5%	0,390	5,5%	0,465	6%	0,550	7%	0,640
D5	8,5%	0,475	5%	0,370	6%	0,450	5,5%	0,520	6%	0,610	7%	0,710
D6	11%	0,585	6%	0,430	6%	0,510	5,5%	0,575	5,5%	0,665	5%	0,760
D7	14,5%	0,730	7%	0,500	6%	0,570	5,5%	0,630	5,5%	0,720	5%	0,810
D8	17%	0,900	8%	0,580	6%	0,630	5,5%	0,685	5,5%	0,775	5%	0,860
D9	19%	1,090	9%	0,670	6%	0,690	5,5%	0,740	5,5%	0,830	5%	0,910
D10	2%	1,110	10%	0,770	7%	0,760	5,5%	0,795	5,5%	0,885	5%	0,960
D11	2%	1,130	10%	0,870	9%	0,850	5,5%	0,850	5,5%	0,940	5%	1,010
D12	2%	1,150	10,5%	0,975	10,5%	0,955	5,5%	0,905	5,5%	0,995	5%	1,060
D13	2%	1,170	10,5%	1,080	11,5%	1,070	5,5%	0,960	5,5%	1,050	5%	1,110
D14	2%	1,190	11%	1,190	11,5%	1,185	5,5%	1,015	5,5%	1,105	5%	1,160
D15	-	1,190	11%	1,200	11,5%	1,200	5,5%	1,070	5,5%	1,160	5%	1,200
D16	-	1,190	-	1,200	-	1,200	5,5%	1,125	4%	1,200	-	1,200

1.2 Revo - S™ (MicroMega)

A série básica do sistema Revo-S™ é constituída por três instrumentos – SC1 (“Shaper® & Cleaner 1”), SC2 (“Shaper® & Cleaner 2”) e SU (Shaper® Universal) (Fig. 10). Este sistema em NiTi foi lançado em 2009 com o objectivo de se conseguir um conjunto de instrumentos que permitissem uma eliminação eficaz dos resíduos, bem como uma boa limpeza do canal ⁴⁸.



Fig. 10 Série básica do sistema Revo-S™.

O sistema Revo-S™ apresenta uma característica inovadora: possui uma secção transversal assimétrica. Este facto permite uma melhor penetração da lima no canal radicular, criando um movimento ondulante tipo serpente. Este movimento por si só reduz o stress a que o instrumento é sujeito durante o preparo canal. Para além destas vantagens, este tipo de secção transversal facilita o movimento no sentido coronário dos resíduos resultantes da instrumentação. A profundidade do seu sulco não permite qualquer obstrução com restos dentinários, reduzindo a probabilidade de extrusão de material ⁴⁹.

Os instrumentos deste sistema trabalham de uma forma cíclica: corte, desobstrução e limpeza (“cutting, clearance and cleaning”) (*Fig. 11*). Na sequência básica cada instrumento possui a sua função ⁴⁹.

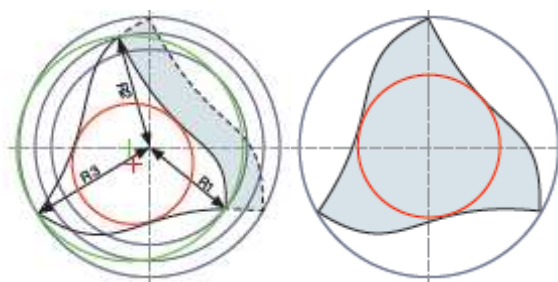


Fig. 11 Esquema do ciclo de acção dos instrumentos Revo-S™ ⁴⁸.

As duas limas responsáveis pela conformação do canal – SC1 e SC2 – são responsáveis pelo corte e limpeza do canal. Estes instrumentos apresentam uma ponta inactiva e são maquinados até à região coronária. Esta sua morfologia aumenta a sua flexibilidade diminuindo o stress a que são sujeitos. SC1 e SC2 diferem no

aspecto do primeiro instrumento possuir uma secção assimétrica e o segundo uma secção equilateral. SC1 é uma lima mais de corte enquanto SC2 possui mais uma função de manter o canal desobstruído, criando um guia para a penetração de SU (Fig. 12) ^{48, 49}.

SU é considerada uma lima de acabamento, efectuando uma recapitulação e limpeza do canal. Este instrumento, de secção assimétrica, suaviza as paredes do canal e elimina no sentido ascendente todos os resíduos dentinários. Efectua uma preparação apical adequada com 0.06 de conicidade (Tabela 5) ⁴⁹.



Fig. 12 Esquema do protocolo de instrumentação Revo-S™ – técnica Crown Down ⁴⁹.

Tabela 5 Relação dos valores de conicidade-diâmetro ao longo do eixo dos instrumentos do sistema Revo-S™.

Revo-S™										
	SC1		SC2		SU		AS30		AS35	
	Taper	Diâm.	Taper	Diâm.	Taper	Diâm.	Taper	Diâm.	Taper	Diâm.
D0	-	0,250	-	0,250	-	0,250	-	0,30	-	0,35
D1	6%	0,31	4%	0,290	6%	0,31	6%	0,36	6%	0,41
D2	6%	0,37	4%	0,33	6%	0,37	6%	0,42	6%	0,53
D5	6%	0,55	4%	0,45	6%	0,55	6%	0,60	6%	0,71
D10	6%	0,85	4%	0,65	6%	0,85	0%	0,60	0%	0,71
D15	6%	1,15	4%	0,85	6%	1,15	0%	0,60	0%	0,71
D18	6%	1,33	4%	0,97	6%	1,33	0%	0,60	0%	0,71

No sentido efectuar um melhor acabamento apical, adequado ao calibre de cada ápice, foram criados 3 instrumentos de acabamento apical – AS30 (“Apical Shaper®”), AS35 (“Apical Shaper®”) e AS40 (“Apical Shaper®”) (Fig. 13 e 14). Estas limas possuem secção transversal assimétrica, são bastante flexíveis e possuem conicidade 0.06 ⁴⁸.

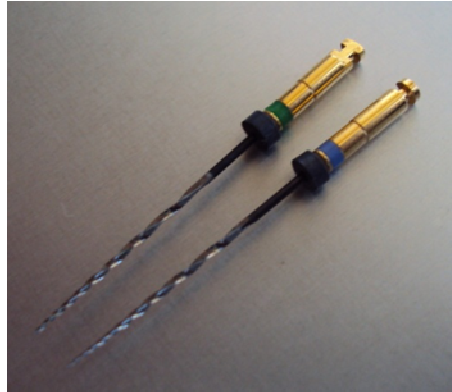


Fig. 13 Limas AS30 e AS35 do sistema Revo-S™.



Fig. 14 Esquema do protocolo de acabamento apical com limas Revo-S™⁴⁹.

Todos os instrumentos deste sistema devem ser utilizados a 250-400 r.p.m. com movimentos de escovagem. SC1, SU e os instrumentos AS devem ser utilizados livremente no canal, sem se exercer qualquer pressão no sentido apical⁴⁸.

II Material e Métodos

Seleccionou-se um total de 36 pré-molares maxilares e mandibulares humanos com um ou dois canais radiculares cujos ápices e raízes se encontravam intactos. Os dentes foram armazenados em hipoclorito de sódio 0,5% desde a data da sua extracção.

Realizaram-se cavidades de acesso ovais no sentido vestibulo-palatino recorrendo a broca esférica diamantada 012 montada em turbina. Verificou-se a permeabilidade dos canais até ao nível do *foramen* com uma lima K 10. No caso de dentes com mais de um canal foi escolhido o canal palatino em dentes maxilares e o canal vestibular em dentes mandibulares.

Com objectivo de facilitar o seu manuseamento e de criar um método reprodutível de radiografar, os dentes foram incluídos num silicone de impressão Dental Aquasil Putty® e radiografados pela técnica do paralelismo com sistema de RVG no sentido vestibulo-palatino/lingual e mesio-distal, com uma lima K 15 no canal em estudo. A distância entre o sensor e o dente foi de 0mm e entre o sensor e a ampola de radiação 50cm . Os dentes foram todos sujeitos à mesma radiação e tempo de exposição (70kV, 7mA, 0,12s). Através das radiografias efectuadas e com recurso a um programa informático (MBruler), foram determinados os ângulos de curvatura dos canais em estudo, quer no sentido vestibulo-palatino, quer no sentido mesio-distal. Assim, de acordo com o seu grau de curvatura máximo e tendo como base os critérios de classificação de Peters⁹, os canais foram classificados nos seguintes subgrupos:

- canais rectos: curvatura igual ou inferior a 10°
- canais médios: curvatura superior a 10° e inferior a 25°
- canais curvos: curvatura igual ou superior a 25°

Dos 36 pré-molares, 10 apresentavam canais rectos, 24 médios e 2 curvos. Foi efectuada uma randomização por blocos de forma a que cada grupo possuísse o mesmo número de canais com igual grau de complexidade. Foram constituídos dois grupos de 18 pré-molares, dentro dos quais 5 eram rectos, 12 médios e 1 curvo.

O comprimento de trabalho foi determinado inserindo uma lima K 10 no canal até ao ponto em que a sua extremidade era visível no *foramen* apical. A este valor foi subtraído 1 mm, obtendo-se assim o valor definido como sendo o nosso comprimento de trabalho.

Procedeu-se à instrumentação dos canais seleccionados de acordo com as normas dos fabricantes dos respectivos sistemas, utilizando-se um motor TCM Endo, um torque de 1Ncm e 300 rpm. Apenas um operador procedeu à instrumentação

mecanizada dos canais. Cada instrumento foi utilizado apenas seis vezes, e no total foram utilizados 5 instrumentos de cada sistema. Após o uso de cada instrumento os canais foram abundantemente irrigados com 3 ml de hipoclorito de sódio 0,5% (Solução de Dakin), utilizando-se para este processo uma seringa de plástico e uma agulha de saída lateral (Monojet 27x1-1/4 SLOT). A agulha foi inserida o mais apical possível, com o cuidado de não haver o bloqueio desta nas paredes do canal e por forma a permitir o refluxo coronário da solução.

As sequências de preparação realizadas encontram-se descritas na *Tabela 6*.

Tabela 6 Sequência e técnica utilizada na preparação de canais seleccionados com instrumentos ProTaper® e Revo – S™.

ProTaper®	Revo-S™
1. Cateterismo com lima K 15 e 20 (conicidade 0.02);	1. Cateterismo com lima K 15 e 20 (conicidade 0.02);
2. Lima S1 – abertura do terço cervical e médio do canal; movimentos de “varredura” contra as paredes do canal;	2. Lima SC1 – abertura do terço cervical e médio do canal;
3. Recapitulação ao comprimento de trabalho com lima K 15;	3. Recapitulação ao comprimento de trabalho com lima K 15;
4. Lima S2 – preparação do canal ao comprimento de trabalho;	4. Limas SC2 – desobstrução do canal;
5. Recapitulação ao comprimento de trabalho com lima K 15;	5. Recapitulação ao comprimento de trabalho com lima K 15;
6. Limas F1, F2 e F3 – preparação do canal ao comprimento de trabalho. Recapitulação com lima K 15 entre o uso das limas de acabamento.	6. SU, AS30 e AS35 – preparação do canal ao comprimento de trabalho. Recapitulação com lima K 15 entre o uso das limas de acabamento.

Para avaliar o desempenho clínico dos dois sistemas de instrumentação é necessário ter em atenção alguns parâmetros.

2.1 Metodologia de Avaliação

+ Comprimento de trabalho

Para avaliação dos comprimentos de trabalho foi necessário proceder a uma determinação dos valores em dois tempos: pré-operatório e pós-operatório. O método de determinação utilizado foi o previamente exposto.

Posteriormente procedeu-se ao tratamento de dados utilizando-se o programa SPSS. Foram realizados os testes de Wilcoxon e de Mann-Whitney para a análise de amostras emparelhadas e independentes respectivamente, com um intervalo de confiança de 95%.

+ Forma do canal / Curvatura do Canal

Com o objectivo avaliar quais as alterações efectuadas pelos dois sistemas de instrumentação a nível da forma canal, foram efectuadas radiografias em dois tempos: pré-operatório e pós-operatório. Com recurso a uma régua informática (programa MBruler[®]) foram determinados e comparados os ângulos de curvatura após a instrumentação.

Os dados foram tratados no programa SPSS, tendo sido realizados os testes de Wilcoxon e de Mann-Whitney para a análise de amostras emparelhadas e independentes respectivamente, com um intervalo de confiança de 95%.

+Segurança

Neste estudo cada instrumento de NiTi foi utilizado 6 vezes. Não existe um número certo para o número de utilizações que cada instrumento deve ter, no entanto a sua segurança depende deste facto.

Para se avaliar a segurança dos dois sistemas utilizados, todos os instrumentos foram cautelosamente observados à lupa com uma ampliação total de 10X. Todas as alterações morfológicas das limas ou a existência de instrumentos fragmentados foram observados e registados.

+ *Desbridamento do canal*

Este parâmetro é clinicamente difícil de ser avaliado. As áreas que permanecem por instrumentar são difíceis de identificar, bem como a existência de tecidos necróticos ou de *smear layer*.

O desbridamento do canal resulta da actuação conjunta da preparação mecânica e química do canal. Ambos os sistemas de instrumentação foram utilizados de acordo com as regras do fabricante. Procedeu-se a uma irrigação copiosa com uma solução de hipoclorito de sódio 0,5% (Solução Dakin) entre uso de instrumentos, perfazendo um valor total de 36 ml por cada canal. Não foi utilizado nenhum método acessório para a eliminação da *smear layer*.

A área instrumentada é muitas vezes determinada através da observação de cortes das amostras a nível do microscópio electrónico de varrimento (MEV).

➤ *Análise ultramorfológica das amostras*

Com o objectivo de qualificar a área do canal instrumentada pelos dois sistemas de instrumentação mecanizada as amostras foram tratadas e observadas ao microscópio electrónico de varrimento (*Fig. 15*).



Fig. 15 Microscópio electrónico de varrimento

Foram seleccionados alguns dentes de cada grupo para observar ao microscópio electrónico de varrimento. Em cada dente foram desenhadas directamente na superfície radicular três linhas vermelhas que separavam coroa/raiz, terço coronário/médio, terço médio/apical, e uma linha longitudinal que circundava todo o dente. Para facilitar a separação das raízes em metades, efectuaram-se quatro

sulcos com cerca de 2 mm de profundidade ao nível das linhas previamente marcadas, com recurso a um disco diamantado montado em peça de mão (*Fig. 16*). Com auxílio de um cinzel foram criadas linhas de fractura a nível dos entalhes anteriormente realizados, com o objectivo de obter fragmentos radiculares com a menor perda dentária possível (*Fig. 17*)³⁷.

A microscopia electrónica de varrimento compreende um feixe de electrões que ao colidir com a superfície da amostra em estudo, previamente metalizada, liberta electrões secundários. É a partir da libertação destes electrões que se torna possível a observação das características de superfície⁵⁰.

A preparação das amostras para serem analisadas em MEV compreende duas etapas principais: a desidratação e a metalização.

As amostras foram sujeitas a um processo de desidratação, passando por soluções gradadas de etanol – 60%, 80%, 90% e 100%³².

No Instituto Pedro Nunes, as amostras foram sujeitas à deposição de uma fina camada de ouro (*Fig. 18*), para seguidamente serem observadas ao microscópio electrónico de varrimento.



Fig. 16 Dente preparado e seccionados com peça de mão.

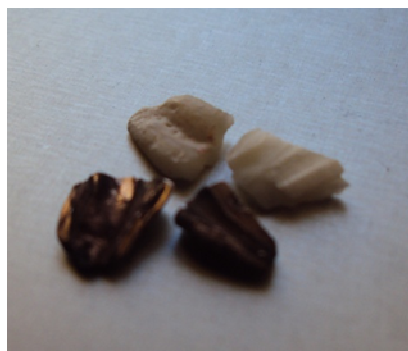


Fig. 17 Amostras obtidos por fragmentação.



Fig. 18 Fragmentos radiculares observados ao microscópio electrónico de varrimento com deposição de ouro.

A observação foi efectuada por um operador específico do Instituto, alheio aos nossos objectivos e aos objectivos do estudo.

Durante a análise dos fragmentos radiculares foram realizadas microfotografias com várias ampliações para estudo da superfície dentária.

III Resultados

Após a execução do protocolo experimental anteriormente descrito, foram avaliados os parâmetros referidos, de modo a analisar a eficácia e segurança dos dois sistemas de instrumentação.

Comprimento de Trabalho

Realizou-se o teste Wilcoxon (teste de amostras emparelhadas) para análise de várias variáveis, nomeadamente o comprimento de trabalho, para os dois sistemas com um intervalo de confiança de 95%.

Para o sistema ProTaper[®] foi registada uma diminuição do comprimento de trabalho estatisticamente significativa ($P < 0,05$) (*Tabela 7*). No sistema Revo-S[™] também se observou uma diminuição na média do comprimento de trabalho, no entanto esta não apresenta significância estatística (*Tabela 8*).

Tabela 7. Teste de Wilcoxon para o sistema ProTaper[®] com análise das variáveis comprimento de trabalho, ângulo de curvatura mesio-distal e vestibulo-palatino/lingual.

	CT final – CT inicial	Âng. MD final – Âng. MD inicial	Âng. VP final – Âng. VP inicial
Z	-2,214 ^a	-,610 ^b	-,544 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,027	,542	,586

- a. Based on positive ranks.
- b. Based on negative ranks
- c. Wilcoxon Signed Ranks Test

Tabela 8. Teste de Wilcoxon para o sistema Revo-S™ com análise das variáveis comprimento de trabalho, ângulo de curvatura méso-distal e vestibulo-palatino/lingual.

	CT final – CT inicial	Âng. MD final – Âng. MD inicial	Âng. VP final – Âng. VP inicial
Z	-1,294 ^a	-,414 ^a	-1,459 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,196	,679	,145

- a. Based on positive ranks.
- b. Based on negative ranks.
- c. Wilcoxon Signed Ranks Test

O teste Mann-Whitney (teste de amostras independentes) foi realizado para as mesmas variáveis e entre sistemas, com o intervalo de confiança de 95%. Não foram registadas diferenças estisticamente significativas, no que respeita à variável comprimento de trabalho, entre os dois sistemas (*Tabela 9*).

Tabela 9. Teste de Man-Whitney para os dois sistemas (ProTaper® e Revo-S™) com análise das variáveis comprimento de trabalho, ângulo de curvatura méso-distal e vestibulo-palatino/lingual.

	DifCT	DifMD	DifVP
Mann-Whitney U	135,500	139,000	105,000
Wilcoxon W	306,500	310,000	276,000
Z	-,956	-,728	-1,803
Asymp. Sig. (2-tailed)	,339	,467	,071
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,406 ^a	,481 ^a	,074 ^a

- a. Not corrected for ties
- b. Grouping Variable:Sistema

Forma do Canal

Ambos os sistemas demonstraram efectuar uma preparação canalar satisfatória, mantendo o minimamente canal centrado. Foram observadas algumas alterações a nível das curvaturas dos canais radiculares, registando-se uma tendência generalizada para a sua diminuição e conseqüente rectificação do canal (*Fig. 19, Fig. 20, Fig. 21 e Fig. 22*).



Fig. 19 Radiografia de pré-molar antes da instrumentação com ProTaper



Fig. 20 Radiografia de pré-molar após da instrumentação com ProTaper

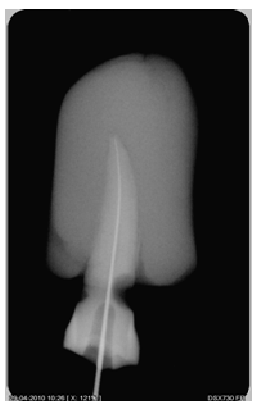


Fig. 21 Radiografia de pré-molar antes da instrumentação com Revo - S



Fig. 22 Radiografia de pré-molar após da instrumentação com Revo-S

Do tratamento de dados efectuado com o programa SPSS, pelos testes Wilcoxon e Man-Whitney foi possível verificar que as alterações nos valores de curvaturas dentro de cada sistema e entre sistemas não são estatisticamente significativas (*Tabela 7, Tabela 8 e Tabela 9*).

Segurança

Para avaliar a segurança de cada sistema registaram-se todas as presenças de lesões iatrogénicas decorrentes da instrumentação, bem como a existência de deformações morfológicas e fracturas de instrumentos.

No sistema ProTaper[®] não se registou a presença de nenhuma lesão iatrogenica, enquanto que nos canais instrumentados com Revo-S[™] pode-se observar uma perfuração apical no pré-molar cuja classificação era de canal curvo (*Fig. 23* e *Fig. 24*).



Fig. 23 Radiografia de pré-molar antes da instrumentação com Revo – S[™].



Fig. 24 Radiografia de pré-molar após da instrumentação com Revo-S[™]. Observação de uma perfuração apical.

A nível da morfologia dos instrumentos, todas as limas foram cautelosamente observadas à lupa. Não se registou nenhuma alteração a nível do sistema ProTaper[®], contudo foi observada uma alteração numa lima do sistema Revo-S[™], mais concretamente na lima SC2 aquando a sua quinta utilização (*Fig. 25*). Esta lima foi ainda utilizada na instrumentação do sexto canal, não se verificando a sua fractura.

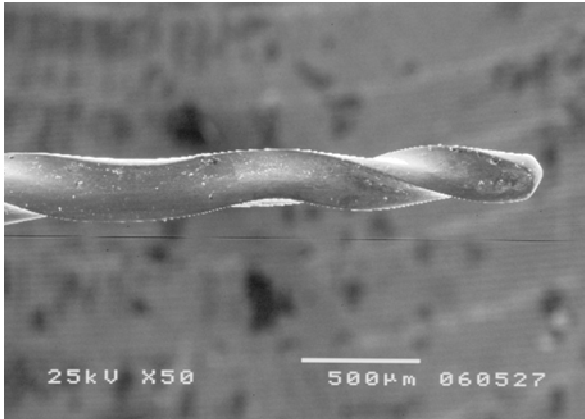


Fig. 25 Micrografia de microscópio electrónico de varrimento de um instrumento SC2 do sistema Revo-S[™] deformado após

Durante o procedimento não se verificou nenhuma separação de instrumentos.

2 *Desbridamento do Canal*

É possível avaliar a área instrumentada através da observação de cortes a nível do microscópio electrónico de varrimento. O uso de cortes longitudinais permite-nos analisar duas metades de um canal radicular por inteiro. É possível observar istmos e toda a forma do canal. Do ponto de vista técnico é muito difícil conseguir obter um corte perfeito de um canal curvo.

A observação das amostras ao microscópio electrónico de varrimento foi efectuada com o objectivo de confirmar alguns factos que decorrem da instrumentação mecanizada com instrumentos NiTi.

As microfotografias efectuadas dos fragmentos radiculares instrumentados com ProTaper[®] permitiram-nos observar que ao longo da raiz no sentido coroa-ápice a percentagem da parede canal instrumentada foi diminuindo, podendo registar-se uma instrumentação muito mais vigorosa a nível do terço cervical. Foram observados múltiplos resíduos e a presença de um filme superficial de restos dentinários e de outros tecidos. A quantidade de *smear layer* produzida foi muito maior no terço cervical (*Fig. 26, Fig 27 e Fig. 28*).



Fig. 26 Microfotografia de segmento cervical de um canal radicular instrumentado com limas mecanizadas ProTaper®, com uma angulação de 350X. Toda a superfície canalar se encontra recoberta por um fino filme – *smear layer*, bem como se regista a presença de múltiplos resíduos.

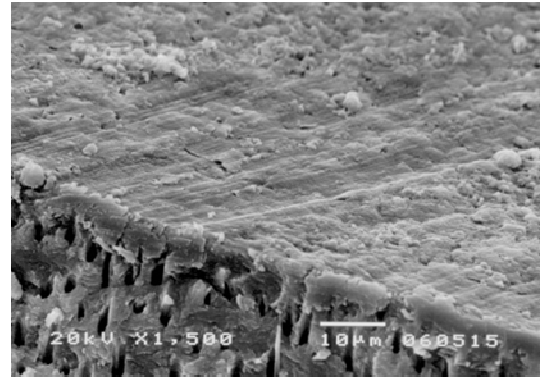


Fig. 27 Microfotografia de segmento cervical de um canal radicular instrumentado com limas mecanizadas ProTaper®, com uma angulação de 1500X. Observam-se estrias na parede do canal resultantes da acção das lâminas de corte dos instrumentos rotatórios.

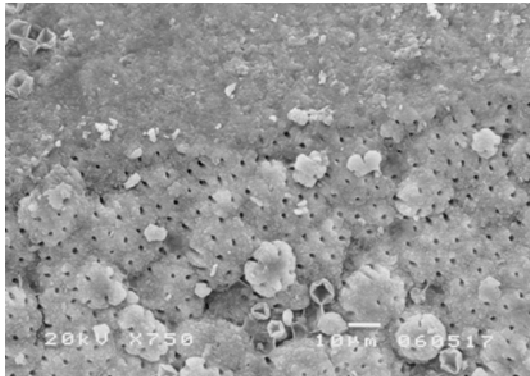


Fig. 28 Microfotografia de segmento cervical de um canal radicular instrumentado com limas mecanizadas ProTaper®, com uma angulação de 750X. Observação da transição da área instrumentada para uma área não tocada pelas limas, onde se pode observar calcosferitos.

A nível do terço médio foi possível observar a diferença entre a conformação de um canal instrumentado e outro por instrumentar, permitindo-nos estabelecer diferenças directas entre as paredes canales (*Fig. 29*). Na parede de um canal instrumentado, e uma vez que não foi utilizado qualquer método para remoção da *smear-layer*, os túbulos dentinários encontram-se completamente obliterados por resíduos produzidos durante a preparação mecânica (*Fig. 30 e Fig. 31*).

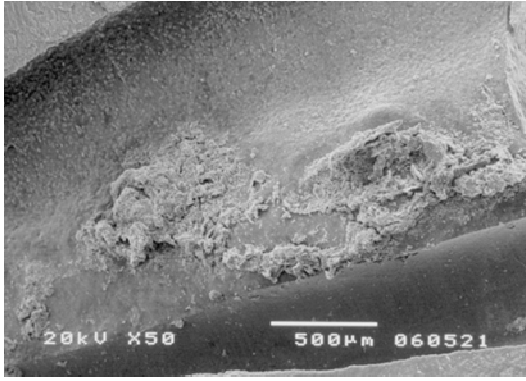


Fig. 29 Microfotografia de segmento médio de um canal radicular instrumentado com limas mecanizadas ProTaper®, com uma ampliação de 50X. Observa-se a existência de dois canais radiculares, sendo que apenas um se encontra instrumentado.

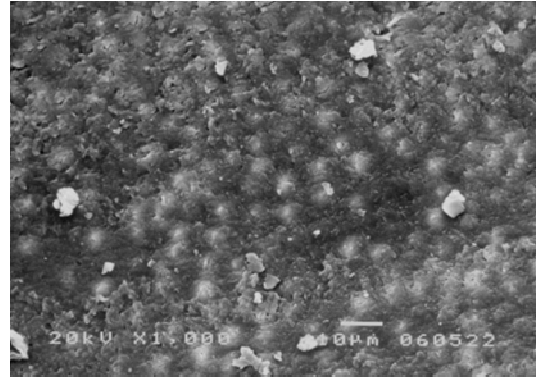


Fig. 30 Microfotografia de segmento médio de um canal radicular instrumentado com limas mecanizadas ProTaper®, com uma ampliação de 1000X.

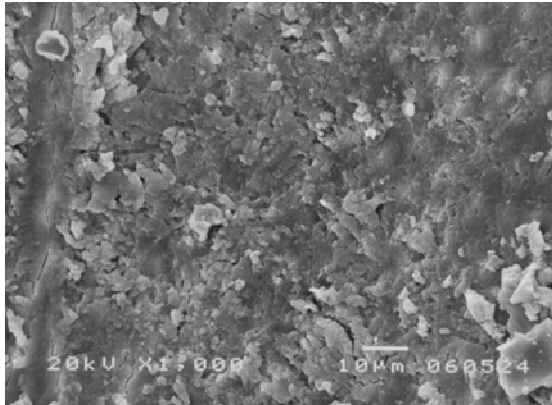


Fig. 31 Microfotografia de segmento apical de um canal radicular instrumentado com limas mecanizadas ProTaper®, com uma ampliação de 1000X.

Tal como com o sistema ProTaper®, também no sistema Revo-S™ foi possível observar um grau decrescente de desbridamento de canal ao longo do canal radicular. O terço cervical foi o mais instrumentado, registando-se a presença de um filme de *smear layer* a obliterar os túbulos dentinários. Foi possível observar a existência de vários detritos a nível do canal (*Fig. 32, Fig. 33, Fig. 34, Fig. 35, Fig. 36 e Fig. 37*).

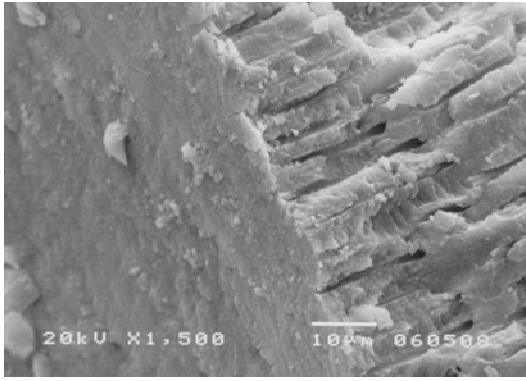


Fig. 32 Microfotografia de segmento cervical de um canal radicular instrumentado com limas mecanizadas Revo-S™, com uma ampliação de 1500X. Túbulos dentinários completamente obliterados por uma camada de *smear layer* resultante da instrumentação mecânica.

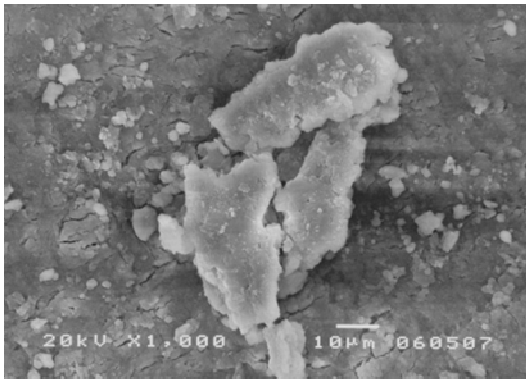


Fig. 33 Microfotografia de um detrito presente no segmento médio de um canal radicular, instrumentado com limas mecanizadas Revo-S™, com uma ampliação de 1000X.

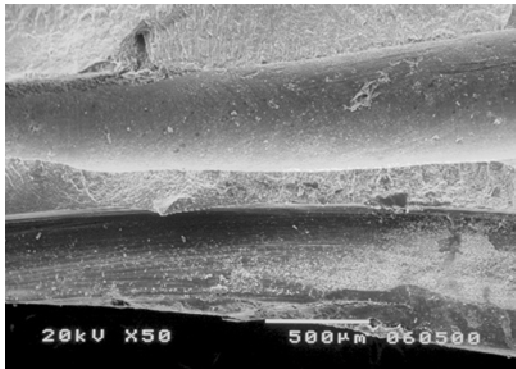


Fig. 34 Microfotografia do trajecto apical de um canal radicular, instrumentado com limas mecanizadas Revo-S™, com uma ampliação de 50X.

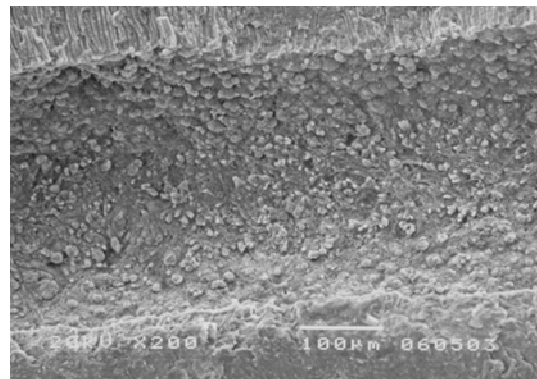


Fig. 35 Microfotografia da parede canal por instrumentar, com uma ampliação de 200X.

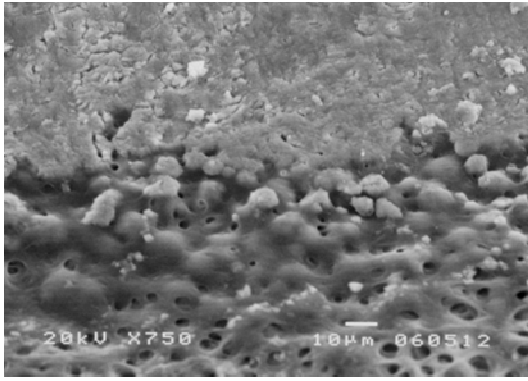


Fig. 36 Microfotografia da transição de uma área canalar instrumentada para uma área não instrumentada, no segmento apical preparado com limas mecanizadas Revo-S[™], com uma ampliação de 750X.

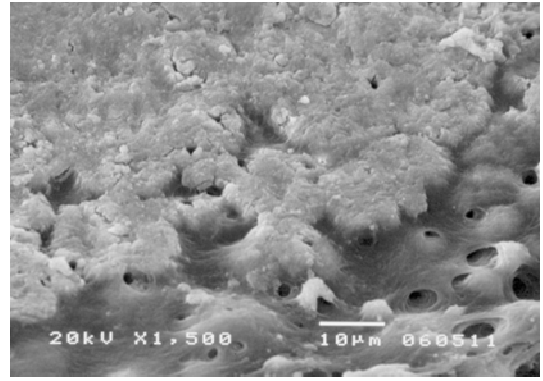


Fig. 37 Microfotografia da transição de uma área canalar instrumentada para uma área não instrumentada, no segmento apical preparado com limas mecanizadas Revo-S[™], com uma ampliação de 1500X.

IV Discussão

A introdução da liga de NiTi nos materiais dentários trouxe um grande avanço à Endodôncia.

O objectivo deste estudo foi avaliar a eficácia e segurança de dois sistemas de instrumentação em NiTi através do seu uso em condições laboratoriais controladas. Com este propósito, têm sido utilizados diversos modelos experimentais.

Muitos estudos recorrem a blocos de resina. Estes oferecem condições padrão em termos de anatomia canal, garantindo reprodutibilidade e uniformização da amostra. No entanto, os seus resultados são difíceis de extrapolar para a clínica devido à diferença de propriedades entre a resina e a dentina ⁷. A força necessária para instrumentar a dentina é de 34-40Kg/mm², o dobro da necessária para instrumentar a resina (20-22 Kg/mm²) ¹³. A maior desvantagem do uso de blocos de resina é o calor gerado. Este faz com que a resina adira muito mais à superfície metálica do instrumento, impedindo a eliminação ascendente de resíduos ²⁶. Durante o processo de preparação canal é muito mais fácil proceder a eliminação de resíduos de um canal natural do que de um canal simulado em bloco de resina ⁶.

Segundo vários autores, Thompson & Dummer 1997, Baumann & Roth 1999, Kum *et al.* 2000, o uso de blocos de resina não reflecte a acção dos instrumentos em canais radiculares de dentes humanos (Cit in ²⁶), motivo pelo qual recorreremos ao uso de dentes naturais neste estudo. Houve a necessidade de criar grupos homogéneos para se poder efectuar uma comparação minimamente viável, daí a opção de uma randomização por blocos no parâmetro curvatura do canal. Não obstante, devido à complexa anatomia radicular, nem todos os aspectos se encontram sobre o nosso controlo ¹³. Uma análise das curvaturas méso-distais e vestibulo-palatinas/linguais não nos fornece a imagem tridimensional do sistema de canais, podendo existir uma combinação de curvaturas capazes de sujeitar os instrumentos a um nível de tensão superior ⁵.

Segundo Bergmans, as diferenças entre os vários sistemas mecanizados resulta mais da variação da técnica de preparação do que propriamente do comportamento dos instrumentos.

Neste estudo de comparação de dois sistemas mecanizados optou-se por fazer uma instrumentação de um grupo até a uma lima F3 (30) e de outro grupo até a uma AS35 (35). Apesar de possuírem diâmetros em D0 diferentes, pela análise das tabelas anteriormente expostas (*Tabela 4* e *Tabela 5*) podemos verificar que as

conicidades a nível dos primeiros 5mm da parte activa não apresentam diferenças significativas.

Ambos os sistemas procederam a um bom controlo do comprimento de trabalho. Nenhum canal ficou bloqueado com restos dentinários. Registou-se apenas uma perda mínima de comprimento de trabalho. Estas alterações podem ser causadas pela rectificação do canal ou pela perda de controlo do comprimento de trabalho pelo operador.

A pequena alteração nos comprimentos de trabalho está de acordo com o encontrado em outros estudos com instrumentos de Ni-Ti e é questionável o facto desta pequena alteração no comprimento de trabalho possuir algum significado clínico²⁶. Estatisticamente apenas os valores encontrados para o sistema ProTaper® apresentaram significado. No entanto, não se verificaram diferenças estatisticamente relevantes entre os dois sistemas.

Um dos objectivos de Schilder relativamente à preparação mecânica do canal diz respeito a alcançar uma forma cónica do canal, seguindo o seu trajecto original.

No geral, os resultados encontrados estão de acordo com estudos prévios. Desde que correctamente utilizadas, as limas de Ni-Ti respeitam a anatomia canalar, a sua curvatura e permitem uma preparação rápida e eficaz de todos os canais, incluindo canais muito curvos²⁶. Ambos os sistemas demonstraram esse respeito pela anatomia, notando-se porém uma diminuição da curvatura canalar sem significado estatístico, com conseqüente rectificação³⁴.

O método radiográfico mostra ser muito limitado no que respeita à quantificação de dentina removida do canal durante a sua conformação. Em outros estudos, o sistema ProTaper® mostrou remover grande quantidade de tecido dentário da parede canalar, principalmente nas porções internas da curvatura apical e coronária, levando a uma rectificação de canais curvos⁷.

A segurança de um sistema de instrumentação pode ser avaliada pela existência ou não de lesões iatrogénicas ocorridas durante a preparação canalar e pela fractura de instrumentos.

Peters refere que os sistemas de NiTi mecanizados requerem um período de treino *in vitro*, com o objectivo de minimizar os riscos⁹.

Apesar da amostra ser pequena, foi possível registar a presença de uma ocorrência iatrogénica. Num canal instrumentado com sistema Revo-S™ foi possível observar uma perfuração apical. Este facto pode ter ocorrido por vários motivos, como por exemplo pelo facto de se tratar de um canal classificado como curvo, por falta de habilidade do operador, pela rigidez dos instrumentos utilizados, por um “glide-path” insuficiente. Com o sistema ProTaper® não se registou nenhum erro de procedimento.

No geral, os dados não são muito relevantes confirmando a habilidade dos instrumentos de NiTi respeitarem a anatomia canalar).

Em algumas avaliações retrospectivas de dentes tratados endodonticamente, a incidência de fractura de instrumentos NiTi é de 2-6%^{13, 22}. A fractura dos instrumentos pode estar relacionada com o tipo, forma e qualidade do instrumento utilizado, com o material a partir do qual são elaborados, a velocidade de rotação e torque com que são utilizados, com a pressão e deflexão a que são sujeitos durante a preparação, com a anatomia canalar, frequência de uso, técnica de esterilização e outros aspectos como experiência do operador. Nos estudos *ex vivo* é reportado um elevado número de fracturas de instrumentos de NiTi, mas a sua incidência clínica ainda não se encontra suficientemente investigada¹³.

Neste estudo não se verificou nenhuma fractura de instrumentos. Apenas foi observada uma alteração da morfologia de uma das limas SC2 do sistema Revo-S™. Esta alteração foi visível clinicamente e registou-se a nível do seu quinto uso. Várias são as possibilidades para esta ocorrência. A lima SC2 é o único instrumento do sistema Revo-S™ cuja secção transversal é a de um triângulo equilátero simétrico. Como tal, e comparativamente com os outros instrumentos de secção assimétrica, esta lima apresenta um maior número de pontos de contacto com a parede canalar durante o processo de instrumentação, devendo estar sujeita a um maior stresse durante a preparação.

Normalmente as alterações estruturais não são clinicamente visíveis, devendo o uso de cada instrumento ser extremamente controlado de forma a prevenir a sua fractura. No entanto, deve-se sempre proceder à sua examinação após cada utilização, e se se verificar alguma irregularidade proceder ao seu descarte.

O método de análise morfológica para avaliar a existência de deformações a nível estrutural dos instrumentos é um método com muitas limitações, devendo o clínico optar por um comportamento de segurança, limitando o seu uso no número de tratamentos e de acordo com o tipo de tratamento e complexidade anatómica do caso. Até à data não existe nenhum método clínico que permita avaliar a resistência à fadiga dos instrumentos NiTi.

A eficácia da instrumentação traduz-se por um canal completamente instrumentado, com remoção de todos os resíduos e tecidos presentes no seu lúmen. Foi determinado por microtomografia computadorizada de alta resolução que entre 35-53% da superfície dentinária radicular permanece por instrumentar no final da preparação canalar^{26, 51}.

A maioria dos estudos que avaliam este parâmetro recorrem a uma escala quantitativa ordinal, constituída por quatro graus de quantificação da *smear layer*.

Dada a dimensão da nossa amostra e os custos que implicaria uma análise de uma maior quantidade de fragmentos radiculares, limitámos a observar algumas amostras e a constatar alguns factos encontrados na bibliografia.

As nossas amostras foram preparadas e analisadas ao microscópio com objectivo de qualificar a instrumentação conseguida com os diferentes sistemas.

Quando se utiliza grandes ampliações a área de canal observada é muito pequena. Esta área pode ser ajustada no ecrã ou seleccionada pelo operador do microscópico. É comum a maioria dos operadores do microscópico electrónico de varrimento procurarem áreas do canal em que os túbulos dentinários se encontram abertos em detrimento de áreas com muitos resíduos dentinários ¹³. Desta forma a análise torna-se sempre um pouco condicionada e inviesada pelo operador.

Em ambos os sistemas foi possível observar que muitas áreas dos canais permaneceram por instrumentar. Este achado pode ser justificado pela complexa anatomia radicular, particularmente em pré-molares cuja anatomia é extremamente complexa e rica em istmos. O médico dentista tem perfeita noção que é praticamente impossível instrumentar todas as áreas do canal durante um tratamento endodôntico. A área de contacto entre lima-parede do canal é muito reduzida. Estes factos sublinham a eficácia limitada dos instrumentos endodônticos em limpar o terço apical do canal radicular e a importância da irrigação adicional para uma desinfecção suficiente do sistema de canais. É impossível dissociar instrumentação de irrigação, sendo este processo conhecido como a preparação química e mecânica do canal ⁵².

Os fragmentos coronários observados possuíam uma maior área instrumentada comparativamente com os fragmentos médio e apical. Este facto pode ser verificados por vários motivos. A presença de istmos e de outras particulares anatómicas são mais comuns no terço médio e apical do canal, daí que estas áreas sejam mais difíceis de instrumentar. A forma das limas também propicia a que apenas uma secção da lima instrumento uma área específica dos canais.

Para podermos avaliar melhor a eficácia e segurança destes sistemas deveríamos aumentar a amostra e o número de critérios a avaliar. A maioria dos estudos comparativos de sistemas de instrumentação mecanizada envolve uma grande mobilização de meios que por vezes condiciona a execução do estudo.

V Conclusão

De acordo com o protocolo utilizado neste estudo, podemos concluir que ambos os sistemas ProTaper® e Revo-S™ foram eficazes na conformação dos canais radiculares. Ambos respeitaram a anatomia canalar, havendo apenas registo da ocorrência de uma lesão iatrogénica. Foram detectadas pequenas alterações a nível dos comprimentos de trabalho, estatisticamente significantes no sistema ProTaper®. Entre sistemas não foram encontradas diferenças significativas.

Dentro dos parâmetros de utilização, podemos considerar os instrumentos dos dois sistemas de instrumentação seguros. Não foi registada nenhuma fractura de instrumentos, apenas se registou um caso pontual de uma alteração estrutural de uma lima do sistema Revo-S™.

Com base nos resultados encontrados, podemos confirmar a informação existente na literatura, de que nenhum dos dois sistemas de instrumentação limpou completamente as superfícies das paredes dos canais e que o terço apical foi o menos limpo por ambos os sistemas.

Mais estudos são necessários para avaliar o comportamento de ambos os sistemas e para investigar a sua capacidade de desbridamento canalar a nível tridimensional. Novas tecnologias incluindo a tomografia computadorizada de alta resolução e a microtomografia computadorizada podem actualmente ser utilizadas em estudos, permitindo um maior aporte de informação acerca da eficácia *in vitro* dos sistemas de preparação canalar e possibilitando a optimização da sua utilização clínica^{53, 54}.

Bibliografia

- ¹ Paqué F., Ganahl D., Peters O., Effects of Root Preparation on Apical Geometry Assessed by Micro-Computed Tomography, *Journal Endodontics*, 2009
- ² Maranhão K., Santiago R., Conde M., Lamarão S., Análise in Vitro da Limpeza Promovida por duas Técnicas de Instrumentação, *Salusvita*, v. 27, n,1, p.45-54, 2008
- ³ Tronstad L., *Clinical Endodontics*, 2ª edição, 2003
- ⁴ Cohen S, Burns RC, eds. *Pathways of the Pulp*, Mosby, 8ª ed.
- ⁵ Ford T.R.P., Rhodes J.S., Ford H.E.P., *Endodontics – Problem-Solving in Clinical Practice*, 83, 2002
- ⁶ Martín –Micó M., Forner-Navarro L., Almenar-Garcia A., Modification of the Working Length after rotary instrumentation. A comparative study of four systems, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 1;14(3): E153-7, Março 2009
- ⁷ Yoshimine Y., Ono M., Akamine A., The Shaping Effects of Three Nickel-Titanium Rotary Instruments in Simulates S-Shaped Canals, *Journal of Endodontics*, 31, no5, 2005
- ⁸ Neto L.M., Rangel A.L., Estrela C., Influence of Nickel-Titanium Instruments on Tridimensional Quality of Root Canal Preparation in Maxillary and Mandibular Molars, *Robrac*, 15 (39), 2006
- ⁹ Peters O.A., Current Challenges and Concepts in Preparation of Root Canal Systems: A Review, *Journal of Endodontics*, 30, no 8, 2004
- ¹⁰ Schulz-Bongert U., Weine F.S., Preparation of Curved Canals Using Combined Hand-Filing, Ultrasonic Technique, *Compendium*, 16, no 3, 1995
- ¹¹ Schilder H., Cleaning and shaping the root canal, *Dental Clinic North America*, 1974: 18: 269-296.
- ¹² Wikipedia, http://pt.wikipedia.org/wiki/A%C3%A7o_inoxid%C3%A1vel (consultado em 24 Julho 2010)
- ¹³ Hülsmann M., Peters O.A., Dummer P.M.H., Mechanical Preparation of Root Canals: Shaping goals techniques and means, *Endodontic Topics*, 10, 30-76, 2005
- ¹⁴ Fuchs C., Friedlander C., Rosenberg E., Tamse A., Statistical Models for Evaluating the Penetrating Ability of Endodontic Instruments, November 2009
- ¹⁵ Wolcott J., Clinical Techniques in Endodontics, *Compendium*, 24, no 11, Novembro 2003

¹⁶ Bergmans L., Cleynenbreugel J., Wevers M., Lambrechts P., Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: Rationale, performance and safety. Status Report for the American Journal of Dentistry, *American Journal Dentistry*, **14(5)**:324-33, 2001

¹⁷ Bahia M.G., Buono V.T.. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, 2005

¹⁸ Endodontics – Colleagues for Excellence, Rotary Instrumentation: An Endodontic Perspective, American Association of Endodontics, 2008

¹⁹ Kawakami D.A., Gavini G., Resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios de Ni-Ti em razão do uso e do torque, *Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo*, **19(3)**:300-11, 2007

²⁰ Semaan F., Fafundes F., Haragushiku G., Leonardi P., Filho F., Endodontia Mecanizada: a evolução dos sistemas rotatórios contínuos, *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, **6**, no 3, 297-309, Setembro 2009

²¹ Lakshminarayanan L., Revolutions in Endodontic Instruments – A review, *Endodontology*, **13**, 2001

²² Testarelli L., Grande N.M., Plotino G., Lendini M., Pongione G., Paolis G., Rizzo F., Milana V., Gambarini G., Cyclic Fatigue of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Comparative Study, *The Open Dentistry Journal*, **3**, 55-58, 2009

²³ Plotino G., Grande N., Melo M.C., Bahia M.G., Testarelli L., Gambarini G., Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature, *International Endodontic Journal*, **43**, 226-230, 2010

²⁴ Matheus T., Lopes H., Albuquerque D., Elias C., Otubo J., Viana C., The fracture evaluation of NiTi SMA endodontic Files, 2006

²⁵ Bahrololoomi Z., Tabrizizadeh M., Salmani L., In Vitro Comparison of Instrumentation Time and Cleaning Capacity between Rotary and Manual Preparation Techniques in Primary Anterior Teeth, *Journal of Dentistry*, **4**, No.2, 2007

²⁶ Schäfer E., Vlassis M., Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part1. Shaping ability in simulated curved canals, *International Endodontic Journal*, **37**, 229-238, 2004

²⁷ Schäfer E., Eler M., Dammaschke T., Influence of different types of automates devices on the shaping ability of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments, *International Endodontic Journal*, **38**, 627-636, 2005

²⁸ Aguiar C.M., Câmara A.C., Evaluation of the Morphological Alterations of the Spical Third of Root Canals Shaped with ProTaper for Hand Use, ProTaper and Race, *Odontologia Clínica-Científica*, **5(3)**:211-215, 2006

²⁹ Safi L., Khojastehpour L., Azar M.R., Layeghnejad A., A comparative study on rotary Mtwo versus passive step back of hand K-file in preparation of extracted curved root canals, *International Endodontic Journal*, **3**, Número 2, 2008

³⁰ Carrote P., Endodontics – a series overview, *British Dental Journal*, **197**, no 4, Agosto 2004

³¹ Veltri M., Mollo A., Mantovani L., Pini P., Balleri P. and Grandini S., A comparative study of Endoflare-Hero Shaper and Mtwo NiTi instruments in the preparation of curved root canals, *International Endodontic Journal*, **38**, 610-616, 2005

³² Kuzekanani M., Walsh L.J., Yousefi M.A., Cleaning and shapping curved canals: MTwo® vs ProTaper® instruments, a lab comparison, *Indian J Dent Res*, **20**(3), 2009

³³ Bürklein S., Schäfer E., The influence of various automated devices on the shaping ability of Mtwo rotary nickel-titanium instruments, *International Endodontic Journal*, **39**, 945-951, 2006

³⁴ Peters O.A., Peters C.I., Schönenberger K., Barbakow F., ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy, *International Endodontic Journal*, **36**, 93-99, 2003

³⁵ Vaudt J., Bitter K., Kielbassa A.M., Evaluation of rotary root canal instruments *in vitro*: a review, *ENDO*, **1**(3):189-203, 2007

³⁶ Barbosa F., Gomes J. A., Araújo M. C., Influence os Sodium Hypochlorite on Mechanical Properties of K3 Nickel-Titanium Rotary Instruments, *Journal of Endodontics*, **33**, número 8, Agosto, 2007

³⁷ Song J.L., Biau Z., Fan B., Fan M.W., Guturann J.L., Peng B., A comparison of instrument centering ability within the root canl for three contemporary instrumentation techniques, *International Endodontic Journal*, **37**, 265.271, 2004

³⁸ Zhang E., Cheung G.S.P., Zheng Y., Influence of Cross-sectional Design and Dimension on Mechanical Behavior of Nickel-Titaniu, Instruments under Torsion and Bending: A Numerical Analysis, *Journal of Endodontics*, **36**, número 8, Agosto 2010

³⁹ Martín B., Zelada G., Varela P., Bahillo J.G., Magán F., Ajn S., Rodríguez C., Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments, *International Endodontic Journal*, **36**, 262-266, 2003

⁴⁰ Parashos P., Messer H.H., Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences, *Journal of Endodontics*, **32**, no 11, 2006

⁴¹ Anderson M.E., Price J. H., Parashos P., Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments, *Journal of Endodontics*, **33**, no 10, 2007

- ⁴² Saad A., Al-Hadlag S., Al-Katheeri N., Efficacy of Two Rotary NiTi Instruments in the Removal Gutta-Percha During Root Canal Retreatment,, *Journal of Endodontics*, **33**, Número 1, Janeiro 2007
- ⁴³ Dentsply Maillefer, http://www.dentsply.com.br/isogesac/hisows_portal.aspx?1,3,3,Produto,12,130 (consultado em 5 Maio de 2010)
- ⁴⁴ Ruddle C.J., The ProTaper Technique, *Endodontic Topics*, **10**, 187-190, 2005
- ⁴⁵ Ming-Gene T., Chen S., Huang H., Tsai C., Endodontic Shaping Performance Using Nickel-Titanium Hand and Motor ProTaper Systems by Novice Dental Students, *J Formos Med Assoc*,**107**, número 5, 2008
- ⁴⁶ Ruddle C.J., The ProTaper Advantage: Shaping the Future of Endodontics, *Endodontic Topics*, 2005
- ⁴⁷ Dentsply Maillefer, <http://www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics/Endodontic-Files/Rotary-Files/ProTaper-Universal-Rotary.aspx> (Consultado em 4 Abril 2010)
- ⁴⁸ Mallet, J., Diemer F., An Instrument Innovation for Primary Endodontic Treatment: The Revo-S® Sequence, *Smile Dental Journal*, **4**, Issue 4,2009
- ⁴⁹ MicroMega, <http://www.revo-s.com/> (Consultado em 4 Abril 2010)
- ⁵⁰ Microscopia Electrónica de Varrimento, <http://www.dbio.uevora.pt/jaraujo/biocel/metecnicas.htm> (Consultado em 4 Abril 2010)
- ⁵¹ Gulabivala K., Patel B., Evans G., Yan-Ling, Effects of mechanical and chemical procedures on root canal surfaces, *Endodontic Topics*, **10**, 103-122, 2005
- ⁵² Walton, Torabinejad, *Principles and Practice of Endodontics*, 3ª edição, 2002
- ⁵³ Paqué F., Laib A., Gautschi H., Zehnder M., Hard-Tissue Debris Accumulation Analysis by High-Resolution Computed Tomography Scans, *Journal of Endodontics*, **35**, no 7, Julho 2009
- ⁵⁴ Peters O.A., Peters C.I., Schönenberger K., Barbakow F., ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT, *International Endodontic Journal*, **35**, 86-92, 2003

