

ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE PERFIL GEOMÉTRICO TRANSVERSAL E
EFICIÊNCIA DE CORTE DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS ROTATÓRIOS DE
NÍQUEL-TITÂNIO

Marisa Carneiro da Rocha Siciliano

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Aprovada por:

Prof. José Antônio da Cunha Ponciano Gomes, D. Sc.

Prof. Lúcio Sathler, D. Sc.

Prof. Luiz Carlos Pereira, D. Sc.

Prof. Paulo Ferreira Garcia Filho, D. Sc

Prof^a. Luciana Moura Sassone, D. Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
MARÇO DE 2008

SICILIANO, MARISA CARNEIRO DA ROCHA

Análise da Correlação Entre Perfil Geométrico Transversal e Eficiência de Corte de Instrumentos Endodônticos Rotatórios de Níquel-Titânio [Rio de Janeiro] 2008

XI, 124 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2008)

Dissertação - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio 2. Ângulos de corte 3. Eficiência de corte 4. Desgaste

I. COPPE/UFRJ II. Título (série).

“A mente que se abre a uma nova idéia jamais retorna a seu tamanho original.”

Albert Einstein

A meu filho, André
e meus pais, Paulo e Belita,
com carinho e admiração.

Agradecimentos:

Ao Prof. José Antônio da Cunha Ponciano Gomes que, com sensibilidade e visão interdisciplinar, orienta alunos de áreas bem distintas, sempre considerando e valorizando os interesses de cada um. Muito obrigada pela orientação, pelos valiosos ensinamentos, pelo apoio e paciência na condução deste trabalho.

Ao Prof. Lúcio Sathler, pelo interesse, por estar sempre pronto a ajudar a todos os alunos do Laboratório de Corrosão.

Ao Prof. Luiz Carlos Pereira (Lula), que a todos contagia com seu interesse por fotografia e imagens. Seus ensinamentos me ajudaram a tornar minhas aulas muito mais interessantes. Obrigada também por disponibilizar o laboratório TERMIC para a aquisição das imagens, a partir das quais este trabalho foi desenvolvido.

Ao Prof. José Luis Lopes da Silveira, da Engenharia Mecânica, pela sua disponibilidade, interesse e atenção. E pelas idéias e sugestões, que muito enriqueceram este trabalho.

Aos professores Gloria Soares, Luis Marcelo Tavares, Luiz Henrique de Almeida, Renata Simão e Tsuneharu Ogasawara que, assim como os professores Ponciano, Lúcio e Lula, despertaram em mim, bem como em tantos profissionais da área de saúde que procuram esta casa, um grande interesse pela engenharia. Obrigada pelos valiosos conhecimentos transmitidos.

A Jefferson Rodrigues de Oliveira, pela generosidade, pela disponibilidade em ajudar a todos os colegas do laboratório, principalmente com os programas de computador e com os mais variados dispositivos.

“A palavra convence, o exemplo arrasta”. Ao Dr. Wladimir de Souza Pereira Filho e Dr. Paulo Moreira de Carvalho, dois exemplos muito fortes, e sempre presentes em minha vida profissional.

Ao Prof. Paulo Ferreira Garcia Filho, pela amizade, pelas idéias, pelo incentivo, e também pela confiança demonstrada ao me recomendar para esse curso.

Às queridas amigas Prof^a. Ana Capanema e Prof^a. Luciana Sassone, pela participação neste trabalho, desde a escolha do tema (Ana), até a avaliação final (Luciana). Por serem para mim um exemplo, pelo apoio ao cobrirem minhas ausências no Laboratório de Endodontia da Universidade Gama Filho, e pelo incentivo. Mas, principalmente, obrigada por saber que posso contar sempre com vocês.

À minha madrinha Prof^a. Gláucia Maria Queiroz, que me apontou o caminho e abriu as portas, e ao Prof. Maurício Santa Cecília, pela cobrança e incentivo. Não fosse por vocês, com certeza, eu nem teria iniciado este trabalho, que fiz com tanto interesse e prazer.

Ao Prof. Marcos César Pimenta de Araújo e Prof. Mario João, que já na graduação me ensinaram Endodontia e Materiais Dentários. Muito obrigada pela confiança em mim depositada quando aceitaram me recomendar para este curso.

Aos técnicos, que foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho. Alecir e Flavio, no ajuste do dispositivo, na confecção das amostras e dos padrões de corte; Laércio, na aquisição das imagens; Nelson e Julio, com o Isomet; e Robson, com o projetor de perfis. Muito obrigada pela disponibilidade e pela boa vontade com que sempre me atenderam.

Ao pessoal do Laboratório de Corrosão:

Prof. Miranda, sempre com uma palavra de otimismo quando as coisas não corriam tão bem,

Fabíola, por compartilhar comigo suas gavetas, horas de estudo, e tantas idéias, Leila, Carol e Uara, pelos momentos de muita alegria que passamos juntas. Sem esquecer da fundamental ajuda com os gráficos e tabelas.

Às amigas Neuza e Tatiana, obrigada por ter podido contar com o apoio e amizade de vocês desde o começo.

Aos meus irmãos Isabela e Paulinho, e meus cunhados Cláudio e Paulo César, pela enorme paciência, disponibilidade, e pelas valiosas explicações, que me permitiram acompanhar e concluir as disciplinas do curso.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE PERFIL GEOMÉTRICO
TRANSVERSAL E EFICIÊNCIA DE CORTE DE
INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS ROTATÓRIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO

Marisa Carneiro da Rocha Siciliano

Março/2008

Orientador: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

Neste trabalho foram medidos, no plano ortogonal, os ângulos da parte de corte de instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio, dos sistemas Hero 642, K3, ProFile e ProTaper. Instrumentos novos e instrumentos ensaiados por 2 minutos em dentina foram embutidos em resina, seccionados transversalmente e fotografados com máquina fotográfica acoplada a um microscópio ótico. Com um programa de análise de imagens foram medidos os ângulos de saída, cunha e folga. A eficiência de corte e o desgaste desses instrumentos foram avaliados comparando-se a corrente acumulada consumida por cada um deles para seccionar completamente padrões de corte de PVC.

As limas ProFile, ProTaper e Hero 642 apresentam ângulos de saída negativos. Nas limas K3 encontrou-se ângulos de saída positivos e negativos, sendo maior a frequência de ângulos negativos nas regiões mais próximas à ponta.

À exceção dos ângulos de folga neutros, ângulos de folga não influenciam a capacidade de corte dos instrumentos.

Observou-se que instrumentos com pelo menos um ângulo de saída positivo apresentam maior eficiência de corte, mas sofrem desgaste repentino e imprevisível. Instrumentos com ângulos de saída negativos possuem menor eficiência, mas maior resistência ao desgaste. A pior capacidade de corte foi encontrada em instrumentos onde se observa a combinação ângulo de saída negativo + guia radial.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

ANALYSIS OF THE RELATIONSHIP BETWEEN CROSS-SECTION GEOMETRY AND CUTTING EFFICIENCY OF NICKEL-TITANIUM ENDODONTIC ROTARY FILES

Marisa Carneiro da Rocha Siciliano

March/2008

Advisor: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Department: Metallurgical and Materials Engineering

This study aimed to measure, on the orthogonal plane, the cutting angles of some endodontic nickel-titanium rotary files. Hero 642, K3, ProFile and ProTaper files, in "as received" condition and used for 2 minutes on dentin, were embedded in acrylic resin, transversely sectioned and a photomicrograph was taken of each file. Rake angle, wedge angle and clearance angle were determined by using an image analysis software. Cutting efficiency and wear were compared by measuring the accumulated current needed to cut a PVC plate.

Hero 642, ProFile and ProTaper files have negative rake angles. The result of this study demonstrated negative and positive rake angles for K3 files, and most of the negative rake angles were found near the tip of the file.

There is no influence of clearance angle on cutting efficiency of rotary NiTi files, except for the neutral ones.

Files with one positive rake angle presents greater cutting efficiency, but also rapid and unpredictable wear. Files with negative rake angles demonstrate lower cutting ability, but greater wear resistance. The worst cutting efficiency were observed among endodontic rotary instruments with negative rake angle + radial land together.

ÍNDICE:

1. Introdução.....	1
2. Revisão da literatura.....	2
2.1. Tratamento endodôntico.....	2
2.2. Instrumentos endodônticos.....	4
2.3. Ligas de níquel-titânio.....	6
2.4. Instrumentos endodônticos de níquel-titânio.....	10
2.5. Instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio.....	11
2.5.1 Características gerais dos instrumentos rotatórios.....	11
2.5.2. Instrumentos ProFile.....	15
2.5.3. Instrumentos K3.....	16
2.5.4. Instrumentos MM Hero 642.....	17
2.5.5. Instrumentos ProTaper.....	17
2.6. Geometria de corte das ferramentas.....	18
2.7. Ângulos medidos no plano transversal ao eixo longitudinal dos instrumentos endodônticos.....	20
2.8. Eficiência de corte dos instrumentos endodônticos.....	24
3. Materiais e métodos.....	32
3.1. Materiais.....	32
3.2. Medição do perfil longitudinal das limas.....	33
3.3. Caracterização dos instrumentos.....	34
3.4. Determinação dos ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos..	36
3.4.1. Aquisição de imagens.....	36
3.4.2. Definição dos ângulos do perfil geométrico transversal.....	39
3.4.3. Mensuração dos ângulos.....	39
3.5. Ensaio de eficiência de corte dos instrumentos.....	41
3.6. Ensaio de desgaste dos instrumentos.....	44
3.6.1. Ensaio de desgaste em PVC.....	44
3.6.2. Ensaio de desgaste em dentina.....	45

3.7. Determinação do desgaste dos ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos.....	45
4. Resultados.....	47
4.1. Perfil longitudinal das limas.....	47
4.2. Ângulos do perfil geométrico transversal.....	49
4.2.1 Ângulos de saída.....	49
4.2.2. Ângulos de cunha e de folga.....	58
4.3. Eficiência de corte dos instrumentos.....	60
4.4. Avaliação do desgaste dos instrumentos.....	62
4.4.1. Desgaste dos instrumentos – Cortes sucessivos em PVC.....	62
4.4.2. Desgaste dos instrumentos – Por trabalho em dentina.....	64
4.5. Alterações do perfil geométrico transversal após trabalho em dentina.....	65
4.5.1. Ângulos de saída.....	65
4.5.2. Ângulos de cunha.....	66
4.5.3. Ângulos de folga.....	67
5. Discussão.....	68
5.1. Ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos.....	70
5.2. Avaliação da eficiência de corte.....	85
5.3. Avaliação de desgaste.....	89
5.4. Ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos usados em dentina.....	94
5.5. Correlação entre perfil geométrico transversal e eficiência de corte.....	101
6. Conclusões.....	105
7. Referências bibliográficas.....	106
Anexo.....	116

1. INTRODUÇÃO

Importante etapa do tratamento endodôntico, a instrumentação, ou preparo químico-mecânico do sistema de canais radiculares, é realizada pela ação mecânica dos instrumentos endodônticos coadjuvada pela utilização de substâncias químicas auxiliares. Para o sucesso do tratamento, é fundamental que o canal seja totalmente limpo, que o instrumento endodôntico atue em todas as suas paredes, todavia sem que o trajeto original do canal seja modificado. Esse grande desafio para a endodontia tornou-se mais fácil de ser vencido com a introdução das ligas de níquel-titânio na fabricação de instrumentos endodônticos.

A superelasticidade dessas ligas confere aos instrumentos grande flexibilidade, possibilitando a limpeza eficiente e a manutenção do trajeto, mesmo em canais com curvaturas bem acentuadas. Essa superelasticidade tornou possível ainda, numa parceria da engenharia com a endodontia, o desenvolvimento de instrumentos que, acionados a motor, pudessem ser girados em rotação contínua no interior do canal radicular. A instrumentação rotatória tornou o tratamento endodôntico mais rápido, mais confortável para o paciente e para o profissional e, o que é mais importante: de muito melhor qualidade.

Como ainda não foram estabelecidas normas para a produção dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor, os fabricantes têm desenvolvido diferentes sistemas rotatórios, com geometria variada. Na hora de fazer sua escolha por um desses sistemas, muitas vezes o endodontista conta apenas com as informações disponibilizadas pela propaganda dos próprios fabricantes.

À geometria de cada instrumento estão relacionadas sua eficiência e segurança, por isso é importante se conheça bem todos os detalhes dessas variações geométricas.

Este trabalho tem por objetivo caracterizar o perfil geométrico transversal de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor, de quatro sistemas comercializados no Brasil e amplamente utilizados na prática clínica, comparar sua capacidade de corte e padrão de desgaste, e correlacionar geometria de cunha de corte e eficiência .

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Tratamento Endodôntico

Todos os dentes possuem em seu interior uma cavidade denominada cavidade pulpar, ocupada em todo seu volume pela polpa dental, um tecido conjuntivo frouxo altamente especializado¹. Essa cavidade, cuja forma se assemelha ao formato exterior do dente, é totalmente circundada por dentina, com exceção da área do forame apical, na extremidade radicular. [1] A dentina, por sua vez, é envolvida na coroa por esmalte, e na raiz por cimento.

A cavidade pulpar é dividida em duas regiões: câmara pulpar ou câmara coronária, relacionada à coroa, e canal radicular, porção da cavidade pulpar correspondente à raiz. (Figura 1)

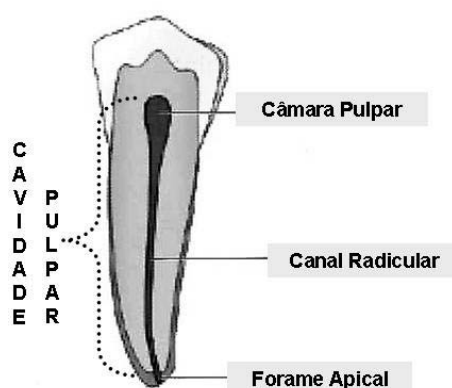


Figura 1 – Representação esquemática da cavidade pulpar de um dente unirradicular.

Por estar confinada entre as paredes rígidas da cavidade pulpar, quando a polpa se apresenta irreversivelmente inflamada está indicada a sua remoção. Muitas vezes até mesmo uma polpa saudável precisa ser removida, para que um dente que sofreu extensa destruição por cárie ou trauma possa ser adequadamente restaurado com a cimentação de um núcleo no interior do canal. O esvaziamento da cavidade pulpar se impõe, ainda, nos casos de necrose pulpar. Em todos esses casos, onde há necessidade de remoção da polpa vital ou de seus restos necróticos, está indicada a realização do tratamento endodôntico.

¹ O tecido pulpar é classificado como tecido conjuntivo especializado, pois só nele são encontrados os odontoblastos, células responsáveis pela fabricação de dentina.

O tratamento endodôntico compreende acesso à cavidade pulpar, seu esvaziamento, limpeza e modelagem e, finalmente, sua obturação tridimensional. [2]

No passado os canais eram manipulados com a finalidade principal de colocação de medicamentos, com pouca atenção para a necessidade de remoção completa do conteúdo orgânico de seu interior. Em 1974 SCHILDER [3] salientava que o sucesso do tratamento endodôntico estava diretamente ligado, além da desinfecção, ao correto preparo do canal radicular. E que os conceitos desse preparo não mais deveriam ser empíricos, mas seguir certos princípios baseados na limpeza completa e tridimensional e na modelagem, mantendo a forma original do canal e o forame em sua posição.

A limpeza do sistema de canais radiculares visa à eliminação de irritantes como bactérias, seus produtos, e tecido pulpar degenerado, criando um ambiente propício para a reparação dos tecidos perirradiculares. A limpeza é lograda pela ação mecânica dos instrumentos endodônticos junto às paredes internas do canal radicular, a instrumentação, e pela ação química de soluções irrigadoras. À medida que o canal vai sendo ampliado pelo uso seqüencial dos instrumentos, abre-se espaço para que a solução irrigadora, o hipoclorito de sódio, penetre mais profundamente no conduto. [4,5]

A limpeza e a modelagem do canal radicular acontecem concomitantemente. Ao trabalhar no conduto efetuando a limpeza mecânica, os instrumentos vão planificando e regularizando as paredes, e modelando o canal de forma a permitir não só a penetração adequada da solução irrigadora, mas também a eficiente inserção do material obturador. [5,6]

A modelagem tem como objetivo a obtenção de um canal radicular de formato cônico contínuo, com o menor diâmetro apical e o maior em nível coronário. Este formato cônico vai permitir, na etapa seguinte do tratamento, uma correta inserção do material obturador e, conseqüentemente, o vedamento hermético tridimensional da cavidade endodôntica. O canal obtido após a modelagem, também chamado canal cirúrgico, deve obrigatoriamente conter em seu interior todo o canal anatômico, ou seja, a forma final do preparo não deve alterar a forma original do canal radicular. [4]

O instrumento endodôntico não é uma broca. Ele trabalha alargando um espaço pré-existente e muito irregular: o canal radicular. É importante que ele acompanhe as curvaturas do canal, e que sua ação de corte seja realmente efetiva em todas as paredes.

Em canais curvos, o desenvolvimento de um formato cônico progressivo, a permanência da forma original do canal, sem que o seu trajeto seja desviado, e a

manutenção do forame apical em sua posição e formato originais, são tarefas bem difíceis de serem alcançadas. [4]

2.2 Instrumentos Endodônticos

O primeiro instrumento endodôntico foi idealizado por Maynard, em 1838, a partir de uma mola de relógio. A mola, estendida, era introduzida no canal radicular e arrastada contra suas paredes, visando esvaziar-lo. [7]

Ao longo da história, uma variedade enorme de instrumentos tem sido proposta com a finalidade de tornar a limpeza mecânica do canal radicular cada vez mais eficiente.

Até 1962 os instrumentos endodônticos eram construídos pelo livre arbítrio das fábricas. Não havia especificações exatas no que concerne ao diâmetro, afilamento e comprimento da parte ativa, nem para um mesmo número, e nem para os números imediatamente superiores ou inferiores. Na 2ª Conferência Internacional de Endodontia, em 1958, Ingle e Levine sugeriram a modificação dos instrumentos antigos, padronizando-os. Os desenhos dos novos instrumentos e sua nomenclatura foram aprovados em 1962 pela Associação Americana de Endodontistas [8], servindo de base para o desenvolvimento de normas internacionais padronizando tamanho, geometria, conicidade uniforme de 0,02 mm por mm, e estabelecendo um limite de tolerância de 0,02 mm para mais ou para menos nos diâmetros das pontas. [9]

Segundo LOPES E SIQUEIRA JR [4], nessa época já se usava aço inoxidável na fabricação dos instrumentos endodônticos, que antes eram comercializados apenas em aço carbono. As limas de aço inoxidável foram ganhando cada vez mais preferência devido às vantagens que apresentavam principalmente em relação a tenacidade, dureza, capacidade de corte, resistência à corrosão e à fratura. Em 1982 a ADA propôs a revisão da especificação número 28, retirando desta as limas de aço carbono. [4]

Os instrumentos endodônticos padrão ISO são formados por: cabo, intermediário e lâmina ou parte ativa, como pode ser visto na figura 2. O cabo, de plástico, tem a cor correspondente à numeração padronizada.

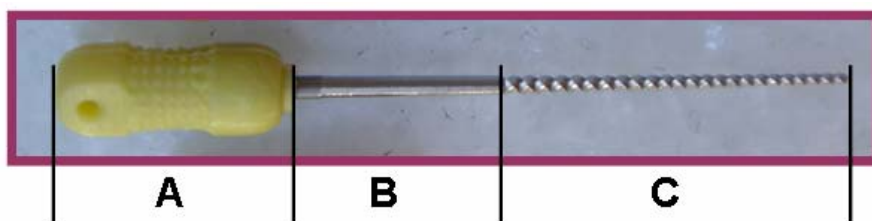


Figura 2 – Lima endodôntica manual:
A: cabo, B: intermediário, C: parte ativa.

A parte ativa é cônica, tem 16 mm de comprimento, e sua conicidade é de 0,02mm/mm. Essa conicidade leva em consideração o diâmetro anatômico do canal radicular. A ponta do instrumento, ou guia de penetração, tem a finalidade de servir de guia e facilitar a penetração do instrumento no canal radicular. Pode ser ativa (com arestas cortantes) ou passiva (não cortante, com bordas arredondadas).

A numeração dos instrumentos padronizados (ISO), de 06 a 140, corresponde ao diâmetro na base da ponta do instrumento, expresso em centésimos de milímetros. Esse diâmetro na base da ponta é o diâmetro D_0 , D_1 é o diâmetro do instrumento a 1mm de sua ponta, D_2 o diâmetro a 2mm da ponta, e assim por diante até D_{16} , o diâmetro junto ao intermediário (a 16 mm da ponta).

Os instrumentos endodônticos podem apresentar diferentes perfis de secção transversal (Figura 3).

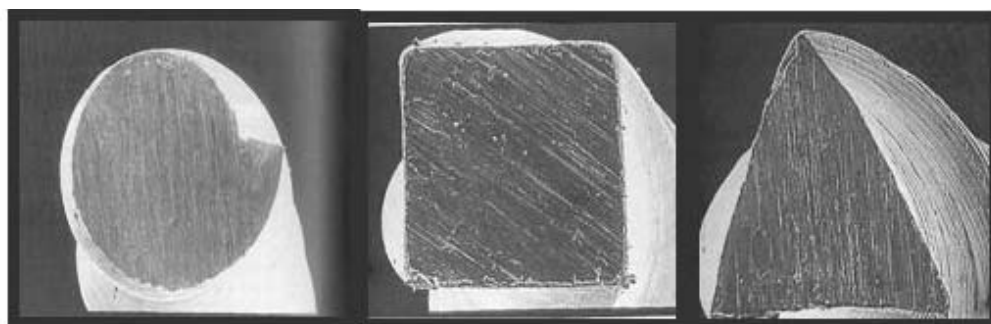


Figura 3 – Diferentes secções transversais de instrumentos endodônticos manuais.
Lima Hedstroen (à esquerda), lima tipo K de secção quadrangular (centro) e lima tipo K de secção triangular (à direita).

O tipo de movimento aplicado ao instrumento endodôntico manual para que ele efetivamente corte a dentina, depende da sua geometria. O alargamento de um canal radicular pode ser realizado por meio de rotação parcial com giro do

instrumento à direita, rotação parcial alternada com giro à direita e à esquerda, e movimento de limagem, ou seja, penetração do instrumento no canal, pressão lateral contra as paredes e tração. [4] Para que o canal seja adequadamente ampliado esses movimentos são repetidos inúmeras vezes, o que se traduz em grande tempo de trabalho e desgaste físico do profissional e do paciente.

Visando facilitar o trabalho do endodontista, algumas tentativas foram feitas no sentido de se empregar instrumentos de aço inoxidável acionados a motor. Alguns aparelhos foram desenvolvidos, mas nunca se tornaram importantes na prática endodôntica em razão dos constantes fracassos que ocasionavam. As limas de aço não têm a flexibilidade necessária para serem usadas em movimentos rotatórios no interior de canais curvos sem modificar a trajetória original do canal e sem perfurar as paredes dentinárias. Além disso, a fratura desses instrumentos era muito freqüente. [10]

A utilização eficiente de instrumentos rotatórios no preparo químico-mecânico dos canais radiculares só se tornou possível com a introdução das ligas de níquel-titânio na endodontia.

2.3 Ligas de Níquel-Titânio

A liga de níquel-titânio foi desenvolvida no início dos anos sessenta por W. F. Buehler, que pesquisava uma liga com propriedades anti-magnéticas e que apresentasse resistência à corrosão pela água do mar. Logo foi utilizada no programa espacial americano, na fabricação de antenas para naves e satélites espaciais. Nitinol (*ni* de níquel, *ti* de titânio, e *noI* de Naval Ordnance Laboratory, laboratório onde foi desenvolvida, em Silver Springs, Maryland, EUA) representa uma família de ligas de níquel e titânio que apresentam propriedades únicas: memória de forma e superelasticidade. [11]

Peças confeccionadas de um material com efeito memória de forma podem ser deformadas a baixas temperaturas e retornam a sua forma original quando a temperatura é novamente elevada. Esse comportamento é basicamente consequência de uma transformação de fase, com a austenita dando origem a uma martensita autoacomodada e cristalograficamente reversível. [12] É uma transformação que se caracteriza pela ausência de difusão sendo, portanto, independente do tempo. Ocorre quase instantaneamente, os grãos de martensita nucleiam e crescem a uma taxa muito rápida [13].

A estrutura cristalina das ligas de NiTi estável a elevadas temperaturas é a austenita, estrutura cúbica de corpo centrado. Durante o resfriamento, a uma

temperatura identificada como M_S (Martensita Start) inicia-se a transformação austenita→martensita, a transformação martensítica. Nessa transformação de fase, os átomos experimentam movimentos coordenados, havendo apenas um pequeno deslocamento de cada átomo em relação a seus vizinhos, organizando-se agora numa estrutura monoclinica. Abaixo da temperatura M_F toda a estrutura já será martensítica. Quando há novo aquecimento, a uma temperatura entre as temperaturas A_S e A_F , a liga passa novamente à estrutura austenítica. Essas temperaturas de transformação são fortemente dependentes da composição da liga e da história térmica do material. [11, 14, 15]

A histerese² da transformação martensítica está mostrada na figura 4.

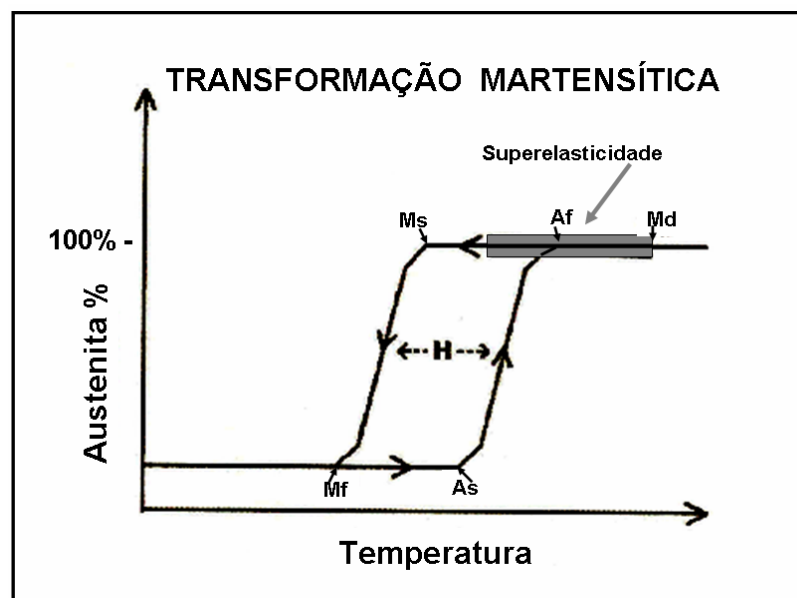


Figura 4 – Histerese da transformação martensítica:
 M_S - Temperatura de início da transformação austenita→martensita,
 M_F - Temperatura final da transformação austenita→martensita,
 A_S - Temperatura de início da transformação martensita→austenita,
 A_F - Temperatura final de transformação martensita→austenita,
 M_d - Temperatura limite de transformação austenita→martensita induzida por tensão.
 A faixa cinza marcada corresponde à faixa de temperatura ótima onde se observa o efeito de superelasticidade.

² Histerese é o fenômeno em que duas grandezas mantêm uma relação, de modo que a variação de uma delas depende do fato de a outra estar crescendo ou decrescendo relativamente a ela.

Quando a estrutura passa de austenita para martensita, esta toma diferentes orientações cristalográficas em relação a um sistema de referência posicionado na fase original. Cada possível orientação da martensita é chamada de Variante. Como a ocorrência de cada variante é aleatória, quando se dá essa transformação quase nenhuma modificação é detectável macroscopicamente, pois a alteração de volume provocada por uma variante em uma direção é balanceada pela variação de volume de outra variante que se forma em outra direção.

Porém, ao se aplicar uma força externa, a peça na fase martensítica poderá ser facilmente deformada, pois nesse caso as variantes martensíticas se acomodarão preferencialmente na direção da força aplicada. E tal deformação é permanente pois, se a temperatura não for alterada, a martensita permanecerá estável. [14] (Figura 5)

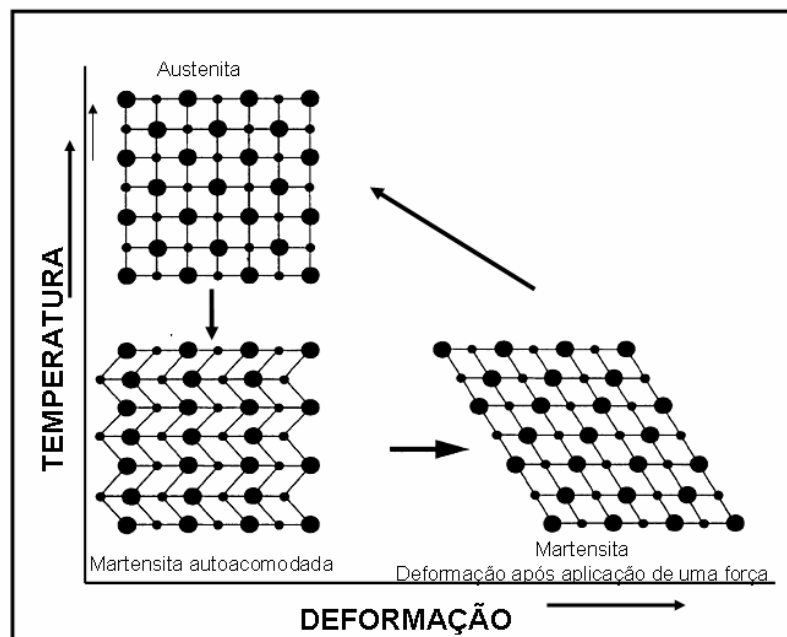


Figura 5 – Representação da transformação martensítica e do efeito memória de forma. [11]

Quando a liga é aquecida a uma temperatura acima de A_F , a martensita e suas variantes, que não são mais estáveis a essa temperatura mais elevada, transformam-se em austenita e, pela formação de ligações fortemente direcionais e com alta energia de ligação, os átomos deslocados são atraídos de volta a suas

posições originais (figura 5). Essa volta é possível porque, quando as variantes martensíticas se orientaram na direção da força aplicada, o movimento entre os planos atômicos adjacentes foi menor que uma distância interatômica completa, desse modo não houve quebra de ligação entre os átomos, e é esse fenômeno que permite que a liga retorne à sua forma original, quando novamente aquecida. Esse é o efeito memória de forma: a recuperação da forma que a peça possuía originalmente, antes de ser resfriada e deformada. [11]

A transformação austenita→martensita também pode ser induzida por tensão: é o efeito de superelasticidade ou pseudoelasticidade. E a grande aplicação das ligas de NiTi na endodontia é exatamente devido a esse efeito de superelasticidade.

Esse efeito se observa apenas numa faixa de temperatura entre M_s e M_d , sendo M_d maior que M_s . (Figura 4). No caso dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio, a temperatura ambiente e a temperatura do corpo humano se encontram exatamente dentro dessa faixa, o que significa que eles apresentam comportamento superelástico durante o uso clínico. [16,17]

Entre a temperatura M_s e a temperatura M_d , a estrutura estável é a austenita. A transformação de fase ocorre quando o instrumento é submetido a um carregamento que excede uma determinada tensão. Uma vez atingido esse nível de tensão crítico, a austenita se torna instável, e busca a estabilidade transformando-se em martensita. [14, 15]

A tensão crítica necessária para induzir a transformação de fase é dependente da temperatura. Em temperaturas acima de M_d não mais se observa o efeito de superelasticidade pois, nesse caso, a tensão necessária para a transformação da austenita em martensita seria maior que a própria tensão limite de escoamento do material. [14]

No caso dessa transformação austenita→martensita induzida por tensão, as variantes martensíticas formadas já vão imediatamente se orientando ao longo da direção da força que está sendo aplicada, ocasionando a deformação. O instrumento endodôntico de NiTi pode sofrer uma deformação de até 8% quando submetido a uma tensão. Essa tensão pode ser, por exemplo, a curvatura do canal radicular. Quando há o descarregamento, como a martensita é instável à temperatura do canal radicular, ocorre novamente a transformação martensita→austenita, os átomos que foram deslocados voltam às suas posições originais, e o instrumento recupera a forma que possuía antes de ter sido deformado. [15]

Essa deformação vai até o limite de acomodação das variantes martensíticas. Até aproximadamente 8% a deformação é completamente reversível. A partir daí, ocorre deformação plástica, ou seja, deslizamento de discordâncias: quebra de ligações com átomos vizinhos originais e formação de novas ligações. E com a remoção da tensão eles não mais retornam à sua posição original. [14]

2.4 Instrumentos Endodônticos de Níquel-Titânio

CIVJAN et al. [18] estudaram em 1975 o comportamento mecânico de ligas equiatômicas de níquel-titânio e sugeriram sua utilização em medicina e odontologia, especialmente dentística, cirurgia, ortodontia, periodontia e endodontia.

Em 1988, WALLIA et al. [19] confeccionaram o primeiro instrumento endodôntico em níquel-titânio a partir de um fio ortodôntico submetido a processo de usinagem. Esses protótipos de lima tipo K de NiTi foram comparados a limas tipo K de aço inoxidável, de mesmo calibre (número 15), em testes de cisalhamento e torção. Os autores concluíram que as limas de NiTi eram duas ou três vezes mais flexíveis que as de aço, e sugeriram o emprego do Nitinol na confecção de limas endodônticas, visando facilitar a instrumentação de canais curvos.

A partir do início da década de 90, as empresas fabricantes de instrumentos começaram a produzir comercialmente, em larga escala, limas endodônticas manuais de níquel-titânio. Devido à sua grande flexibilidade, esses instrumentos acompanham com facilidade as curvaturas do canal radicular e são capazes de, ao trabalhar realizando o desgaste das paredes dentinárias, promover o alargamento do canal mantendo sua forma original e a posição do forame inalterada. [4]

Hoje existem no mercado instrumentos endodônticos de NiTi que foram projetados para serem utilizados em movimentos mecânicos rotatórios, no sentido horário, acionados a motores elétricos que oferecem velocidades constantes, sem oscilações. Muitos motores possuem também controle automático de torque. [20]

É certo que as limas manuais fabricadas em aço inoxidável são ainda, muitas vezes, insubstituíveis. Isso porque elas apresentam boa resistência à fratura e, como são relativamente rígidas e pré-curváveis, são os instrumentos indicados para exploração e cateterismo de canais curvos e de calibre excessivamente pequeno [20], e para vencer degraus e desvios que, eventualmente, tenham se formado durante a instrumentação. Por outro lado, a instrumentação rotatória é um avanço que veio para ficar, indispensável para o especialista, e uma realidade cada vez mais presente também no consultório do clínico geral.

Não foram estabelecidas, ainda, normas para a produção de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Vários sistemas diferentes estão atualmente disponíveis no mercado, e ainda não é muito claro como as diferenças na geometria desses sistemas afetam o desempenho clínico dos instrumentos. Assim, ao se decidir pela utilização de um ou outro sistema, o endodontista conta ainda, na maioria das vezes, apenas com as informações técnicas disponibilizadas pelos próprios fabricantes. [21, 22]

2.5 Instrumentos Endodônticos Rotatórios de Níquel-Titânio

Os instrumentos endodônticos de níquel-titânio que trabalham no interior do canal radicular acionados a motor são, na verdade, ferramentas classificadas como alargadores. Alargadores são definidos em mecânica como ferramentas de geometria definida, multicortantes, de forma cilíndrica ou cônica que, com movimentos de corte (rotação) e avanço (penetração), têm por finalidade alargar e dar acabamento a furos preexistentes [23]. Em endodontia, pela tradição, esses instrumentos são chamados de limas rotatórias.

2.5.1 Características Gerais dos Instrumentos Rotatórios

Alguns aspectos da geometria das limas rotatórias têm sido descritos na literatura endodôntica e destacados nas especificações técnicas dos fabricantes dos diversos sistemas oferecidos no mercado.

Conicidade - É o aumento do diâmetro da parte ativa do instrumento por unidade de comprimento. Nos instrumentos padrão ISO a conicidade é sempre de 0,02 mm/mm. Nos instrumentos rotatórios de menor conicidade, essa é de 0,02 mm/mm, mas há instrumentos com maiores conicidades, chegando até 0,12 mm/mm.

Existem sistemas rotatórios cujos instrumentos possuem conicidade constante ao longo da parte ativa, e sistemas com instrumentos de diferentes conicidades ao longo da parte ativa (sistema ProTaper® - Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça).

Nos sistemas com conicidade constante, há instrumentos com mesma conicidade e diâmetros da ponta diferentes, e instrumentos com o mesmo diâmetro de ponta, e conicidades diferentes. [22, 24, 25]

Ponta – Ponta, ou guia de penetração, é a estrutura localizada na extremidade da parte ativa do instrumento. A ponta cônica não-cortante funciona como uma guia, apenas contornando as curvaturas no interior do canal radicular e possibilitando a manutenção do instrumento endodôntico na luz do canal durante o movimento de penetração. A ponta ativa tem a capacidade de efetuar desgaste na direção apical, e pode promover desvio do trajeto original do canal. [4, 6, 22, 26]

Haste helicoidal – Estende-se da base da ponta até a parte intermediária do instrumento. Juntamente com a ponta, forma a parte ativa do instrumento, e é a estrutura responsável pelo desgaste das paredes internas do canal radicular. É constituída pelas hélices (estruturas de corte) e pelo canal helicoidal (estrutura de remoção dos resíduos do corte). É cônica, e sua seção transversal tem diferentes formatos, de acordo com o tipo de instrumento. [4, 26] Há sistemas que apresentam, no mesmo instrumento, diferentes seções transversais. (Figura 6).

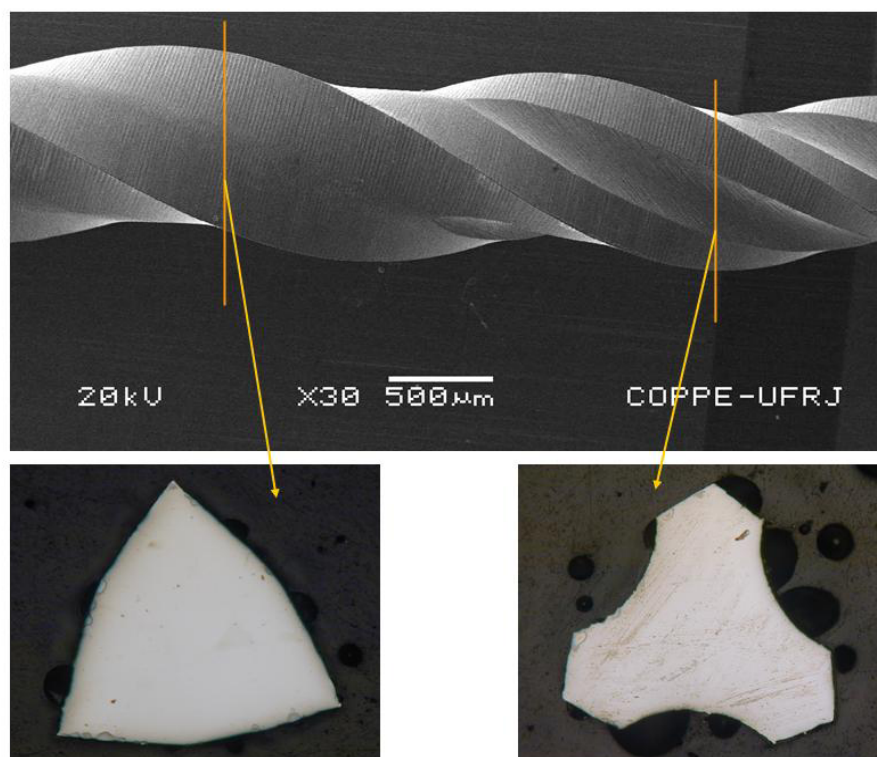


Figura 6 – Diferentes seções transversais no mesmo instrumento ProTaper F3. A 12 mm da ponta (à esquerda) e a 10 mm da ponta (à direita).

Ângulo helicoidal - É o ângulo de inclinação da hélice, formado entre o eixo longitudinal do instrumento e a hélice, ou seja: a superfície cortante. (Figura 7)

Na maioria dos sistemas endodônticos rotatórios, o ângulo helicoidal é constante. Como ocorre com um parafuso de rosca direta, quando a lima gira no interior do canal radicular existe a possibilidade de aparafusamento: o instrumento tende a penetrar cada vez mais no interior do canal, podendo chegar a travar e fraturar, se o motor continuar girando. Inclinações diferentes das hélices de um mesmo instrumento reduzem esse efeito. Assim, alguns sistemas foram desenvolvidos apresentando variação do ângulo de inclinação da hélice ao longo da parte ativa. O sistema RaCe (FKG Dentaire, Suíça) tem “design” helicoidal alternativo, alternando porções espiraladas e não espiraladas ao longo da parte ativa. [1, 4, 22, 26, 27]

KOCH e BRAVE [22] apontam ainda como desvantagem do ângulo helicoidal constante o fato deste permitir maior acúmulo de raspas de dentina, principalmente na parte coronal do instrumento.

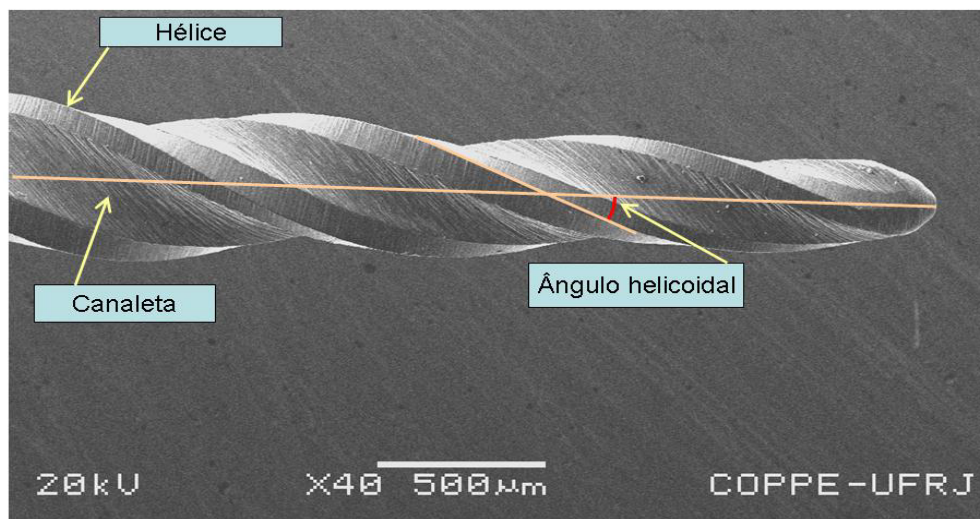


Figura 7 – Lima ProTaper F3, esquematizando-se hélice, canaleta helicoidal e ângulo helicoidal.

Canaletas helicoidais - Atuam como área de escape, uma vez que esses espaços servem para receber as raspas de dentina, conseqüentes da instrumentação [20]. Durante a rotação do instrumento, é por esse espaço que a dentina que foi cortada pelo fio da hélice se desloca no sentido cervical. E é por aí também que ocorre o fluxo das soluções irrigadoras. [1, 26] (Figura 7)

Núcleo - É a parte central do instrumento, delimitada pelo fundo do canal helicoidal. (Figura 8) É o volume interno do metal, e está relacionado à resistência

e à flexibilidade do instrumento. Quanto menor o diâmetro do núcleo, maior a flexibilidade e a vida em fadiga da lima. Porém, quanto menor o diâmetro do núcleo, menor será sua resistência à fratura por torção. [1, 28].

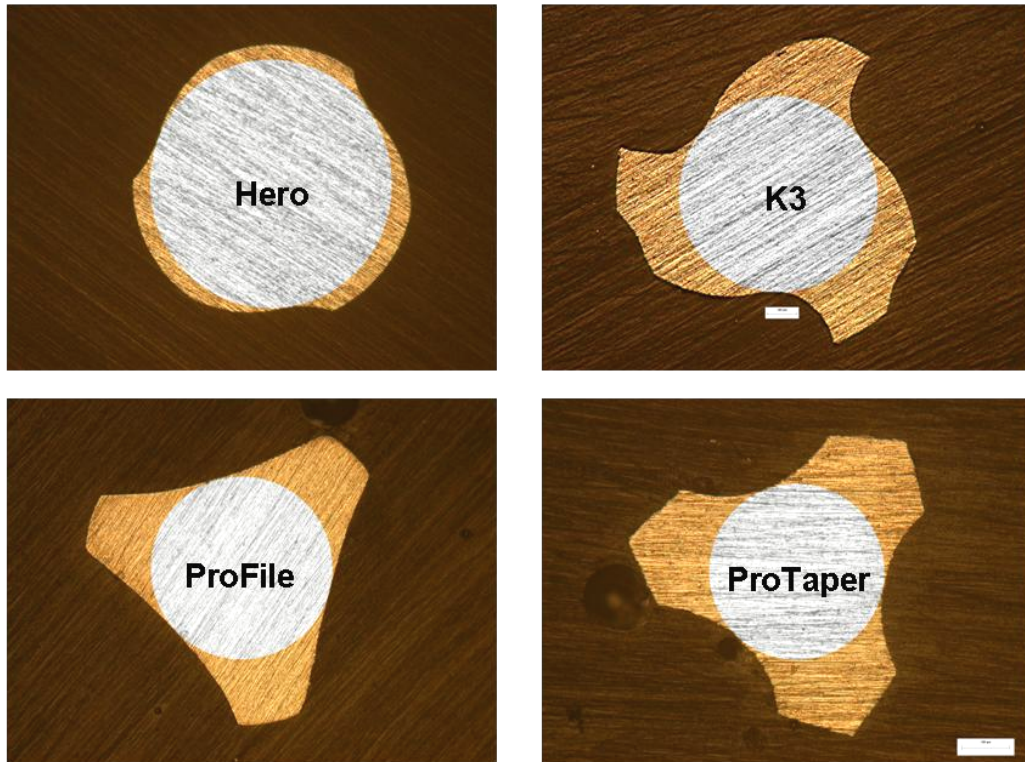


Figura 8 - Núcleos de alguns instrumentos endodônticos rotatórios

Guia radial (superfície radial, radial land) – Superfície plana, imediatamente posterior ao ponto de corte. Projeta-se axialmente, a partir do núcleo do instrumento até sua superfície cortante, com a finalidade de manter a lima centrada no canal e evitar o efeito de aparafusamento. [22, 29]

Ângulo de saída – É citado na literatura endodôntica como ângulo de corte, ângulo de ataque, ângulo de incidência, “*rake angle*”. Refere-se ao ângulo da incidência da superfície cortante do instrumento sobre a parede do canal [1]. Segundo KOCH e BRAVE [22] é um detalhe muito importante na geometria do instrumento endodôntico, pois afeta sua eficiência de corte. Já TUDELA [24] o considera irrelevante, afirma que em nada influencia o desempenho do instrumento e que é um fator que não deve se levado em conta na opção do profissional por um tipo de lima.

O ângulo de saída pode ser visto como a direção da borda cortante, se visualizada como uma superfície. Se a superfície estiver voltada para a mesma direção da força aplicada, esse ângulo é positivo. Por outro lado, se a lâmina está voltada contrariamente à direção da força, realizando uma ação de raspagem, o ângulo é considerado negativo. [1, 11, 28] (Figura 9)

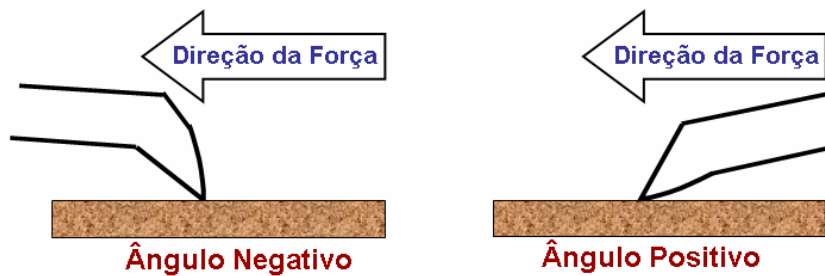


Figura 9 – Ângulos de saída

Também pode ser visualizado como a posição da superfície cortante em relação a uma normal ao eixo longitudinal do instrumento [22, 24, 30].

2.5.2 Instrumentos ProFile

Segundo o fabricante, Dentsply-Maillefer [31], os instrumentos possuem ponta inativa, secção transversal em forma de “U”, com guias radiais planas que planificam as paredes dentinárias e mantêm o instrumento centrado no canal radicular. O sistema oferece instrumentos com diferentes conicidades. (Figura 10)

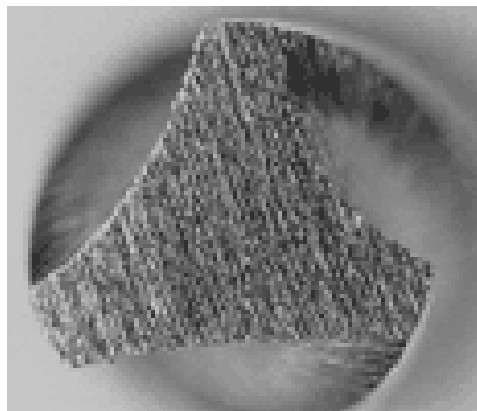


Figura 10 – ProFile: forma de seção reta, segundo o fabricante [31]

2.5.3 Instrumentos K3

De acordo com as especificações técnicas divulgadas pela Sybron Endo [32], fabricante desse sistema, são instrumentos de 3ª geração, que possuem ângulo de corte positivo, o que potencializa sua ação ativa de corte. Sua ampla guia radial dá suporte à lâmina, região de maior tensão, e aumenta a resistência do instrumento. Essa guia radial possui um alívio, o que reduz a fricção com as paredes do canal. Uma terceira guia radial, sem alívio, estabiliza e mantém a lima centrada no canal, e reduz a possibilidade de travamento. Possui uma haste de fixação de tamanho menor que o convencional, facilitando o acesso a dentes posteriores.

Seu ângulo helicoidal variável facilita a remoção das raspas de dentina produzidas pelo corte. O fabricante afirma que instrumentos com ângulo helicoidal constante comprimem as raspas de dentina apicalmente, travando o instrumento. O sistema apresenta ponta inativa e aumento do diâmetro do núcleo de D_1 a D_{16} , mantendo a mesma flexibilidade em toda a parte ativa.

Ainda no material de divulgação do fabricante, é feita uma comparação do sistema K3 com outros sistemas atualmente disponíveis no mercado, afirmando que seu ângulo de corte positivo confere ao instrumento uma alta eficiência de corte. Diferente da ação de raspagem que produz um ângulo negativo de um instrumento em forma de “U”. (Figura 11)

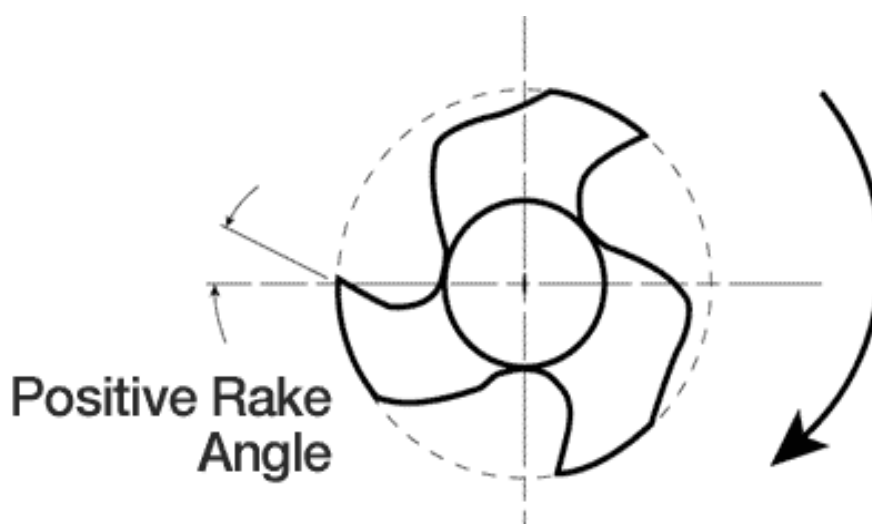


Figura 11 – Sistema K3: Forma proposta pelo fabricante [32]

2.5.4 Instrumentos MM Hero 642

A Micro-Mega, França [33], fabricante do sistema Hero (*“High Elasticity in Rotation”*) 642, afirma que suas limas possuem seção transversal com três arestas cortantes, que conferem a sua lâmina de corte um efeito de cureta. (Figura 12) Seu núcleo de maior diâmetro aumenta a resistência à fratura. O número de espirais por unidade de comprimento não é constante, o que reduz o efeito de aparafusamento nas paredes do canal. Possui ponta inativa. O fabricante destaca, ainda, que não ocorre compactação de *“smear layer”*³ contra os canalículos dentinários, devido a seu efeito de corte positivo.



Figura 12 – Sistema Hero 642: Seção reta, segundo o fabricante [33]

2.5.5 Instrumentos ProTaper

Segundo o fabricante, Dentsply-Maillefer [31], os instrumentos desse sistema possuem seção transversal triangular, o que reduz a área de contato entre a lima e a dentina. (Figura 13)

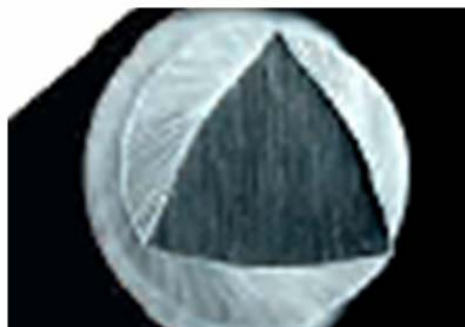


Figura 13 – Seção transversal do instrumento ProTaper, proposta pelo fabricante [31]

³ Smear layer, também chamada magma ou lama dentinária, representa a formação de qualquer resíduo produzido pela ação de corte sobre a dentina, que fica aderido às paredes do canal.

Um mesmo instrumento apresenta conicidades variadas, o que, ainda segundo o fabricante, significa maior eficiência na remoção de debris e menor risco de fratura devido à menor tensão. A instrumentação se faz com um número menor de instrumentos, o que significa maior rapidez. Ângulo helicoidal variável, ponta não-cortante, e haste de fixação de apenas 13 mm, são outros itens destacados nas informações técnicas desse sistema. [31]

2.6 Geometria de Corte das Ferramentas

A parte ativa de uma ferramenta de corte é constituída pelas suas cunhas de corte (ou gumes cortantes). Através do movimento relativo entre a ferramenta e a peça, a ponta da cunha penetra no material da peça, que se deforma elástica e plasticamente, até atingir a tensão de cisalhamento máxima do material. Inicia-se, então, a formação de um cavaco que escorrega sobre a face da cunha de corte. [34]

A cunha de corte é a cunha formada pelas superfícies de saída e de folga. (Figura 14)

Superfície de saída – é a superfície da cunha cortante sobre a qual o cavaco é formado e sobre a qual ele escoá.

Superfície de folga – é a superfície da cunha de corte que determina a folga entre a ferramenta e a superfície que está sendo trabalhada.



Figura 14 – Cunha de corte de uma ferramenta.

A forma da cunha de corte do instrumento, bem como a sua posição em relação à peça, são definidas por determinados ângulos. A descrição desses

ângulos é feita a partir de um sistema de referência, constituído por três planos ortogonais entre si, passando por um ponto de referência na aresta cortante. São eles:

- Plano de referência da ferramenta – é o plano que, passando pelo ponto de corte escolhido, é perpendicular à direção admitida de corte. Nas ferramentas que operam por rotação em torno de seu eixo, o plano de referência da ferramenta contém o referido eixo.

- Plano de corte – é o plano perpendicular ao plano de referência da ferramenta e, passando pelo ponto de corte escolhido, é tangente à aresta de corte.

- Plano ortogonal – é o plano que passa pelo ponto de corte escolhido e é perpendicular aos outros dois planos descritos acima.

No plano ortogonal (que corresponde à seção transversal de uma broca ou alargador) são medidos os seguintes ângulos:

- Ângulo de saída (γ): entre a superfície de saída e o plano de referência.
- Ângulo de folga (α): entre a superfície de folga e o plano de corte.
- Ângulo de cunha (β): entre a superfície de folga e a superfície de saída.

Para esses ângulos, como mostra a figura 15, vale a seguinte relação: Ângulo de saída + ângulo de cunha + ângulo de folga = 90° . [35,36]

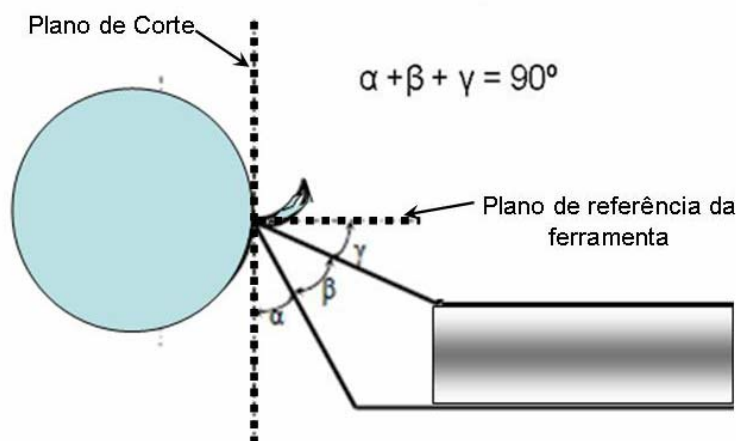


Figura 15 – Ângulo de saída (γ), ângulo de cunha (β), ângulo de folga (α)

Os ângulos poderão ser positivos ou negativos. Segundo DINIZ [36] uma regra prática para a atribuição do sinal do ângulo baseia-se na posição relativa entre a cunha da ferramenta e o plano de referência que define o ângulo: “quando esse plano não cortar a cunha, o ângulo será positivo”. (Figura 16)

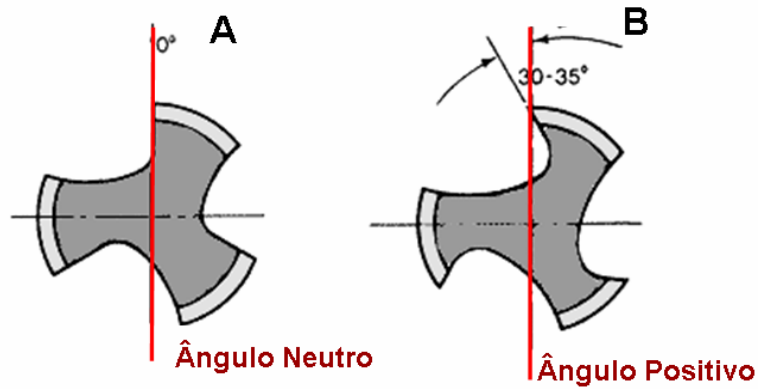


Figura 16 - A: Ângulo de saída neutro.
 B : Ângulo de saída positivo (o plano que o define não corta a cunha).

2.7 Ângulos Medidos no Plano Transversal ao Eixo Longitudinal dos Instrumentos Endodônticos.

De acordo com JEON et al. [37] ângulo de corte é o ângulo formado pela face cortante, ou uma tangente a ela num determinado ponto, e o raio do instrumento, medidos num plano normal ao seu eixo.

Segundo CHOW et al. [30] ângulo de saída (*rake angle*) é o ângulo formado pela interseção de duas linhas: uma traçada entre a ponta cortante e o centro geométrico do instrumento (linha 1), a outra é tangente à curva da face cortante, traçada a partir de sua ponta (linha 2). O Ângulo será positivo se a linha 1 estiver à frente da face cortante. Se a linha 1 estiver atrás da face cortante, o ângulo de saída será negativo. (Figura 17)

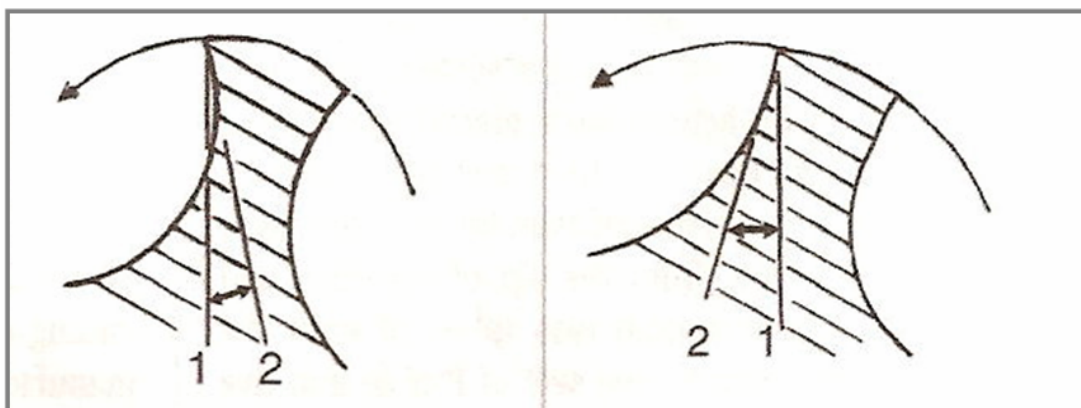


Figura 17: Ângulos de saída positivo e negativo, medidos por CHOW et al. [30]
 A- Ângulo de saída positivo
 Linha 1 à frente da linha 2
 B- Ângulo de saída negativo
 Linha 1 atrás da linha 2

Esses autores determinaram os ângulos de saída de limas Profile e K₃, e concluíram que, todos os dois sistemas possuem ângulos negativos. Após incluir em resina limas nº 40, taper 0,06, cortaram-nas transversalmente a 5 mm da ponta (D₅), lixaram e poliram as superfícies. Fotografaram com um aumento de 100X e as imagens capturadas foram exportadas para o programa de análise de imagens Image-Pro Plus, versão 4.0. O programa foi usado para determinar os ângulos de saída dos instrumentos. Encontraram, assim, diferença estatística significativa entre os ângulos medidos das limas K₃ e ProFile [30].

SONNTAG [21] observou, com microscopia eletrônica de varredura, limas dos sistemas Flexmaster, GT, Hero 642, K3, ProFile, ProTaper e Race, e mediu seus ângulos de saída em D₁, D₇ e D₁₄. Todos os instrumentos analisados possuíam ângulos negativos. E foram verificados, inclusive, valores diferentes entre D₁, D₇ e D₁₄ do mesmo instrumento.

GUPPY, CURTIS e PITT FORD [29] definiram como ângulo de corte o ângulo formado entre a tangente à superfície de saída no ponto de corte e a tangente à direção de corte. Embutiram em resina instrumentos ProFile, Quantec, e limas manuais tipo K., seccionaram-nos transversalmente a 4, 8 e 12 mm das pontas, e capturaram imagens em MEV com de aumentos de 100X e 200X. Os autores traçaram círculos e tangentes sobre as fotografias usando régua e compasso, e obtiveram as medidas dos ângulos com um transferidor. Encontraram todos os ângulos negativos, e diferenças nas medidas em D₄, D₈ e D₁₂.

CAPANEMA [28] observando, por meio de microscopia eletrônica de varredura, a seção reta transversal de limas ProFile, Hero 642 e K3, constatou que todas estão em conformidade com as formas propostas pelos fabricantes. E classificou as limas ProFile como possuindo ângulo de ataque negativo, e os instrumentos Hero e K3 como possuindo ângulos de ataque positivo.

LEONARDO e LEONARDO [20] classificam o ângulo de corte dos instrumentos ProFile como ligeiramente positivo, e justificam essa afirmação com o seguinte argumento: “a borda cortante da superfície radial (radial land) apresenta-se ligeiramente inclinada em relação ao sulco (ranhura), proporcionando um ângulo de corte ligeiramente positivo.” Na mesma publicação, encontram-se 2 figuras da limas ProFile, mostrando ângulos nitidamente diferentes para o mesmo instrumento, mesmo numa observação mais superficial. (Fig. 18).

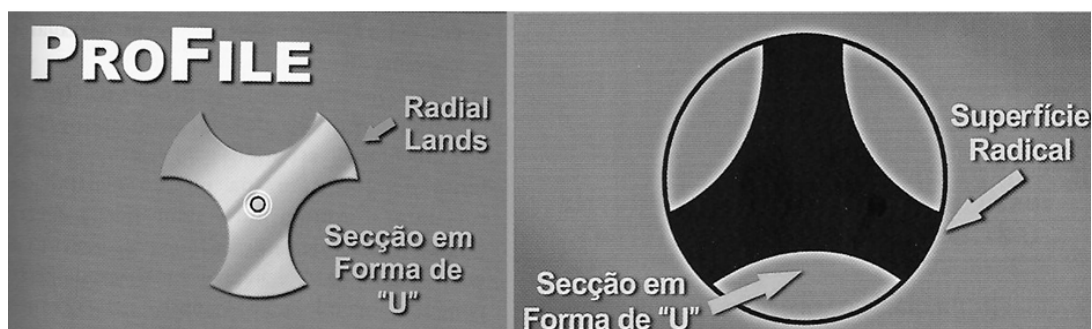


Figura18 - Diferentes ângulos de corte atribuídos ao mesmo instrumento. [20]

Alguns autores caracterizam o ângulo de corte das limas Hero como positivo [1, 37, 38], Hero 642 como negativo [39], ProTaper como negativo [20, 22], ProTaper como positivo [40], K3 como positivo [20, 39, 41], ProFile como neutro [42,43,44] sem, contudo, mencionarem como isso foi determinado.

De acordo com SONNTAG [21], essa controvérsia na literatura se explica porque, muitas vezes, os autores tomam as informações contidas na propaganda dos fabricantes como dados inquestionáveis, chegando inclusive a basear nelas as suas conclusões [38, 44, 45].

Na literatura endodôntica, o conceito de ângulo de saída positivo ou negativo geralmente é baseado apenas no exame visual da seção transversal do instrumento [28, 46, 47]. Como essa seção transversal é assimétrica, é muito difícil a identificação exata do ponto central do instrumento e, conseqüentemente, do seu raio. Por esse motivo, a interpretação visual não pode ser considerada um método seguro. [30]

Acorde CHOW et al. [30], ainda não há estudos isolando o ângulo de saída como variável única que afete a eficiência de corte de um instrumento endodôntico. Sua importância ainda não foi claramente definida.

Com relação à eficiência de corte, nota-se um deslocamento mais eficiente de raspas das paredes dentinárias quando se trabalha com instrumentos cujo ângulo de corte é positivo [48].

O ângulo positivo faz com que, depois de efetuado o corte, a borda cortante seja liberada tangencialmente, tornando-se ociosa. Assim se evita que a lima trave no interior do canal e se desgaste excessivamente, aumentando a durabilidade do instrumento [49].

Ângulo de corte positivo promove um corte com maior eficiência, enquanto ângulo neutro raspa o interior do canal [37, 47]. Instrumentos com ângulo de corte negativo requerem mais energia para cortar dentina [21, 37, 48].

O ângulo positivo realiza um corte efetivo da dentina, gerando pequenas partículas, facilmente removíveis pela irrigação [22, 41]. Mas ele deve ser apenas levemente positivo, pois um instrumento com ângulo positivo em excesso tenderia a travar nas paredes dentinárias, resultando em fratura [22].

Para DIEMER e CALAS [27] essa tendência a travar nas paredes, porém, pode ser amenizada associando-se a aplicação de uma leve pressão ao cuidadoso movimento de bicada ⁴.

Comparando a ação de corte de ferramentas com diferentes geometrias sobre aço AISI 1040, SAGLAM et al. [34] concluíram que um ângulo de saída positivo deixa um acabamento superficial melhor, pois há uma tendência dos fragmentos excisados serem afastados da superfície trabalhada. Aumentar o ângulo de saída até um valor ideal, faz com que as forças que atuam na região trabalhada sejam minimizadas. Porém, aumentar excessivamente o ângulo acima de um determinado valor ótimo, piora o desempenho da ferramenta e acelera o seu desgaste. Ângulos de saída negativos causam uma área de contato maior entre a ferramenta e a superfície e gera fragmentos de volume maior, esses 2 fatores aumentam a tensão na região. [34]

JEON et al. [37] compararam, baseando-se em microscopia eletrônica de varredura, a qualidade e quantidade de *smear layer* gerado no terço apical de 70 canais retos, de pré-molares humanos, instrumentados até o número 40, pelos sistemas Hero 642, ProFile e Mani. O sistema Mani (Matsutani Seisakusho Co, Ken, Japão) é composto por limas de aço inoxidável acionadas a motor. Concluíram que nas superfícies trabalhadas pelo sistema Hero, que possui ângulo de corte positivo e ângulo helicoidal variável, a formação de *smear layer* foi muito menor.

⁴ Movimento de bicada é o movimento alternado de entrada e saída realizado pelo instrumento endodôntico no interior do canal radicular no qual esse instrumento, que se movimenta em seu sentido longitudinal, a cada penetração é inserido mais profundamente no conduto.

2.8 Eficiência de Corte dos Instrumentos Endodônticos

O primeiro estudo sobre eficiência de corte em endodontia foi feito por Molven [50] em 1970, trabalhando sobre discos de dentina, com o objetivo de comparar o desempenho de 5 instrumentos endodônticos. As limas foram usadas manualmente ou com movimentos mecânicos, e a pressão aplicada não era controlada. Fixou o tempo de trabalho realizado com cada instrumento, medindo, com auxílio de fotografias, a quantidade do desgaste produzido nos discos de dentina. O desvio padrão das medidas foi de aproximadamente 25%, o que indica que, embora os experimentos tivessem sido executados cuidadosamente, era grande a variabilidade introduzida pelos instrumentos, material de teste (dentina) e pela metodologia empregada.

A literatura endodôntica registra a utilização de diferentes substratos e de diversos parâmetros para a avaliação da eficiência de corte dos instrumentos de uso intracanal, como descrito a seguir.

Um material de teste confiável para se avaliar eficiência de corte são blocos de PMMA – poli (metacrilato de metila). Esses blocos são homogêneos quanto à dureza e apresentam estabilidade dimensional. [51]

A faixa de microdureza Vickers da superfície de corte de instrumentos endodônticos de aço inoxidável é de 522 a 542, enquanto que nos instrumentos de níquel-titânio é de apenas 303 a 362. Alguns tratamentos de superfície têm sido propostos para melhorar a dureza e, conseqüentemente, a eficiência de corte e resistência ao desgaste desses instrumentos [52]. Com o objetivo de avaliar se a implantação iônica de nitrogênio e a nitretação térmica aumentam a resistência ao desgaste e melhoram a eficiência de corte de limas de NiTi, RAPISARDA et al. [53] utilizaram blocos de plexiglas pré-fabricados (Endo Training Bloc, Maillefer Instruments SA). As limas realizaram 16 subciclos de 5 segundos cada, e os blocos foram pesados antes e após o trabalho das limas. Pela diferença de peso dos blocos, chegou-se à quantidade de material removido por cada instrumento, parâmetro utilizado para expressar a eficiência de corte de cada um deles. Concluiu-se, assim, que os tratamentos propostos foram realmente efetivos.

Outro método proposto para se depositar filmes finos na superfície de instrumentos de níquel-titânio é por PVD⁵. SCHÄFER [52] investigou possíveis alterações na eficiência de corte de 84 limas tipo K número 35 de níquel-titânio tratadas sob diferentes parâmetros por PVD. A cobertura depositada em todos os grupos foi TiN. Para comparar a eficiência de corte dos grupos que receberam diferentes tratamentos foram utilizados blocos de resina, contendo um canal cilíndrico com 17 mm de comprimento e 0,40mm de diâmetro, com propriedades abrasivas bem definidas. Os instrumentos trabalhavam nos blocos, acionados por um motor especialmente desenvolvido para esse fim. O critério aqui usado foi a profundidade máxima de penetração dos instrumentos.

Em outro trabalho [54], esse autor utilizou os mesmos blocos de resina, e o mesmo critério de avaliação, para investigar a possível alteração na eficiência de corte de limas tipo K de níquel-titânio convencionais e cobertas por TiN, após exposição a 5 e 10 ciclos de esterilização em autoclave. Um outro grupo foi, ainda, imerso em hipoclorito de sódio por 30 minutos antes ser submetido a autoclavagem. O autor reconhece que o estudo não reflete condições clínicas de uso, mas foi idealizado no intuito de estabelecer comparações.

Em recente trabalho [44], essa mesma metodologia foi mais uma vez empregada, dessa vez para comparar eficiência de corte de 5 instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio: Alpha-File, FlexMaster, Mtwo, ProFile e RaCe. Comparando profundidade de penetração em canais simulados em blocos de resina, os autores observaram que as limas RaCe e Mtwo apresentaram maior profundidade de penetração que as limas dos demais sistemas. E que as limas ProFile mostraram eficiência de corte significativamente menor que todas as outras limas. Nesse trabalho os autores, SCHÄFER e OITZINGER [44], chamam a atenção para o fato de existirem inúmeros estudos sobre eficiência de corte de instrumentos endodônticos manuais, mas poucos sobre eficiência de corte de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. E destacam que não se encontra, na literatura endodôntica, nenhum trabalho especificamente sobre guia radial.

⁵ PVD, "Physical Vapor Deposition", é um processo de deposição em vácuo onde, primeiramente, um material é transformado em vapor, e então é transportado nessa fase, e depositado na superfície de um substrato.

Usando ainda blocos de resina com canais simulados, SCHÄFER e FLOREK [41] compararam a eficiência do sistema rotatório K3 e das limas Flexofile de aço manuais na modelagem de canais radiculares. Nesse estudo os canais possuíam diâmetro e conicidade equivalente a ISO número 15, ângulos de curvatura de 28° e 35°, e paredes coloridas. Os canais foram instrumentados pelo mesmo operador, até a lima 35. Registraram-se os tempos de trabalho. As imagens de antes e depois da instrumentação foram comparadas pelo programa de imagens (Image 1.41), determinando-se assim a quantidade de resina removida. As limas K3 demonstraram maior eficiência tanto quanto à rapidez do preparo, como quanto à manutenção do trajeto original dos canais curvos.

COSTA [55] também utilizou blocos de resina contendo canais simulados, dessa vez com 21 mm de comprimento, ângulo de curvatura de 30°, com diâmetro final equivalente a 0,20mm e conicidade 0,02. O autor avaliou a resistência ao desgaste de instrumentos rotatórios do sistema K3 submetidos a processo de implantação iônica de nitrogênio. O critério para avaliar o desempenho dos instrumentos foi a quantidade de resina removida por estes a cada uso, calculada pela pesagem dos blocos antes e depois da instrumentação. O autor observou que, nos 20 usos, os instrumentos implantados mantiveram a capacidade de corte. Já os instrumentos não implantados apresentaram perda progressiva da capacidade de corte já a partir do quinto uso.

Outro critério utilizado para avaliar a eficiência de corte, ainda num trabalho feito com blocos de resina pré-fabricados, foi a velocidade de penetração das limas, sob ação de uma força constante de 100 gramas por um tempo de 5 segundos. Nesse trabalho, os autores investigavam o efeito de um polimento eletrolítico na resistência à fadiga, à torção, e na eficiência de corte de instrumentos do sistema ProFile. Media-se a penetração da lima após o acionamento do motor e, dividindo-se por 5 segundos, chegava-se à velocidade de corte, em milímetros por segundo. Não encontraram diferença entre os dois grupos examinados. [56]

YARED et al. [57] ensaiaram até a fratura instrumentos K3 de 15 a 40, taper .06, novos e usados. Os instrumentos foram usados preparando canais em blocos de resina (Maillefer Dentsply). Os autores observaram que o torque e o ângulo de rotação atingidos no momento da fratura são significativamente afetados pelo uso repetido dos instrumentos em canais simulados curvos. Segundo os autores o uso de blocos de resina, “quando se compara ao uso de dentes extraídos, reduzem variações na instrumentação, limitando a variabilidade de certos parâmetros, como: comprimento e diâmetro do canal, variações anatômicas, ângulo

e raio de curvatura. No entanto, blocos de resina não simulam a ação das limas em dentina, conseqüentemente os resultados devem ser interpretados com reservas.”

Como substituto de dentina em ensaios de eficiência de corte, outro substrato que tem sido usado é o fêmur bovino. De um só fêmur pode-se extrair várias amostras de dureza semelhante. Seu uso como padrão de corte foi introduzido em 1973 por OLIET e SORIN [58] num trabalho onde avaliaram a capacidade de corte de instrumentos endodônticos manuais, adaptados a um dispositivo para que trabalhassem em rotação sobre o osso bovino. O critério para a comparação da eficiência foi a profundidade de penetração, e os instrumentos de secção transversal triangular mostraram-se mais eficientes que os de secção quadrangular.

YGUEL-HENRY et al. [59] utilizaram também fêmur bovino em um trabalho onde compararam eficiência de corte de limas tipo K e Hedstroen, número 15, de aço inoxidável. Visando aproximar o ensaio da realidade clínica, desenvolveram um método a partir de 2 placas de osso bovino, medindo 3 mm X 30 mm, montadas paralelamente. As limas eram mantidas entre as placas com uma pressão controlada e movimentadas mecanicamente, promovendo cortes nas placas. Cada lima efetuava 3 ciclos de avanço e retrocesso, com 3 mm de amplitude, a uma velocidade constante. Com um perfilômetro mapearam a região trabalhada e calcularam o volume de material removido. Os ensaios foram realizados a seco, e sob lubrificação com água e com hipoclorito de sódio a 2,5%. As limas Hedstroen apresentaram maior eficiência que as limas tipo K. Os autores concluíram, ainda, que a lubrificação aumentou a capacidade de corte das limas tipo K em 200%, e das limas Hedstroen em 30%, não havendo influência da natureza do lubrificante: água ou hipoclorito de sódio.

Num trabalho posterior, YGUEL-HENRY e STEBUT [60] avaliaram o desgaste de limas Hedstroen nº 15 de aço inoxidável, utilizando o mesmo substrato e o mesmo aparato descritos acima. Dessa vez as limas eram movimentadas com velocidade constante, em ciclos de avanço e retrocesso de 3 mm de amplitude, e desgastavam as placas de osso, até que essas encostassem uma na outra e a lima não mais efetuasse corte. Os autores consideraram que, por serem instrumentos padronizados, suas dimensões seriam iguais e, portanto, a profundidade final do desgaste nas placas ósseas também seria igual. O critério para expressar a eficiência de corte de cada lima, foi o número total de ciclos de avanço e retrocesso para que as placas se tocassem completamente. A mesma lima era ensaiada várias vezes, e seu desgaste era calculado pelo aumento do número de ciclos necessários para remover o mesmo volume de material.

Observaram uma perda de eficiência de corte de aproximadamente 10% após 387 ciclos de avanço e retrocesso. Como os autores consideram que, para evitar fratura, uma mesma lima Hedstroen só é usada no preparo de 3 dentes, o que, segundo eles, corresponderia a cerca de 100 ciclos, concluíram que durante a vida útil desse instrumento a perda de eficiência de corte induzida por desgaste é absolutamente desprezível.

Também utilizando segmentos de fêmur bovino, SOUZA et al. [61] compararam eficiência de corte e desgaste de limas de aço inoxidável e de níquel-titânio. As limas eram movimentadas através de motor elétrico durante dois minutos. Para padronizar a força aplicada, à cabeça do contra-ângulo foi fixado um fio ortodôntico que prendia uma cesta, onde eram colocados pesos. Cada lima efetuou cinco ciclos de corte, e as profundidades dos desgastes produzidos foram mensurados com auxílio de microscópio ótico e ocular micrometrada. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre o desempenho das limas número 20 e 25 de aço inoxidável e de níquel-titânio, já a lima de aço número 30 foi mais eficiente que a de níquel-titânio de mesmo calibre. E que, após cinco utilizações, houve uma queda de rendimento de aproximadamente 50% para quase todas as limas, à exceção da lima número 30 de aço inoxidável, que apresentou queda de 28,5%.

O mesmo padrão de corte, placas de fêmur bovino, e o mesmo critério, profundidade de desgaste, foram utilizados por AMARAL [62] para avaliar eficiência e desgaste de limas de aço e de níquel-titânio de calibre 35. Para mensurar a profundidade de desgaste, o autor utilizou um projetor de perfis.

A literatura tem até registro de opinião pessoal sendo usada como critério de avaliação de eficiência de corte de instrumentos endodônticos [63]. Quarenta instrumentos ProFile número 20, taper.06, receberam tratamento criogênico⁶ para aumentar sua dureza. Esses instrumentos e mais 40 não tratados trabalharam durante 4 minutos em canais mesiais padronizados de molares extraídos. Os instrumentos foram marcados e acondicionados aos pares (1 lima tratada e 1 não tratada) em envelopes, que foram entregues a estudantes para serem usados em canais de molares padronizados. Padronizou-se também o motor e a velocidade. Os estudantes escolheram o instrumento que lhes pareceu mais eficiente. A intenção dos autores era avaliar se o efeito do tratamento era detectável clinicamente. Não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos de limas.

⁶Tratamento criogênico consiste em submeter a peça a temperaturas muito baixas, geralmente de -80° C a -196° C. Afeta todo o volume da peça, e não apenas sua superfície.

Em outro trabalho, para avaliar a influência de tratamento criogênico na eficiência de corte e desgaste de instrumentos endodônticos, utilizou-se dentes humanos extraídos. Cada instrumento trabalhava no canal por um tempo determinado (60 segundos), e o dente era pesado antes e depois. A diferença de peso correspondia à quantidade de material removido por cada instrumento, parâmetro usado para avaliar a eficiência de corte e desgaste. Os autores encontraram diferença entre o grupo controle e o grupo que recebeu tratamento criogênico [64].

O critério de volume de material removido, verificado através de pesagem é, segundo YGUEL-HENRY e STEBUT [60], um dos métodos mais simples para avaliar eficiência de corte. Foi utilizado também por MEDEIROS e colaboradores [65] na avaliação da capacidade de corte de limas Flex-R® empregadas em 2 técnicas de instrumentação manual .

Para se testar eficiência de corte em condições mais próximas às da realidade clínica, o substrato de eleição deveria ser dentina radicular. No entanto, grande variabilidade seria introduzida nos experimentos pela diversidade de morfologia dos canais radiculares e de dureza da dentina. Para diminuir essa variabilidade, ao comparar o desempenho de apenas 2 instrumentos, alguns autores trabalharam em raízes mesiais de molares inferiores, que normalmente possuem 2 canais, utilizando um instrumento em cada canal da mesma raiz [66]. Outros procuraram compensá-la com um tamanho grande de amostra [39,64].

Segundo STENMAN e SPANGBERG [67], uma lima pode ser utilizada muitas vezes em poli(metacrilato de metila) sem modificação na quantidade de substrato removido ou desgaste visível do instrumento, ou seja: PMMA não afeta a eficiência de corte das limas endodônticas. Não é adequado, portanto, como substrato para estudos de desgaste dos instrumentos durante seu uso.

Por outro lado, exatamente estas características fazem do PMMA o substrato ideal para registrar alterações no desempenho do instrumento antes e depois do seu contato com um substrato potencialmente destrutivo, como a dentina [68].

Placas de dentina coronária humana foram usadas por KAZEMI et al. [68] para avaliar o desgaste normalmente sofrido por limas endodônticas de aço inoxidável. Partiram do aparato utilizado por STENMAN e SPANGBERG [67], no qual as limas ensaiadas são movimentadas no plano horizontal, para frente e para trás, a uma velocidade e força constante, num número fixo de movimentos, cortando uma placa de Plexiglas 233, 1,5 mm de espessura. No estudo realizado por KAZEMI et al. [68], após o corte inicial no Plexiglas, as limas trabalhavam sobre os

padrões de dentina coronária, de 1,5 mm de espessura, e novamente no Plexiglas. Foram feitas medidas das profundidades desgastadas nas placas de Plexiglas antes e depois do trabalho em dentina. Os autores concluíram que as limas sofrem desgaste após o uso em dentina, e por isso recomendam seu uso apenas uma única vez.

Limas manuais de NiTi [69] e de aço inoxidável [70] de diversos fabricantes foram ensaiadas usando a mesma metodologia descrita acima, e evidenciou-se que há variação na eficiência de corte e na resistência ao desgaste entre os diferentes tipos de lima e as diferentes marcas comerciais. Também foram comparadas por essa metodologia, instrumentos de aço inox submetidos ou não a um tratamento criogênico, constatando-se que este não alterou sua resistência ao desgaste [71].

Segundo YGUEL-HENRY e STEBUT [60], a eficiência de corte de um instrumento endodôntico pode ser caracterizada como o “volume efetivo excisado de um substituto da dentina (osso, acrílico, etc.) por unidade de extensão de corte (distância linear, número de rotações, etc.), sob condições de corte bem definidas (força, torque, lubrificação, etc.)”.

Na definição de FELT et al. [72], eficiência de corte é “energia despendida por unidade de material removido”. Esses autores avaliaram a eficiência de corte de 4 tipos de instrumentos endodônticos, nos números 30, 50 e 70. Os instrumentos, acionados a motor em movimentos oscilatórios de $\frac{1}{4}$ de volta, penetravam 10 mm num canal simulado, com velocidade constante. Em placas de fêmur bovino, com 4 mm de espessura, foram feitos furos com o intuito de simular canais radiculares, que pudessem ser ampliados com os instrumentos endodônticos. Traçaram um gráfico força X profundidade de penetração e, a partir dele, chegaram à energia associada ao trabalho realizado. Como os instrumentos eram de calibres diferentes e, por isso removeram quantidades diferentes de material, o trabalho realizado por eles não foi igual. Para se chegar a uma base de comparação consistente, dividiu-se a energia pelo de volume de osso removido.

Empregando critério similar, baseado na “massa de material removido por energia despendida pelo instrumento na operação de corte ($\mu\text{g}/\text{Joule}$)”, HAÏKEL et al. [73] desenvolveram uma metodologia usando outro substrato: placas de plexiglas. Justificaram a escolha do polímero pelo fato desse material apresentar uniformidade de composição e dureza homogênea ressaltando que, na utilização de um substrato não homogêneo, haveria grande variação no registro da energia despendida pelo instrumento ensaiado, o que poderia levar a cálculos incorretos. Duas placas de plexiglas eram fixadas a um dispositivo de maneira tal que, sob uma

força de 325g, mantinham entre si uma inclinação de 2%. As limas ensaiadas eram fixadas a um motor e movimentadas entre as placas, realizando movimentos oscilatórios de um quarto de volta combinados com movimento de avanço. Os dados eram obtidos pela pesagem das placas de plexiglas antes e depois do ensaio, e pelo cálculo da integral da curva força x distância percorrida registradas pelo dispositivo. Com essa metodologia, os autores compararam eficiência de corte de 5 instrumentos endodônticos manuais [73], e avaliaram o efeito de métodos de desinfecção e esterilização na eficiência de corte de instrumentos endodônticos [74].

Considerando como critério de eficiência a corrente elétrica consumida para realizar o trabalho de corte, SILVA [68] realizou ensaios com um outro polímero: PVC, poli(cloreto de vinila). O autor propôs a utilização de um acabamento de superfície através de polimento eletrolítico para incremento da vida em fadiga das limas rotatórias de níquel-titânio. Para verificar se o tratamento proposto levava a alteração na eficiência de corte das limas, SILVA [75] desenvolveu um dispositivo especial. Padrões de corte com dimensões bem definidas foram confeccionados a partir de uma chapa de PVC rígido. A lima ensaiada era posta em rotação por um motor fixado na base do dispositivo. O padrão de corte descia, sob a ação de um peso determinado, sobre a lima em movimento. Para vencer a resistência ao corte oferecida pela placa de PVC, havia um aumento da corrente elétrica que passava pelo motor. Esse aumento de intensidade de corrente era detectado pelo módulo de controle do motor que acionava as limas e transformado em “Unidades Arbitrárias”. Além dessas “Unidades Arbitrárias”, o autor utilizou também como critério de comparação, o tempo necessário para que cada lima seccionasse o padrão de corte. Em suas conclusões, além de afirmar que a superfície de níquel-titânio torna-se muito mais regular após o polimento eletrolítico e que as limas do tipo avaliado, quando submetidas a esse tratamento, apresentam uma vida em fadiga maior, o autor pôde acrescentar que não houve perda da eficiência de corte das limas submetidas ao polimento eletrolítico proposto.

Tendo em vista o que foi exposto, este trabalho foi desenvolvido com o objetivo de caracterizar o perfil geométrico transversal de 4 instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio, medindo seus ângulos da cunha de corte. Além disso, avaliar a influência desses ângulos na capacidade de corte e no desgaste dos instrumentos, realizando ensaios cortando material polimérico, e utilizando como parâmetro de comparação a corrente acumulada consumida para realizar o mesmo trabalho.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais

Foram ensaiadas limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio, de número 30, conicidade 0.06, com 25 mm de comprimento, dos seguintes sistemas rotatórios: K3 (SybronEndo – SDS Kerr, Glendora, CA, EUA), ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e MM Hero 642 (Micro-Mega, Besançon, França). Além da lima F3 do sistema ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). (Quadro 1)

Quadro 1 – Instrumentos ensaiados.

FABRICANTE	SISTEMA	INSTRUMENTO
SybronEndo	K3	30, taper .06
Dentsply- Maillefer	ProFile	30, taper .06
	ProTaper	F3
Micro-Mega	Hero 642	30, taper .06

Para garantir uma amostra completamente aleatória, as limas ensaiadas (Figura 19), pertencentes a lotes variados, foram adquiridas ao longo de 12 meses, de outubro de 2006 a outubro de 2007.



Figura 19 – Limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio: ProTaper (acima), ProFile, K3 e Hero.

3.2 Medição do Perfil Longitudinal das Limas

Com o projetor de perfil Nikon Profile Projector (6C-2 - Nippon – Tokyo/Japan), foram efetuadas medidas em 10 limas de cada um dos quatro sistemas examinados. Nos instrumentos dos sistemas Hero 642, K3 e ProFile, foram medidos os diâmetros em D_0 , D_6 , D_{10} e D_{14} . Nos instrumentos do sistema ProTaper, as medidas foram registradas milímetro a milímetro, de D_0 até D_{14} . No projetor de perfil, o perfil longitudinal da lima é projetado numa tela. (Figura 20)



Figura 20 - Projetor de Perfil (à esquerda).
Imagem do instrumento na tela do aparelho (à direita).

No caso das limas de conicidade fixa (Hero, K3 e ProFile) a linha base foi posicionada inicialmente tangenciando o perfil superior da lima, e foram registradas as coordenadas dos pontos dessa linha, correspondentes a D_0 , D_6 , D_{10} e D_{14} . A seguir, a linha base foi posicionada tangenciando o perfil inferior da lima e, do mesmo modo, foram registradas as coordenadas dos pontos correspondentes a D_0 , D_6 , D_{10} e D_{14} . Os diâmetros foram calculados pela distância entre os dois pontos, superior e inferior, correspondentes ao mesmo D .

Nas limas ProTaper, a variação de conicidade inviabiliza o posicionamento da linha base tangenciando completamente o perfil da lima. A inclinação da linha foi, então, constantemente alterada, de modo a tangenciar a lima de 2mm à direita até 2mm à esquerda do ponto a ser registrado.

3.3 Caracterização dos Instrumentos

Para caracterizar as condições superficiais e as arestas de corte, 10 instrumentos de cada sistema foram observados por microscopia eletrônica de varredura (JEOL JSM - 6460LV). Esses instrumentos foram previamente imersos em etanol, e levados ao banho de ultra-som por 10 minutos. A superfície dos instrumentos foi examinada sob aumentos de 40x e 100x nas proximidades das pontas, e 100x e 500x em D_{10} .

Observa-se nitidamente a diferença de acabamento entre a superfície original da haste de níquel-titânio e as superfícies que sofreram a ação de ferramentas de usinagem, durante o processo de fabricação do instrumento. (Figuras 21 e 22)

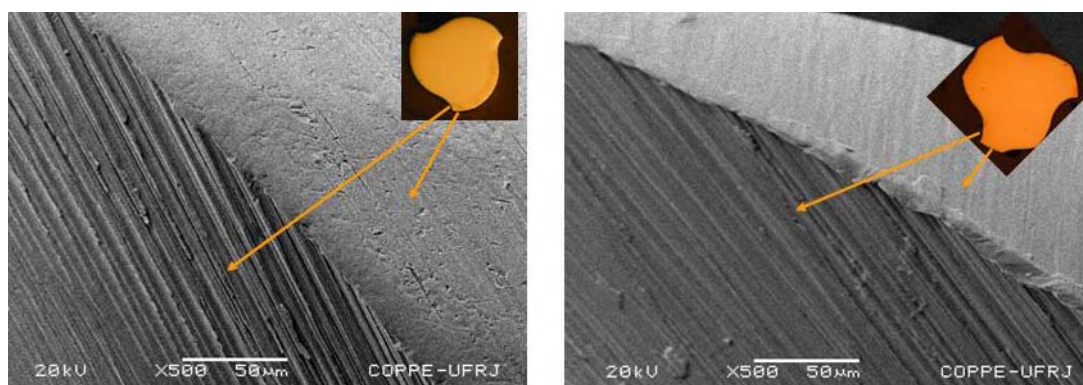


Figura 21 – Acabamento superficial das limas Hero (à esquerda) e K3 (à direita), observadas por microscopia eletrônica de varredura, com aumento de 500x.

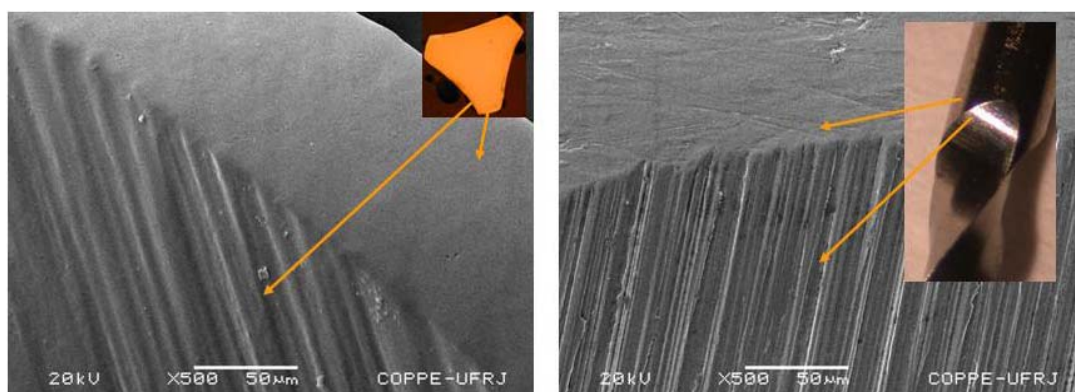


Figura 22 – Acabamento superficial das limas ProFile (à esquerda) e ProTaper (à direita), observadas por microscopia eletrônica de varredura, com aumento de 500x.

Entre os diferentes sistemas também se observa diferença no acabamento superficial na região da aresta de corte. Nos instrumentos ProFile observou-se um acabamento regular na transição entre a guia radial e a superfície de saída, como mostrado na figura 23. Os instrumentos Hero, K3 e ProTaper apresentaram algumas rebarbas e irregularidades na aresta de corte, que podem ser visualizadas nas figuras 24, 25 e 26.

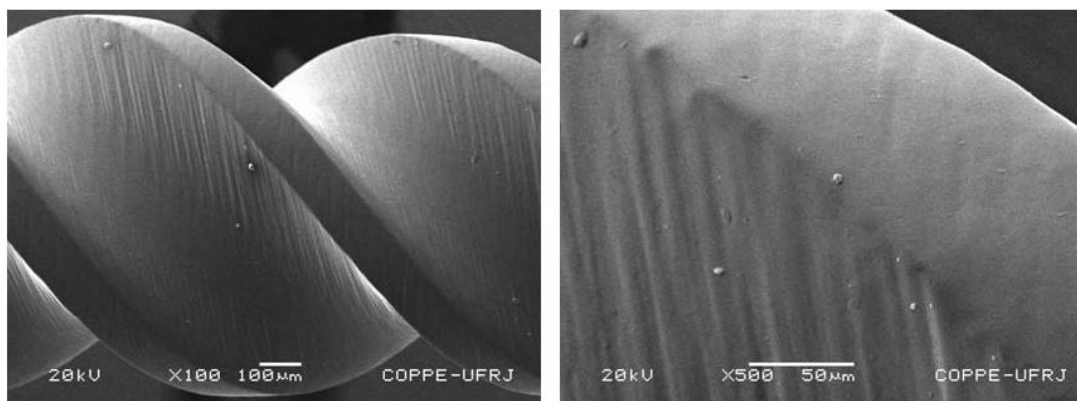


Figura 23 – Micrografias eletrônicas de varredura de uma lima ProFile, em D₁₀, com aumentos de 100x (esquerda) e 500x, evidenciando a aresta de corte (direita).

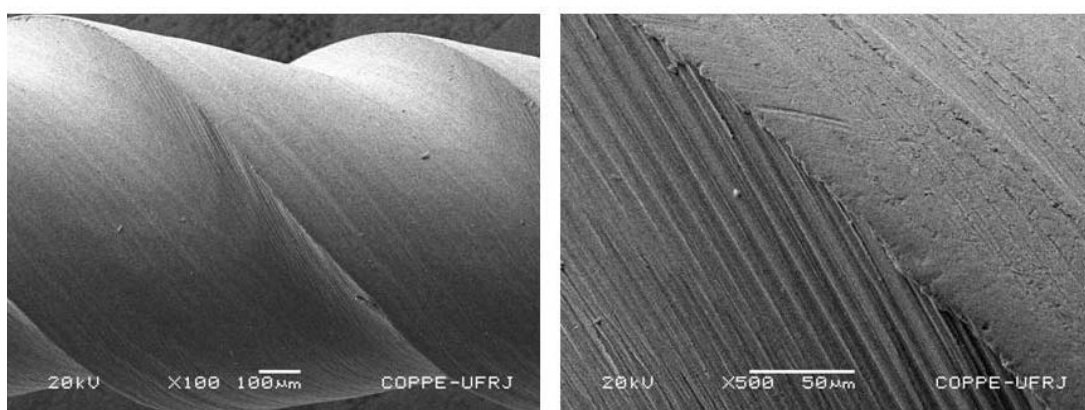


Figura 24 – Lima Hero, observada em D₁₀ por microscopia eletrônica de varredura, com aumentos de 100x (à esquerda) e 500x (à direita), evidenciando a aresta de corte.

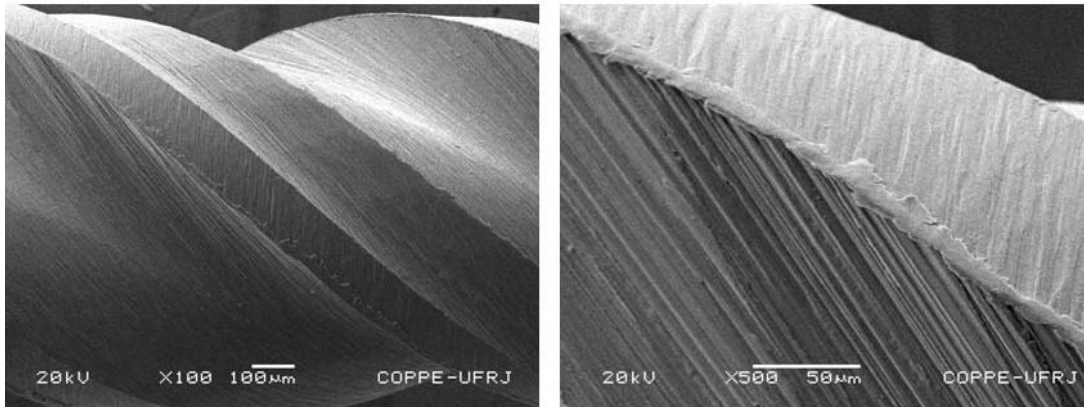


Figura 25 – Lima K3, observada em D10 por microscopia eletrônica de varredura, com aumentos de 100x (à esquerda) e 500x (à direita), evidenciando a aresta de corte.

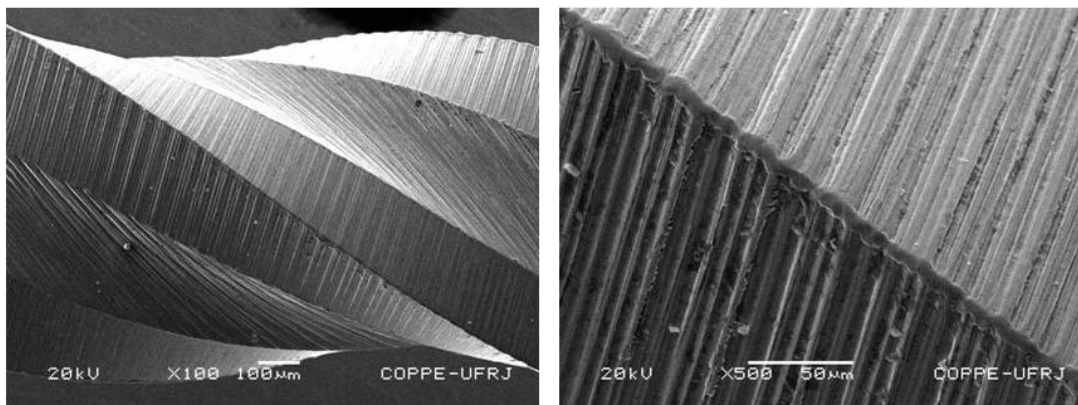


Figura 26 – Lima ProTaper, observada em D10 por microscopia eletrônica de varredura, com aumentos de 100x (à esquerda) e 500x (à direita), evidenciando a aresta de corte.

3.4 Determinação dos Ângulos do Perfil Geométrico Transversal dos Instrumentos

Foram ensaiadas 12 limas Hero, 12 K3, 8 ProFile e 8 limas ProTaper.

3.4.1 Aquisição das Imagens

Para que fosse possível obter imagens no plano ortogonal, as limas foram inicialmente embutidas em resina, numa posição tal que seu eixo longitudinal ficasse disposto segundo um eixo vertical.

Para isso foi utilizado um dispositivo especial, que pode ser observado na figura 27, composto por dois discos de acrílico de 9mm de espessura. O disco

superior possui 16 orifícios com 2,5 mm de diâmetro, compatível com o diâmetro das hastes de fixação das limas. Já o disco inferior apresenta o mesmo número de orifícios, com diâmetro de 14 mm. Os dois discos foram fixados paralelamente, distando 25 mm um do outro, e de modo que houvesse coincidência dos orifícios do disco superior com o centro dos orifícios do disco inferior.

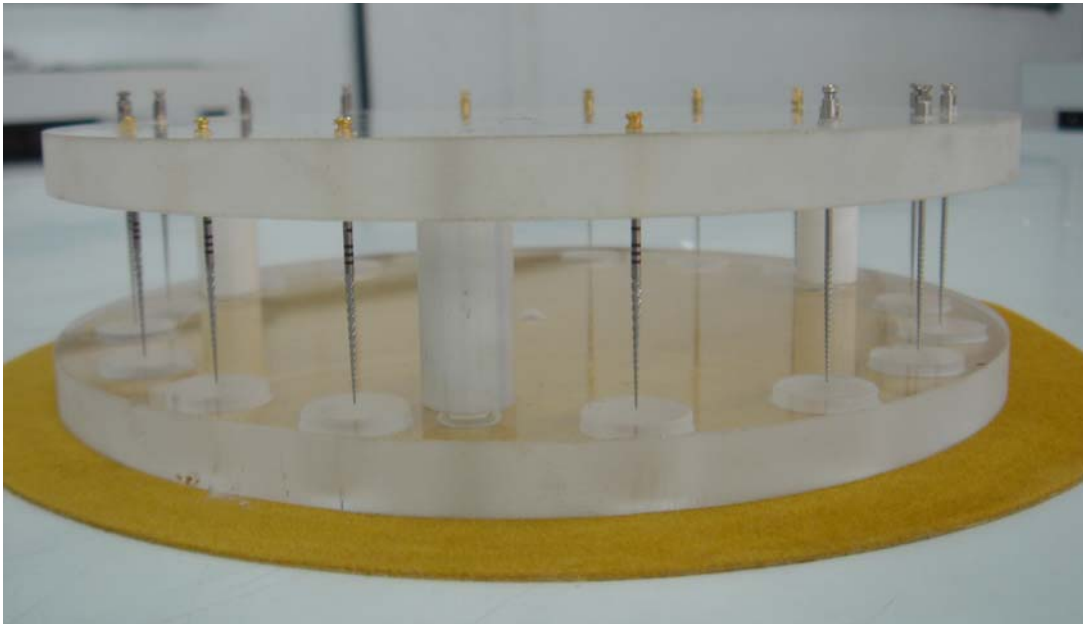


Figura 27 - Dispositivo para embutir as limas

As hastes de fixação das limas foram encaixadas no disco superior do dispositivo, de modo que as pontas de todos os instrumentos ficassem à mesma distância do disco inferior.

Em cilindros de PVC de 13,5 mm de diâmetro e altura de 33 mm, foram feitos orifícios internos com 8 mm de diâmetro e 29 mm profundidade, e esses foram preenchidos com resina epóxi (nº 331, Expotec, RJ, Brasil).

Os tubos de PVC com resina foram deixados por 3 minutos sobre um vibrador de gesso (Vibramold, Rhos, RJ, Brasil), para minimizar a presença de bolhas, e depois levados ao dispositivo através dos orifícios do disco inferior. Desse modo as limas a serem ensaiadas foram embutidas na resina numa posição perfeitamente vertical. As bases dos cilindros de PVC foram fixadas no dispositivo com fita adesiva, e o conjunto foi assim mantido por 24 horas, até que a resina completasse sua cura.

Os cilindros foram, então, removidos do dispositivo e, em sua superfície foram feitas marcações correspondendo a D_6 , D_{10} e D_{14} no caso dos instrumentos Hero, K3 e ProFile, e D_5 , D_{10} e D_{14} para os instrumentos ProFile.

Com uma máquina de corte Isomet (Buehler, EUA), usando um disco diamantado (Disque Diamant L.M., \varnothing 100 x 0,3 x 12,7 mm, Arotec, SP, Brasil), sob constante irrigação com álcool, as limas foram seccionadas nos níveis pré-determinados.

A figura 28 mostra as limas embutidas em resina, e uma lima Hero depois de seccionada a 6, 10 e 14mm de sua ponta.

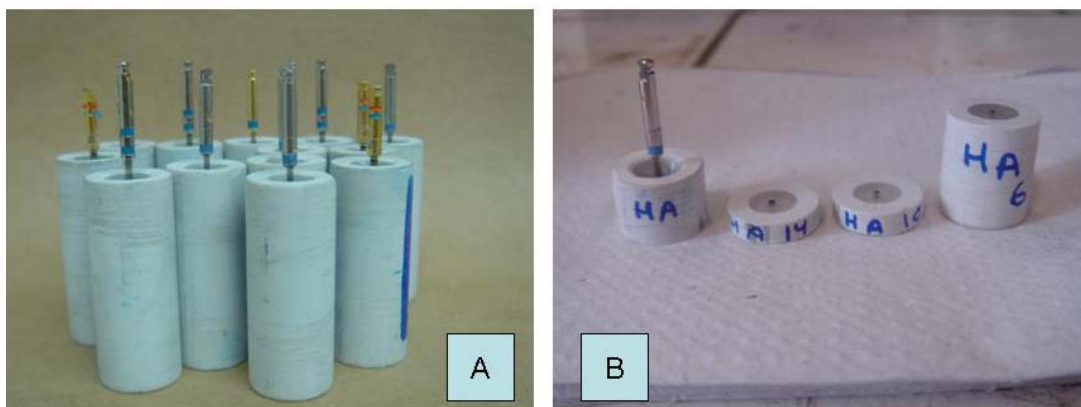


Figura 28 – Limas embutidas (A) e seccionadas (B).

Em cada segmento assim originado, a superfície de interesse era aquela onde o diâmetro do instrumento era maior, ou seja: a superfície correspondente à haste de fixação da lima. Essas superfícies receberam polimento mecânico com lixas de granulação 220, 400, 600 e 1200, (3M, SP, Brasil), e foram, a seguir, fotografadas com máquina fotográfica (Coolpix 4500, Nikon, Japão) acoplada a um microscópio (Olympus, BX 60M). Os cortes em D_5 , D_6 e D_{10} foram fotografados com aumento de 100X, já para os cortes em D_{14} o aumento foi de 50X. As imagens obtidas foram exportadas para o programa de análise de imagens Image-Pro Plus (versão 4.5, Media Cybernetics, EUA), onde foram feitas as medidas dos ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos.

3.4.2 Definição dos Ângulos do Perfil Geométrico Transversal

Os ângulos estudados neste trabalho foram definidos segundo a norma “NBR 6163 – Conceitos da Técnica de Usinagem – Geometria da Cunha de Corte” da ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas. As superfícies e os planos que definem estes ângulos, estão descritos no item 2.6 da revisão da literatura.

- Ângulo de saída (γ) é o ângulo entre a superfície de saída e o plano de referência da ferramenta. Ou seja, o ângulo formado entre a tangente à superfície de saída no ponto de corte, e uma linha traçada entre o centro geométrico do instrumento e o ponto de corte. O ângulo de saída é positivo quando a superfície de saída está na mesma direção do movimento de corte. E negativo, quando a superfície de saída está em direção contrária ao movimento de corte.

- Ângulo de folga (α) é o ângulo entre a superfície de folga e o plano de corte. Ou seja, o ângulo entre a tangente à superfície de folga no ponto de corte, e uma linha normal ao raio do instrumento, no ponto de corte.

- Ângulo de cunha (β) é o ângulo entre a superfície de folga e a superfície de saída.

3.4.3 Mensuração dos Ângulos

- Ângulo de Saída

Inicialmente foi traçado um círculo delimitando perfeitamente o perfil transversal do instrumento. Ao centro desse círculo corresponde o centro geométrico do instrumento.

A seguir, traçou-se uma linha entre o ponto de corte e o centro geométrico da lima (linha 1), e uma linha tangenciando a superfície de saída a partir do ponto de corte (linha 2). Levando-se em conta a direção de rotação, o ângulo é negativo quando a linha 2 está à frente da linha 1, e positivo quando a linha 2 se encontra atrás da linha 1. (Figura 29)

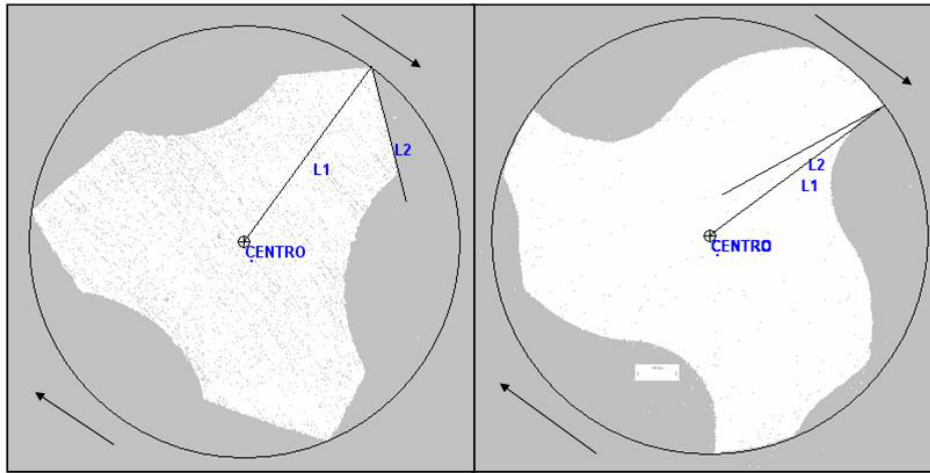


Figura 29 – Determinação do ângulo de saída.
 À esquerda : ângulo negativo. À direita : ângulo positivo

- Ângulos de Cunha e de Folga – Instrumentos com guia radial.

Entre os ângulos da cunha de corte de uma ferramenta, existe a seguinte relação: $\text{Ângulo de saída} + \text{ângulo de cunha} + \text{ângulo de folga} = 90^\circ$.

Presença de guia radial (figura 30) significa $\text{ângulo de folga} = 0^\circ$.
 Portanto, em instrumentos com guia radial, os ângulos de cunha foram calculados a partir da equação: $\text{Ângulo de cunha} = 90^\circ - \text{Ângulo de saída}$.

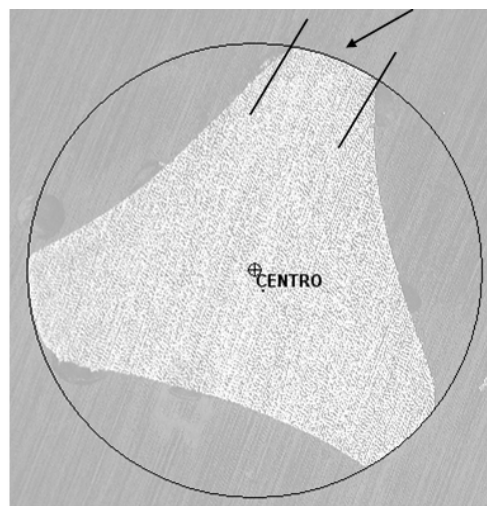


Figura 30 - Lima com guia radial (seta). $\text{Ângulo de Folga} = 0^\circ$.
 Superfície de folga e direção de corte são coincidentes.

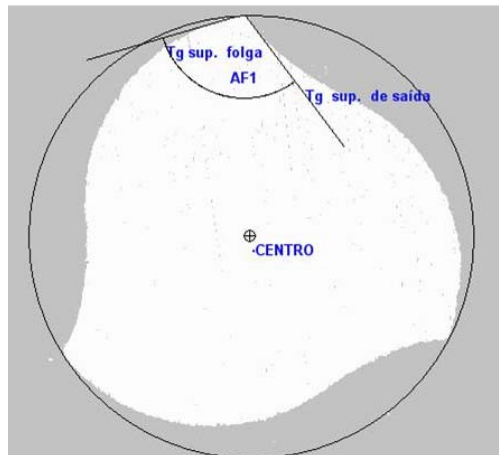


Figura 31 – Lima sem guia radial. Ângulo de Cunha.

- Ângulos de Cunha e de Folga – Instrumentos sem guia radial.

Nas limas que não apresentam guia radial, para se determinar o ângulo de cunha foram traçadas duas linhas a partir do ponto de corte: uma tangente à superfície de folga e uma tangente à superfície de saída. (Figura 31)

E o ângulo de folga é dado pela seguinte equação:

$$\text{Ângulo de folga} = 90^\circ - \text{Ângulo de Cunha} - \text{Ângulo de Saída.}$$

3.5 Ensaio de Eficiência de Corte dos Instrumentos

32 limas, 8 de cada sistema, fizeram parte desse ensaio, para o qual foi utilizado um dispositivo desenvolvido por SILVA [75]. Consiste em uma base de madeira, articulada a uma haste metálica por meio de uma dobradiça. As limas ensaiadas eram movimentadas por um contra-ângulo ⁷ (Dabi-Atlante, Ribeirão Preto, Brasil), cuja cabeça foi fixada na base do dispositivo.

A uma distância de 20 mm da cabeça do contra-ângulo, uma placa polimérica foi também fixada na base do dispositivo. Sobre essa placa polimérica desliza, através de encaixe, uma segunda placa onde se encontra fixado um tubo capilar de vidro.

⁷ Contra-ângulo é uma peça que, acoplada ao motor utilizado, transfere o eixo de rotação deste para a broca ou lima.

Para evitar que a lima fletisse, depois que esta era encaixada no contra-ângulo, o capilar de vidro era posicionado de modo a suportar a extremidade do instrumento, numa extensão de 9 mm. Para minimizar o atrito, o tubo capilar era preenchido com graxa de silicone. (Figura 32)



Figura 32 – Dispositivo de avaliação de eficiência de corte – Lima montada no contra-ângulo, apoiada no capilar de vidro.

O motor de acionamento do contra-ângulo era alimentado por uma fonte (Power supply MPS-3006D, Minipa, SP, Brasil) com um potencial constante de 10,4 V. Com esse potencial, a velocidade de rotação é mantida constante em 350 rotações por minuto. Um multímetro digital, (ET- 2231, Minipa, SP, Brasil), foi ligado em série entre a fonte de alimentação e o motor de acionamento, com o objetivo medir a corrente elétrica necessária para manter o motor em rotação a velocidade constante.

Os padrões de corte, placas de PVC com 30 mm de largura, 6 mm de altura, e 1 mm de espessura, eram fixados a uma base de 2 mm de espessura, presa na extremidade da haste metálica, em posição vertical. Acima desse conjunto foi acoplada uma peça metálica, pesando 950 gramas.

Como os instrumentos possuem cabos de tamanhos diferentes, para que estes fossem ensaiados sempre na mesma região, os padrões de corte eram fixados em posições diferentes. Para os ensaios dos instrumentos dos sistemas Hero e ProTaper, os padrões de corte eram fixados à frente da chapa, no caso dos instrumentos K3, atrás da chapa. Já para os ensaios das limas ProFile, uma arruela de 1mm de espessura era interposta entre o padrão e chapa, à frente desta. Quando o mecanismo era acionado, o padrão de corte descia sobre a lima em movimento, exatamente entre D_{10} e D_{11} , e esta o seccionava completamente. (Figuras 33 e 34)

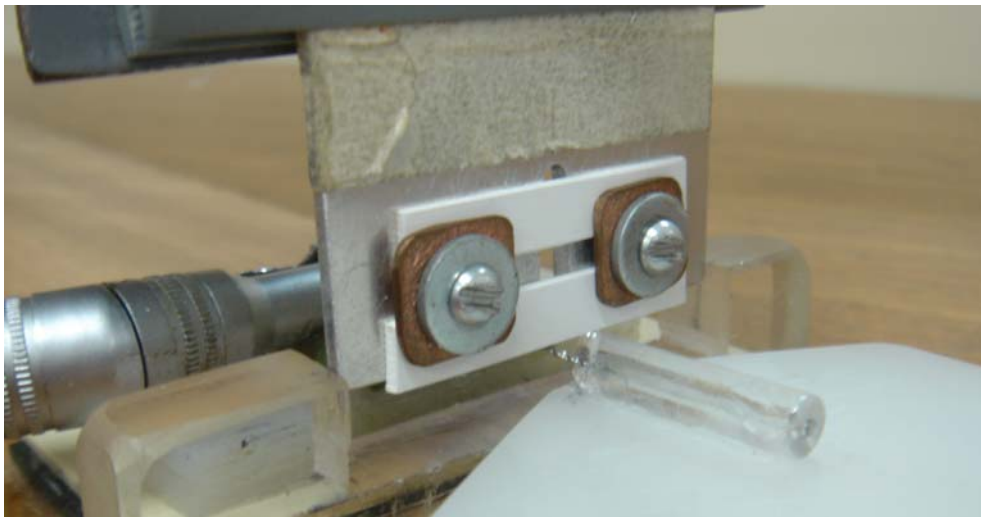


Figura 33 – Dispositivo de avaliação de eficiência de corte – Padrão de corte em posição sobre a lima, exatamente entre D_{10} e D_{11} .



Figura 34 – Dispositivo de avaliação de eficiência de corte ligado ao multímetro e à fonte.

Para a manutenção de uma velocidade de rotação constante, quando varia a resistência oferecida pela placa de PVC ao corte pela lima, há uma variação da corrente de alimentação do motor. Essa corrente foi monitorada ao longo do processo de corte pelo multímetro, que enviava o registro da corrente elétrica a um computador através de uma interface RS-232. O software Digital MultiMeter (DMM) recebia o registro da intensidade da corrente a cada segundo, armazenava e representava graficamente esses dados. (Figura 35) O parâmetro utilizado para comparar a eficiência de corte das limas ensaiadas foi o valor acumulado da corrente de alimentação do motor durante a operação de corte, que corresponde à integral da corrente ao longo do tempo.

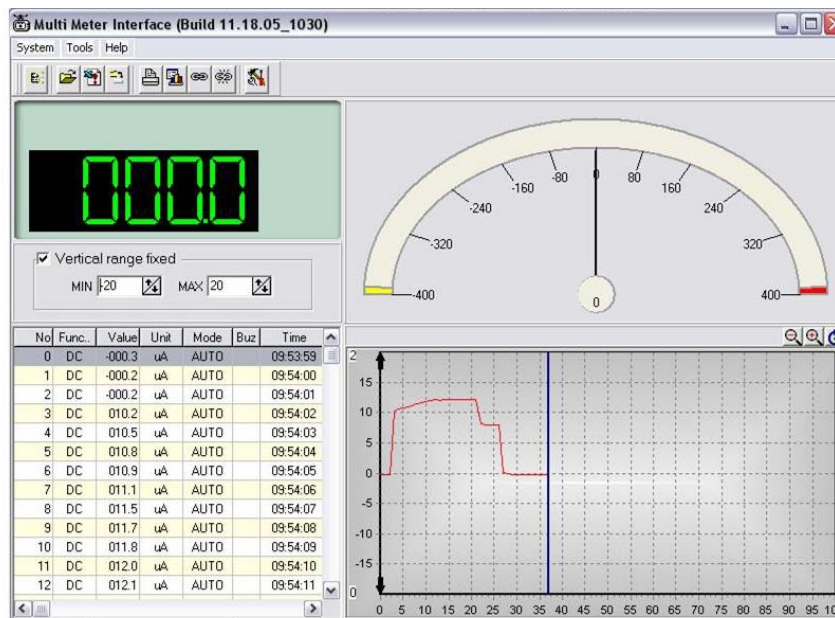


Figura 35 – Representação gráfica dos dados de corrente e tempo registrados no corte do padrão de PVC.

3.6 Ensaio de Desgaste dos Instrumentos

3.6.1 Ensaio de Desgaste em PVC

Cada uma das 32 limas utilizadas no ensaio de eficiência de corte efetuou mais 4 cortes como descrito no item 3.5. Entre cada corte, as limas eram removidas do contra-ângulo e limpas com gaze embebida em álcool.

3.6.2 Ensaio de Desgaste em Dentina

Dezesseis incisivos bovinos, até então mantidos congelados, foram cortados transversalmente no nível do terço médio da raiz, de modo a se obter de cada dente 2 segmentos com 3 mm de comprimento. O corte foi feito com um disco diamantado (Disque Diamant L.M. Ø 100 x 0,3 x 12,7 mm, Arotec, SP, Brasil), montado em uma máquina de corte Isomet (Buehler, EUA).

Trinta e duas limas, 8 de cada sistema, trabalharam durante 2 minutos sobre os segmentos de dentina bovina. O tempo foi medido por um cronômetro digital (Junsd, JS-307). A cada 30 segundos, o cronômetro era zerado, para que os instrumentos fossem limpos com gaze embebida em álcool.

Para girar as limas, foi utilizado um motor endodôntico Endo Plus (Driller, São Paulo, Brasil), com contra-ângulo redutor 16:1, a uma velocidade de 350 rpm. As limas foram guiadas pelo mesmo operador, com movimentos de avanço e retrocesso de aproximadamente 1 mm de amplitude, trabalhando entre D₈ e D₁₂. Durante o corte, o conjunto foi mantido sob gotejamento de água destilada.

Após o corte, os instrumentos foram lavados e levados a um banho de ultra-som durante 10 minutos.

A seguir, as limas foram ensaiadas como descrito no item 3.5, efetuando um corte no padrão de PVC. Calculou-se, então, a integral das curvas corrente x tempo obtidas.

3.7 Determinação do Desgaste dos Ângulos do Perfil Geométrico Transversal dos Instrumentos

Seguindo-se os mesmos passos descritos no item 3.4, os 32 instrumentos utilizados no ensaio de desgaste em dentina, foram embutidos em resina e cortados transversalmente a 10 mm de sua ponta, e as superfícies assim criadas foram polidas e fotografadas. As imagens capturadas foram exportadas para o programa de análise de imagens Image-Pro Plus, versão 4.5, onde foram medidos os ângulos de saída, cunha e folga.

As diferentes etapas do procedimento experimental podem ser resumidamente visualizadas na figura 36.

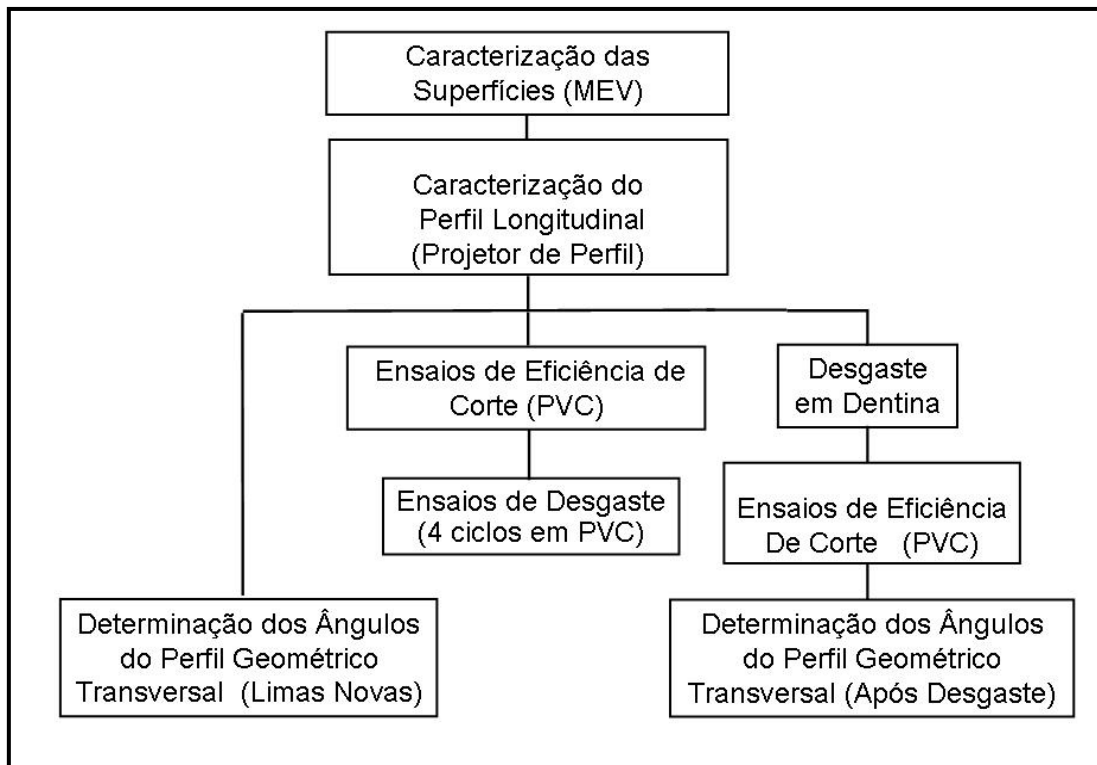


Figura 36 – Resumo das etapas do procedimento experimental.

4. RESULTADOS

4.1 Perfil Longitudinal das Limas.

As médias dos diâmetros dos instrumentos medidos com o projetor de perfis estão representadas no quadro 2 e figura 37, e seus dados originais encontram-se no Anexo (Quadro A1).

Quadro 2 - Médias dos diâmetros dos instrumentos

	Hero	K3	ProFile	ProTaper	
D0	0.27 ± 0.04	0.33 ± 0.01	0.26 ± 0.02	0.30 ± 0.01	D0
D1				0.43 ± 0.02	D1
D2				0.52 ± 0.02	D2
D3				0.58 ± 0.03	D3
D4				0.66 ± 0.02	D4
D5				0.71 ± 0.02	D5
D6	0.70 ± 0.02	0.70 ± 0.01	0.66 ± 0.01	0.76 ± 0.02	D6
D7				0.81 ± 0.01	D7
D8				0.86 ± 0.01	D8
D9				0.90 ± 0.01	D9
D10	0.93 ± 0.01	0.94 ± 0.01	0.90 ± 0.01	0.94 ± 0.01	D10
D11				0.98 ± 0.02	D11
D12				1.03 ± 0.01	D12
D13				1.06 ± 0.01	D13
D14	1.02 ± 0.01	1.18 ± 0.02	1.13 ± 0.03	1.10 ± 0.01	D14
D15				1.14 ± 0.02	D15
D16				1.18 ± 0.03	D16

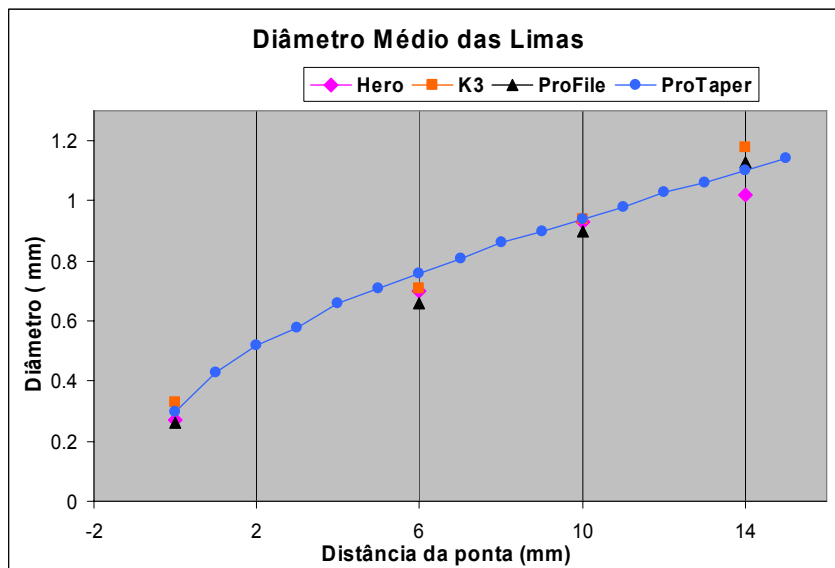


Figura 37 – Variação dos diâmetros de cada sistema em função da distância da ponta.
 Sistema ProTaper- diâmetros registrados a cada mm.
 Sistemas Hero, K3 e ProFile – diâmetros em D₆, D₁₀ e D₁₄.

Após a verificação da normalidade dos resíduos e da proporcionalidade das variâncias, esses dados foram tratados estatisticamente pela análise de variância ANOVA e, havendo diferença entre as médias, pelo teste de comparações múltiplas Student-Newman-Keuls (S.N.K.). Os resultados dessa análise estão resumidos no quadro 3.

Os instrumentos Hero, K3 e ProFile, apresentam uma conicidade fixa de 0,06 mm/mm. Já no instrumento ProTaper F3, cuja conicidade varia ao longo de sua parte ativa, o incremento de diâmetro até D_6 é maior: 0,07mm/mm. Por esse motivo, observa-se em D_6 uma grande diferença entre o diâmetro do instrumento ProTaper e o dos demais. Um dos objetivos deste trabalho é medir os ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos, em 3 regiões distintas. É interessante que, em cada região, os diâmetros das limas ensaiadas sejam semelhantes. Mapeou-se, então, o instrumento de conicidade variável a cada milímetro, e observou-se que o diâmetro D_5 do instrumento Pro Taper F3 é similar ao diâmetro D_6 dos demais instrumentos, que apresentam conicidade fixa.

Quadro 3 – Comparação entre as médias dos diâmetros das limas (em mm), nas posições D_x (sendo x a distância da ponta do instrumento em mm), segundo testes S.N.K., $p < 0,005$.

D₀	ProFile (0,26±0,02)	=	Hero (0,27±0,04)	<	ProTaper (0,30±0,01)	<	K3 (0,33±0,01)
D₆	ProFile (0,66±0,01)	<	Hero (0,70±0,02)	=	K3 (0,70±0,01)	<<	ProTaper (0,76±0,02)
D₁₀	ProFile (0,90±0,01)	<	Hero (0,93±0,01)	=	K3 (0,94±0,01)	=	ProTaper (0,94±0,01)
D₁₄	Hero (1,02±0,01)	<	ProTaper (1,10±0,01)	<	ProFile (1,13±0,03)	<	K3 (1,18±0,02)
	D₆ ProFile (0,66±0,01)	<	D₆ Hero (0,70±0,02)	=	D₆ K3 (0,70±0,01)	=	D₅ ProTaper (0,71±0,02)

4.2 Ângulos do Perfil Geométrico Transversal.

Após a mensuração dos ângulos, verificou-se que os conjuntos de dados possuíam variâncias proporcionais, e que seus resíduos seguiam a distribuição normal. As observações foram, então, submetidas à análise de variância ANOVA e, quando evidenciada diferença entre as médias, ao teste de comparações múltiplas Student-Newman-Keuls. Os resultados dos testes de comparações múltiplas estão representados em forma de tabelas, onde cada grupo S.N.K. (a, b, c...) é constituído por médias entre as quais não se evidenciou diferença estatística. Entre grupos diferentes há, sim, diferença estatística significativa.

4.2.1 Ângulos de Saída

No quadro 4 estão enumeradas as médias dos ângulos de saída dos instrumentos ensaiados. Os dados originais, que podem ser visualizados na figura 38, estão descritos nos quadros A2, A3, e A4 do Anexo.

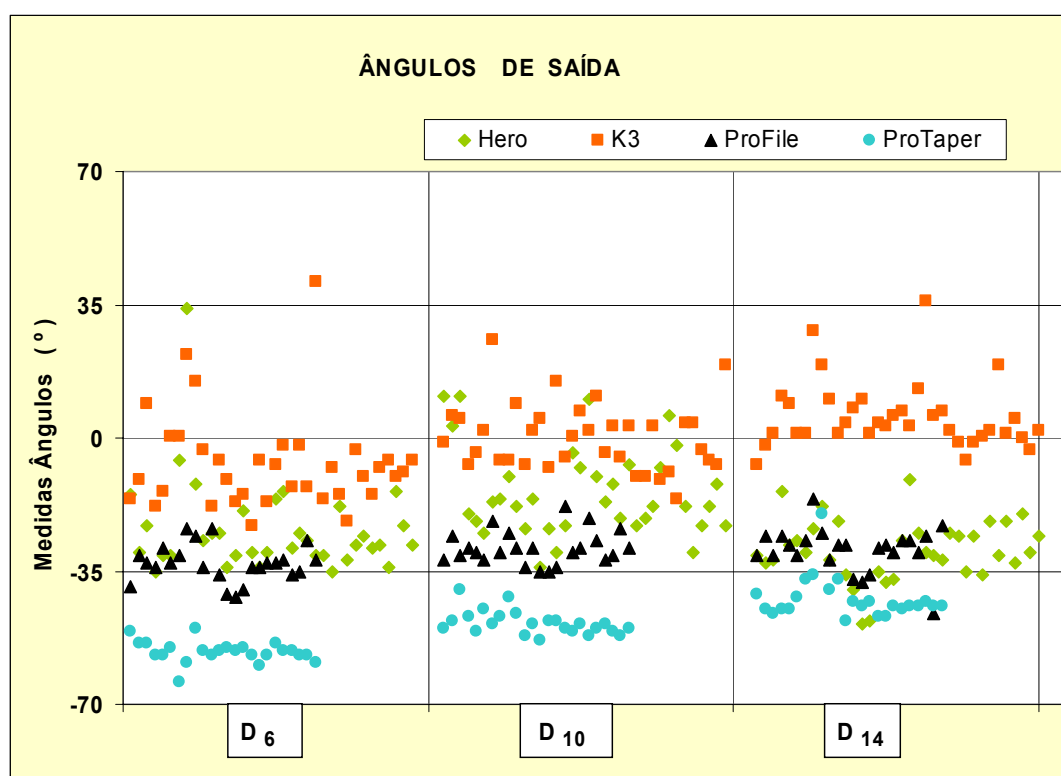


Figura 38 – Medidas dos ângulos de saída dos instrumentos ensaiados em D₆, D₁₀ e D₁₄.

Quadro 4 – Médias dos ângulos de saída dos instrumentos

	Hero (n=108)	K3 (n= 108)	ProFile (n= 72)	ProTaper (n=72)
D 6	-24 ± 12	-7 ± 13	-33 ± 5	-56 ± 3
D 10	-14 ± 12	0 ± 9	-29 ± 4	-49 ± 3
D14	-30 ± 8	+6 ± 9	-29 ± 6	-42 ± 6
Total	-23 ± 12	0 ± 11	-30 ± 5	-49 ± 7

Considerando-se todos os ângulos medidos, em todas as posições, pode-se evidenciar diferença estatística ($p < 0,5$) entre os ângulos de saída dos diferentes sistemas ensaiados. (Quadro 5)

Quadro 5 - Comparação entre as médias dos ângulos de saída das limas ensaiadas, conforme descrito no item 4.2. (Teste S.N.K.)

Grupos S.N.K.				Sistema	Média
a				K3	0
	b			Hero	-23
		c		Profile	-30
			d	ProTaper	-49

Observando-se os ângulos de saída de acordo com a posição em que foram medidos, os dados obtidos em D₆, D₁₀ e D₁₄ foram analisados separadamente.

Em D₆ , como mostrado na figura 39, observou-se alguns ângulos de saída positivos nos instrumentos Hero 642 e K3. Houve diferença entre as médias de todos os sistemas (ANOVA p=0,000. Teste S.N.K. p<0,5).

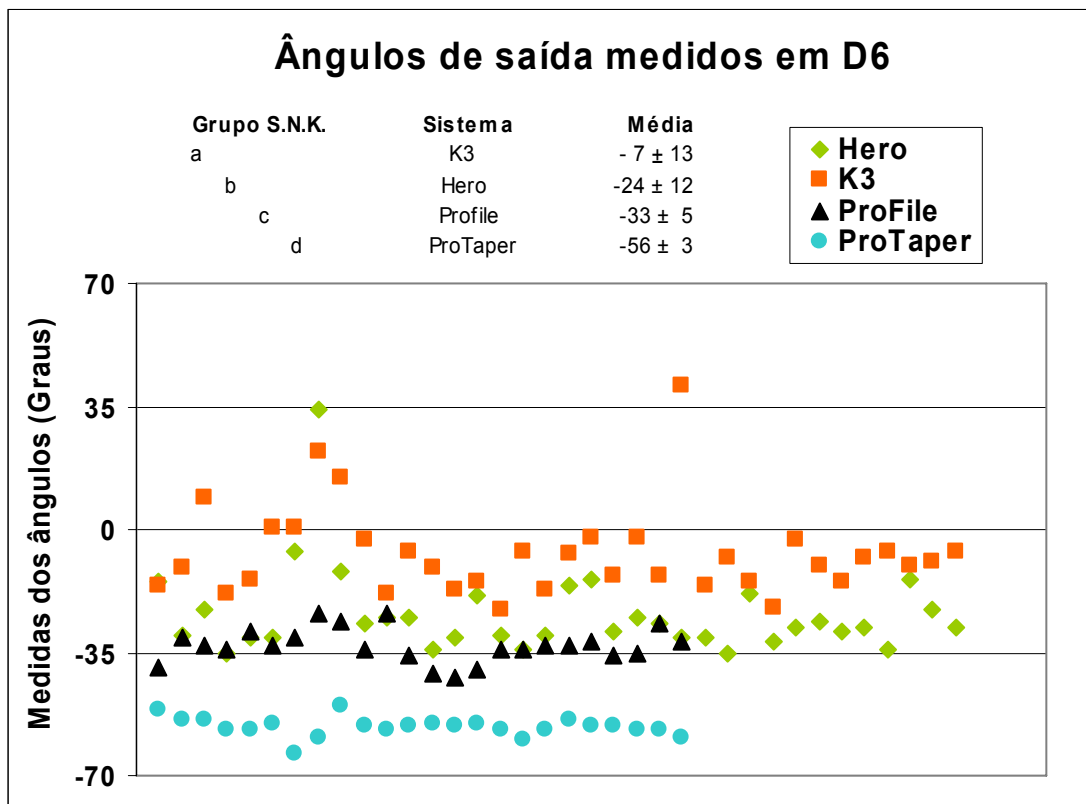


Figura 39 – Ângulos de saída medidos em D₆.

As observações (abaixo) e análise estatística conforme descrito no item 4.2 (acima).

Entre grupos S.N.K. diferentes (a,b,c,d) há diferença significativa.

Em D_{10} , fazendo-se uma comparação entre os ângulos dos 4 sistemas, encontrou-se, também, diferença estatística entre todas as médias (ANOVA $p=0,000$. Teste S.N.K. $p<0,5$). (Figura 40) Os instrumentos Hero 642 e K3 apresentaram alguns ângulos positivos, os instrumentos ProFile e ProTaper, apenas ângulos de saída negativos.

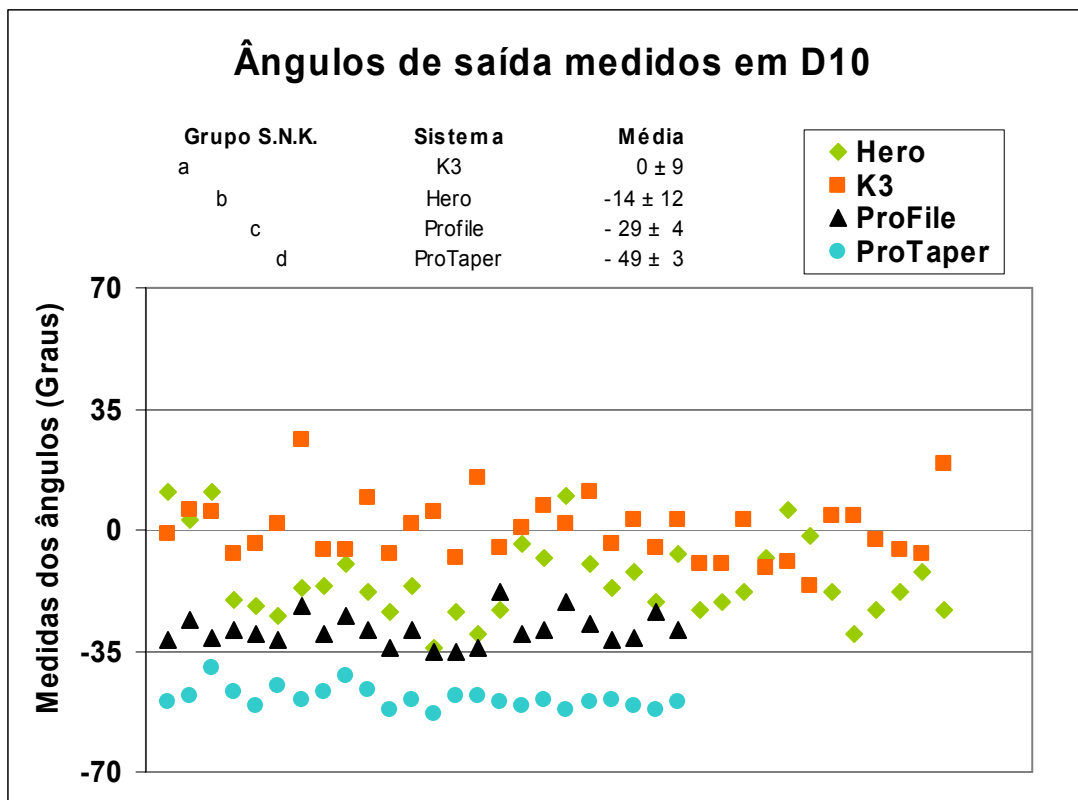


Figura 40 – Ângulos de saída medidos em D_{10} .

Observações (abaixo) e análise estatística (acima).

Entre grupos S.N.K. diferentes (a,b,c,d), como descrito no item 4.2, há diferença significativa.

Em D₁₄, os instrumentos K3 apresentam grande número de ângulos positivos, e apenas alguns poucos negativos. Diferente dos demais sistemas, que apresentam apenas ângulos negativos. Não se pôde evidenciar diferença estatística significativa entre as médias dos ângulos das limas Hero e ProFile. (Figura 41).

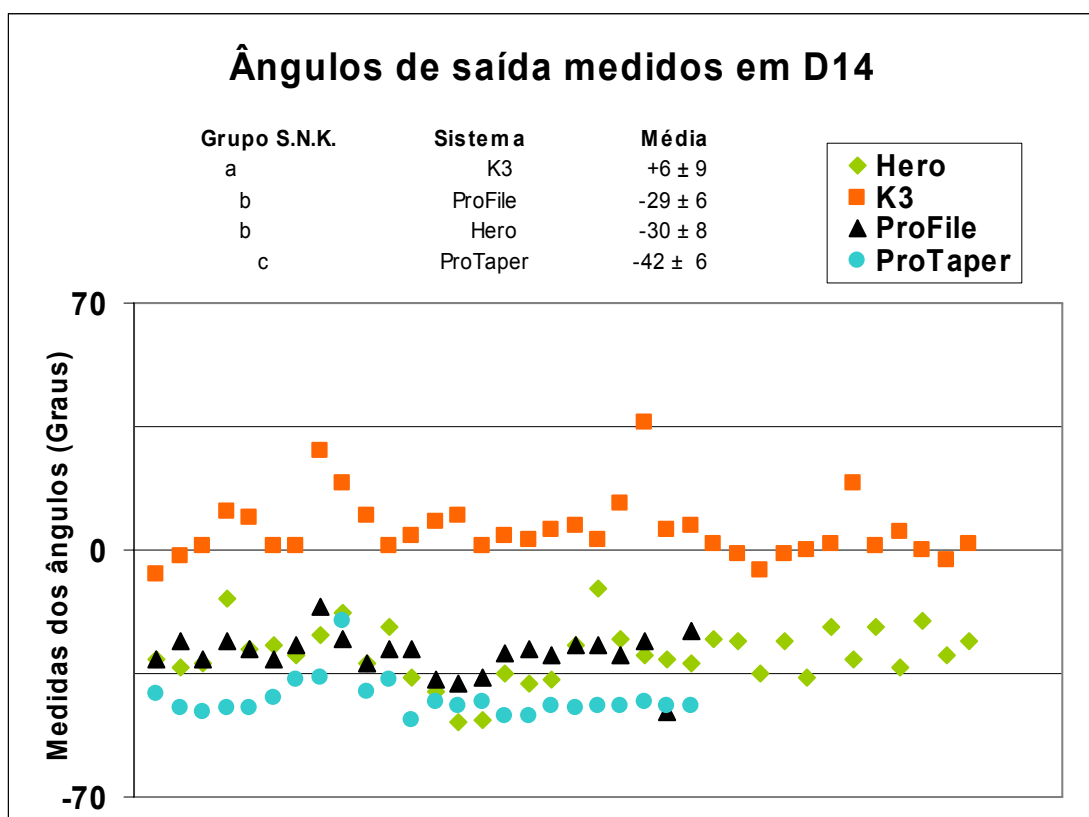


Figura 41 – Ângulos de saída medidos em D₁₄.
 Observações (abaixo) - análise estatística (acima).
 Entre grupos S.N.K. diferentes (a,b,c) há diferença significativa.

Analisando-se agora cada sistema separadamente, novamente submetendo os dados obtidos à análise de variância ANOVA e comparando-se as médias dos ângulos pelo teste de comparações múltiplas S.N.K., pode-se afirmar que:

- Nas limas Hero quase todos os ângulos são negativos (Figura 42). Observa-se diferença estatística entre as médias das diferentes posições examinadas ($p < 0,5$).

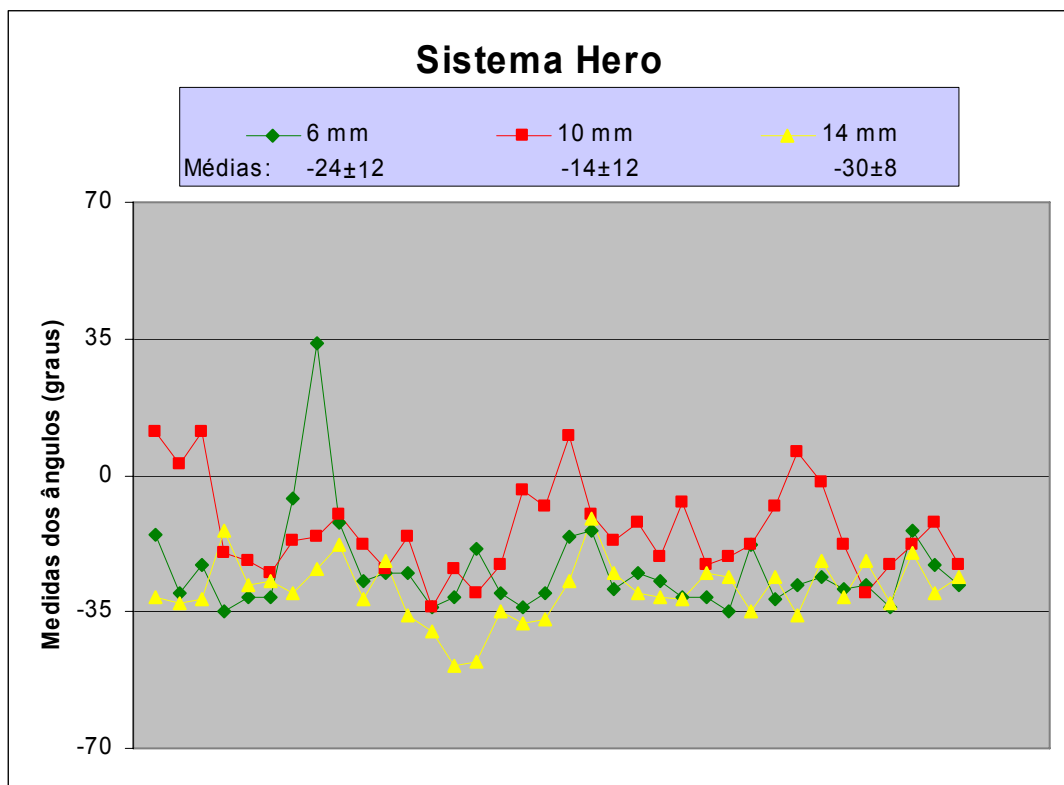


Figura 42 - Limas Hero – ângulos de saída a 6, 10 e 14 mm da ponta.

- Nas limas do sistema K3 também se pôde evidenciar diferença estatística ($p < 0,5$) entre as médias dos ângulos de todas as posições: Nesse sistema D_6 apresenta, em média, ângulos ligeiramente negativos, D_{10} ângulos positivos e negativos, e D_{14} ângulos ligeiramente positivos. (Figura 43)

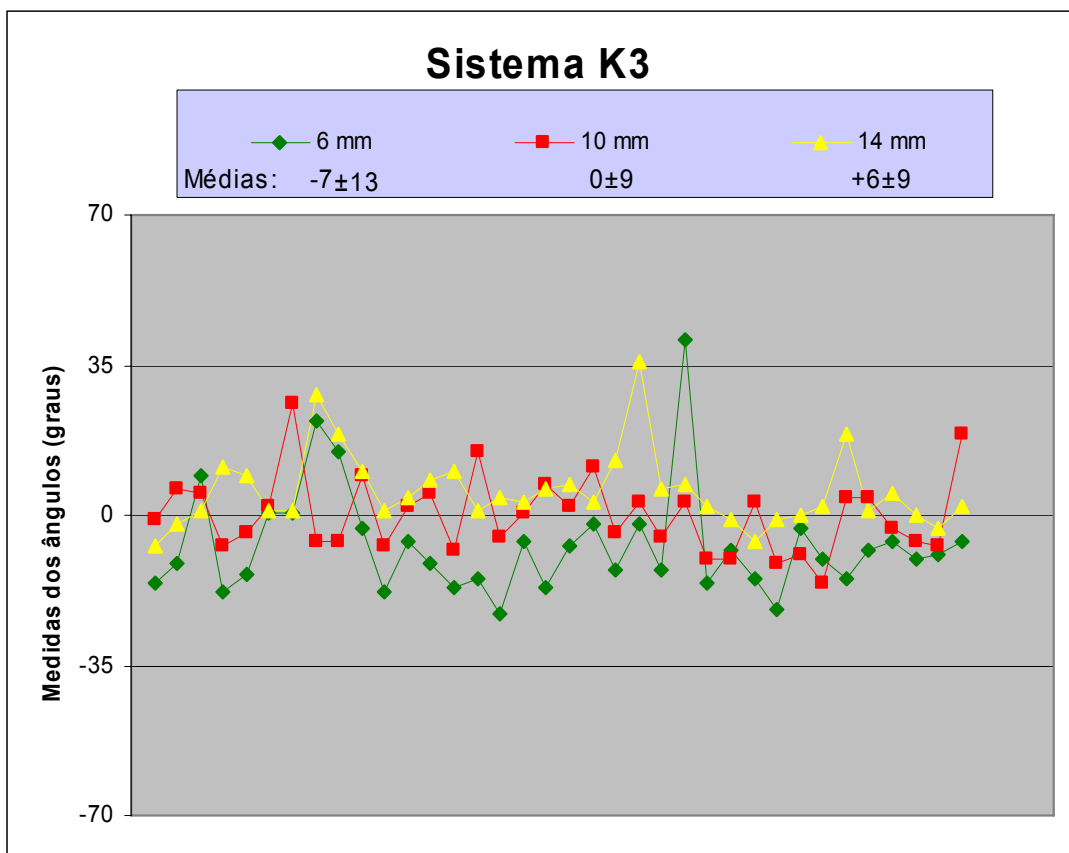


Figura 43 – Limas K3 – ângulos de saída nas posições Dx (sendo x a distância da ponta do instrumento em mm).

- As limas ProFile apresentaram todos os ângulos de saída negativos, (Figura 44) medindo em média $-30^\circ \pm 5^\circ$.

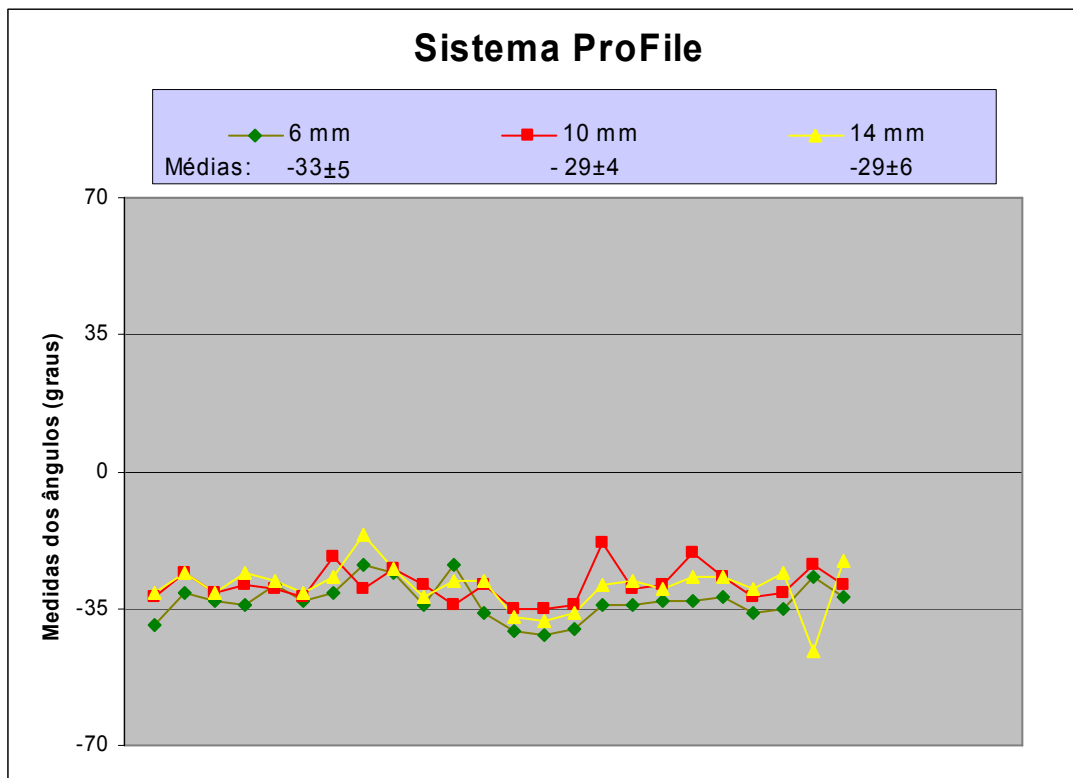


Figura 44 – Limas ProFile – ângulos de saída.

- Nos instrumentos do sistema ProTaper, observou-se apenas ângulos de saída negativos. (Figura 45) Comparando-se os ângulos medidos em cada posição, detectou-se diferença estatística entre suas médias ($p < 0,5$). (Quadro 6)

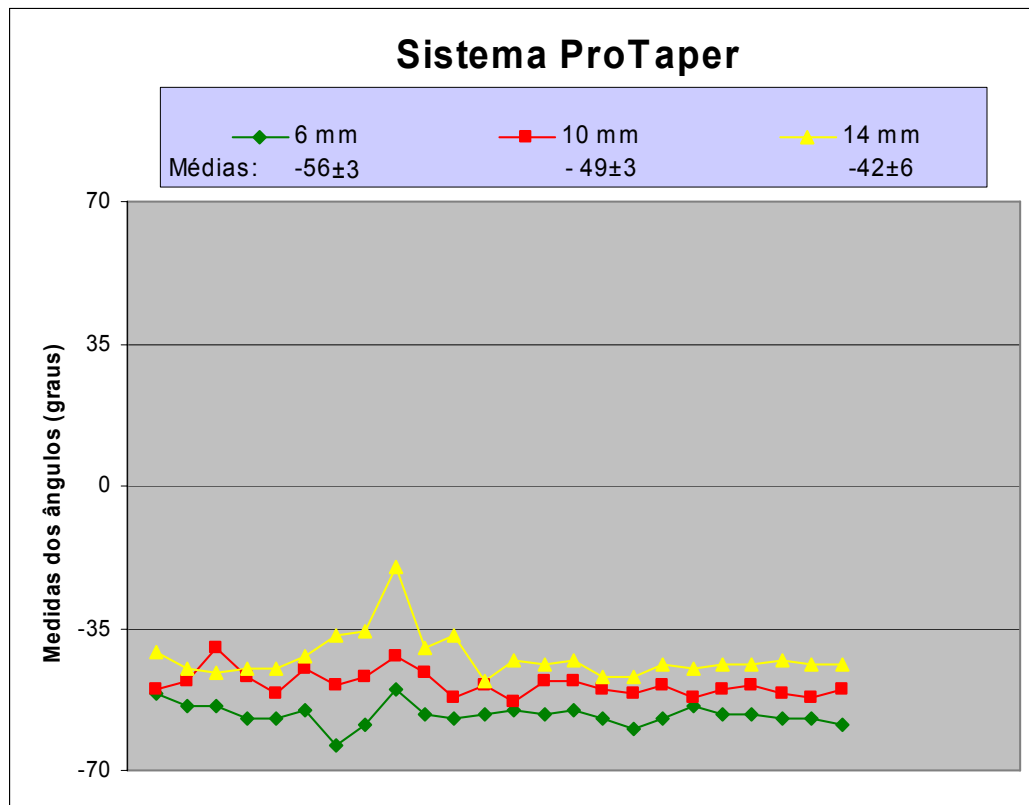


Figura 45 - Limas ProTaper – ângulos de saída.

Quadro 6 – Análise estatística dos ângulos de saída dos instrumentos ProTaper em D₆, D₁₀ e D₁₄. (Teste S.N.K.)

Sistema ProTaper – Ângulos de saída				
Grupo S.N.K.			Posição	Médias
a			D ₁₄	-42
	b		D ₁₀	-49
		c	D ₆	-56

4.2.2 Ângulos de Cunha e de Folga

As medidas dos ângulos de cunha, e dos ângulos de folga ou incidência, que se encontram nos quadros A5 e A6 do anexo, estão representadas nas figuras 46 e 47. Suas médias estão resumidas nos quadros 7 e 8.

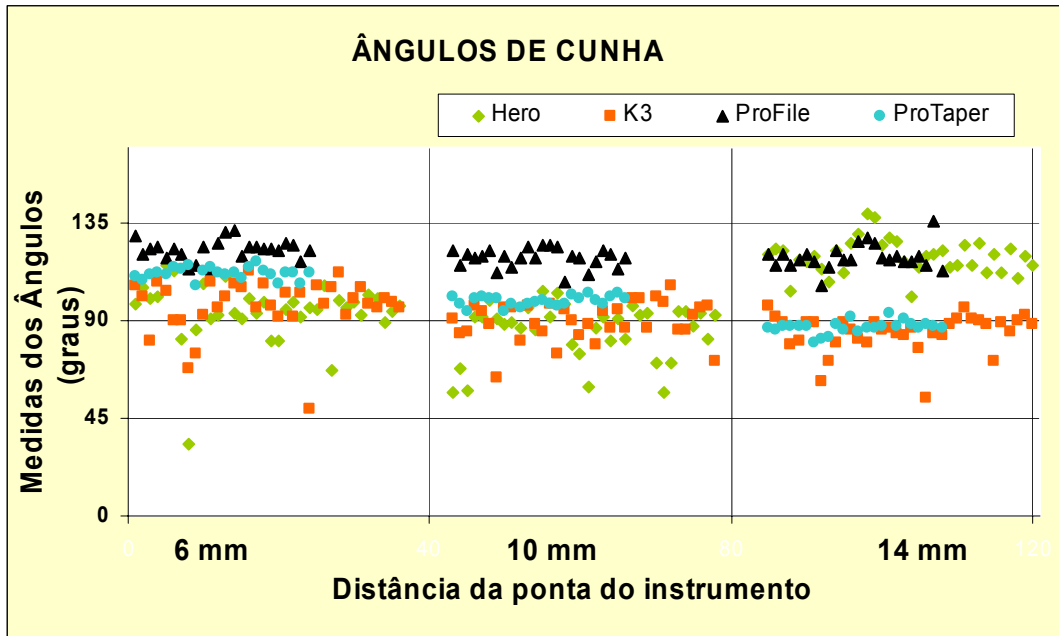


Figura 46 - Medidas dos ângulos de cunha dos instrumentos Hero, K3, ProFile e ProTaper, a 6mm, 10mm e 14mm de distância das pontas.

Quadro 7 – Leitura das médias dos ângulos de cunha mostrados na figura 46

	Hero (n=108)	K3 (n= 108)	ProFile (n= 72)	ProTaper (n=72)
D 6	94 ± 14	97 ± 13	123 ± 5	112 ± 3
D 10	85 ± 13	90 ± 9	119 ± 4	99 ± 2
D14	120 ± 8	84 ± 9	119 ± 6	87 ± 3
Total	100 ± 19	90 ± 11	120 ± 5	99 ± 11

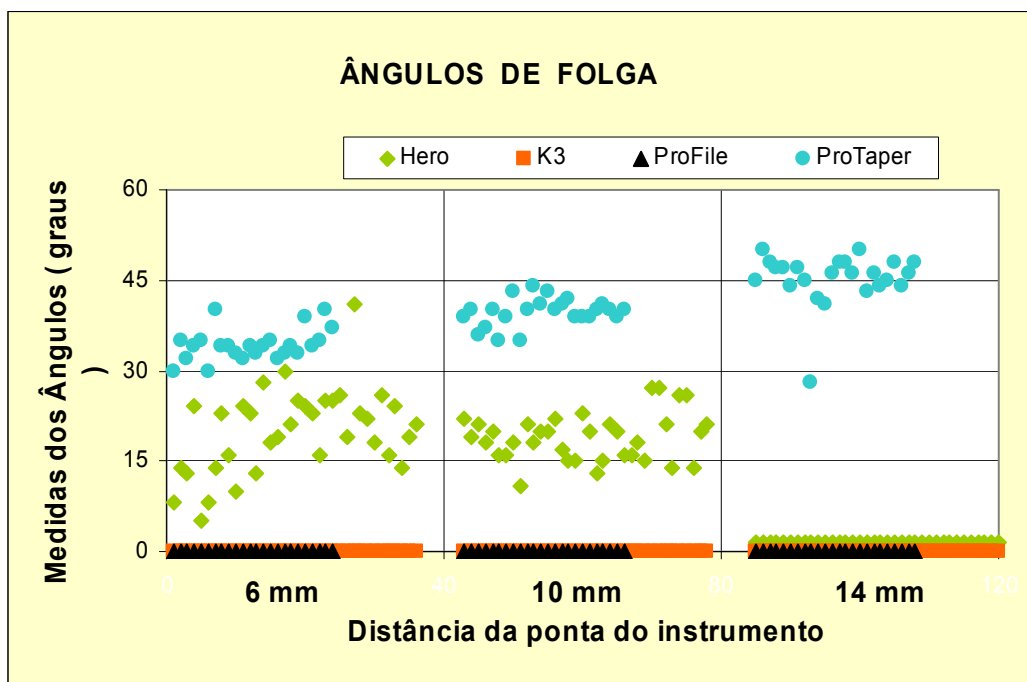


Figura 47 – Medidas dos ângulos de folga ou incidência dos instrumentos Hero, K3, ProFile e ProTaper, a 6 mm, 10 mm e 14 mm de distância das pontas

Quadro 8 – Leitura das médias dos ângulos de folga mostrados na figura 47

	Hero (n=108)	K3 (n= 108)	ProFile (n= 72)	ProTaper (n=72)
D 6	20 ± 7	0 ± 0	0 ± 0	34 ± 3
D 10	19 ± 4	0 ± 0	0 ± 0	40 ± 2
D14	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	45 ± 2
Total	13 ± 10	0 ± 0	0 ± 0	40 ± 6

Os instrumentos K3 e ProFile apresentam guia radial, portanto ângulo de folga de zero graus, pois a superfície de folga coincide com a trajetória de corte. (Figura 48) O mesmo se observa nos instrumentos Hero em D₁₄, como pode ser visto na figura 49.

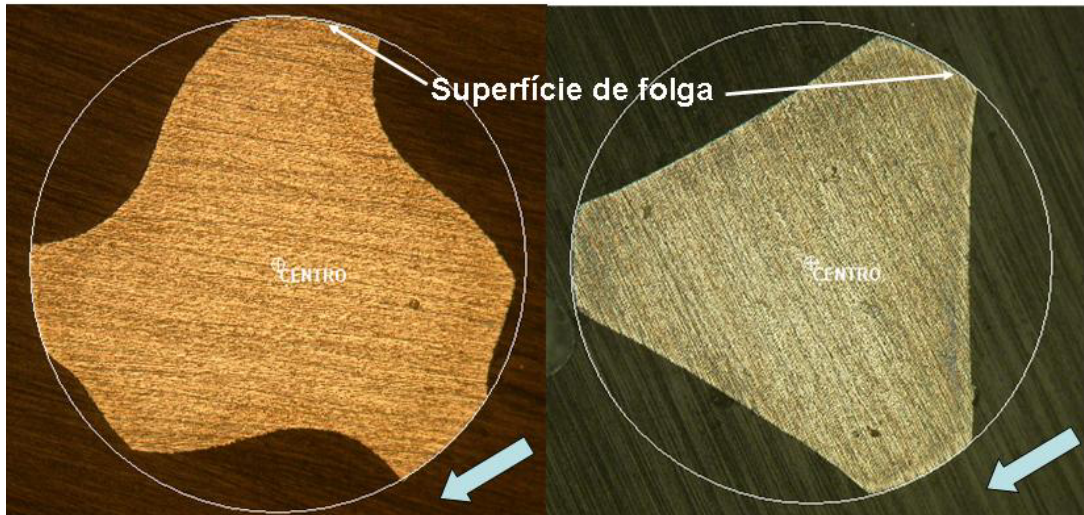


Figura 48 – Instrumentos com guia radial : K3 (à esquerda) e ProFile (à direita).
 Ângulo de folga = 0°. As superfícies de folga coincidem com a trajetória de corte.

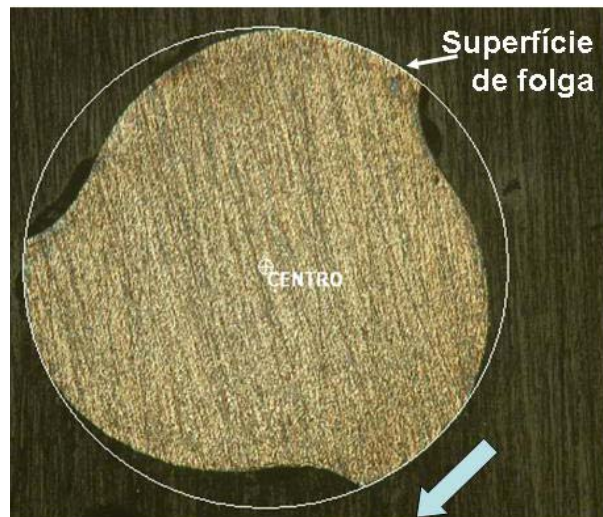


Figura 49 - Instrumento Hero, em D₁₄.
 A superfície de folga (seta) coincide com a trajetória de corte.

4.3 Eficiência de Corte dos Instrumentos

Calculou-se o valor acumulado da corrente de alimentação do motor, durante a operação de corte. Esses dados, que correspondem à integral da corrente ao longo do tempo, estão enumerados no quadro A7 do Anexo, e representados graficamente na figura 50. O quadro 9 mostra as médias das observações.

Os dados registrados nos ensaios de eficiência de corte e desgaste, apresentam variâncias diferentes, e seus resíduos não seguem a distribuição

normal. Sendo assim, na análise estatística foram empregados testes não paramétricos: Kruskal-Wallis e, no caso de se detectar alguma diferença, testes de comparações múltiplas de Student-Newman-Keuls (S.N.K.), para amostras de mesmo tamanho, e Dunn's, para amostras diferentes.

A análise comparativa da eficiência de corte foi feita apenas entre os instrumentos dos sistemas Hero, K3 e ProTaper. Os instrumentos ProFile não foram incluídos nessa avaliação por não demonstrarem capacidade de corte com a metodologia empregada neste trabalho. Ao entrar em contato com a placa de PVC, essas limas continuavam girando até a fratura, sem efetuar corte.

Quadro 9 – Média da corrente acumulada consumida para o corte do padrão.

	Hero 642 (n= 8)	K3 (n= 7)	ProTaper (n=8)
Corrente Acumulada (μ A)	246 \pm 60	108 \pm 18	211 \pm 24

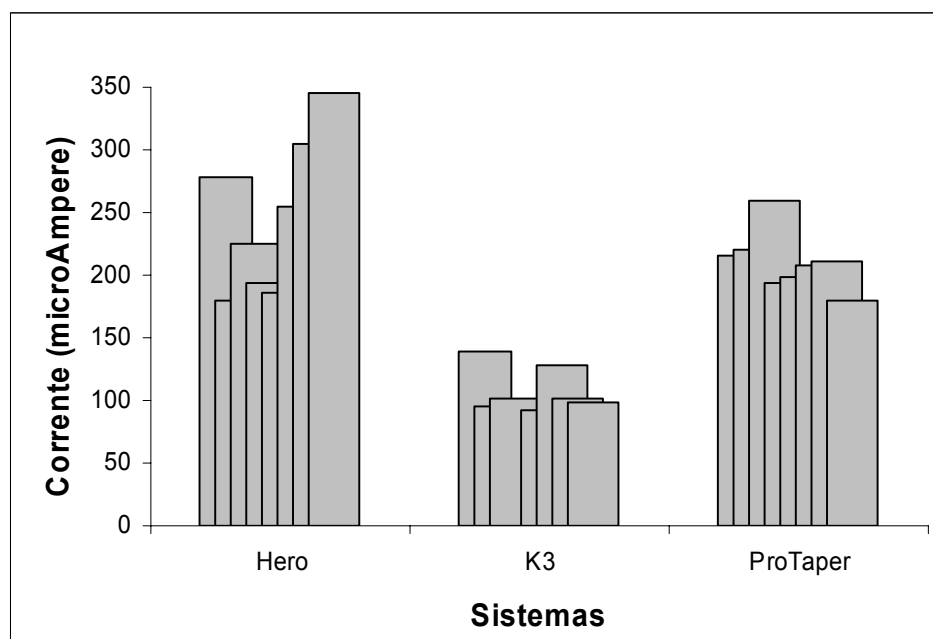


Figura 50 – Valor integrado da corrente consumida pelos instrumentos dos diferentes sistemas, para sectionar completamente a placa de PVC.

Ao submeter-se os dados ao teste de Kruskal-Wallis ($p=0,000$) e ao teste de comparações múltiplas de Dunn's, evidenciou-se diferença estatística ($p<0,5$) apenas entre o desempenho dos instrumentos K3 e os demais. Para realizar o mesmo trabalho, as limas do sistema K3 consumiram corrente menor que as limas

Hero e ProTaper e não se evidenciou diferença significativa entre a corrente acumulada consumida pelas limas desses 2 sistemas.

Uma lima K3 não demonstrou capacidade de corte com a metodologia empregada. -

4.4 Avaliação do Desgaste dos Instrumentos

4.4.1 Desgaste dos Instrumentos – Cortes Sucessivos em PVC

A análise do desgaste dos instrumentos foi feita comparando-se o desempenho das limas Hero, K3 e ProTaper, nos cinco ciclos de corte. Os dados estão enumerados nos quadros A8 e A9 do Anexo.

Já no primeiro corte uma lima K3 não demonstrou capacidade de corte, como descrito no item 4.3. O mesmo ocorreu com mais duas limas desse sistema no quarto ciclo de cortes, e com mais outras duas no quinto ciclo. Em todos os casos a lima continuava girando até fraturar, sem conseguir sectionar o padrão de corte. Das 8 limas K3 incluídas neste ensaio apenas 3 concluíram os 5 ciclos de corte.

Na figura 51 estão representadas as observações deste experimento e, na figura 52, as suas médias.

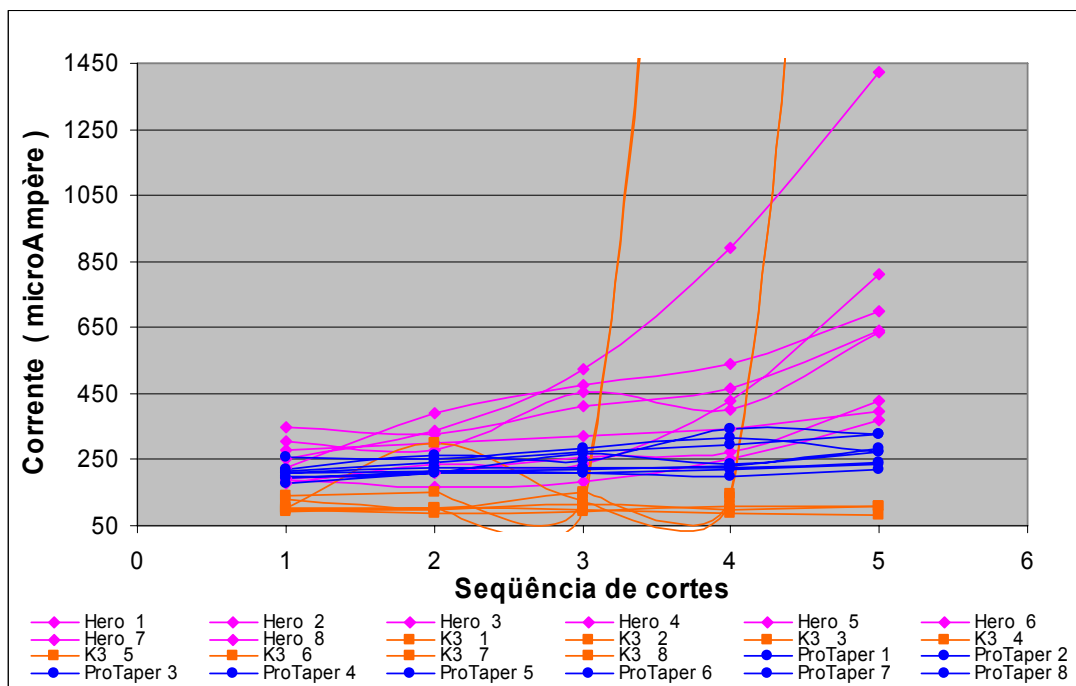


Figura 51 – Corrente acumulada (μA) consumida por cada lima para as operações de corte dos padrões de PVC.

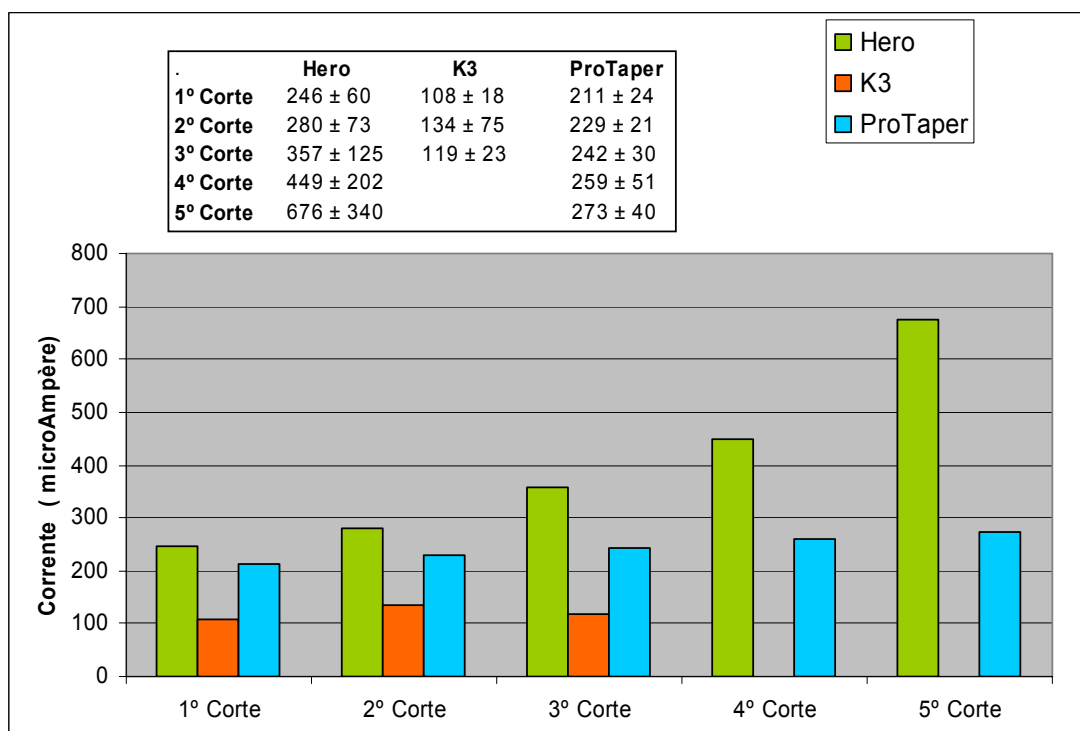


Figura 52 – Médias das correntes acumuladas (μA) registradas durante os cortes (de 1 a 5) dos padrões de PVC.

Os dados registrados no segundo e no terceiro corte foram tratados estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis. No segundo corte evidenciou-se, com valor de $p = 0,008$, haver pelo menos uma média diferente das demais. O teste Dunn's, de comparações múltiplas, mostrou diferença estatística apenas entre as médias obtidas pelos instrumentos Hero e K3. Na comparação entre as médias de corrente acumulada referente às limas K3 e ProTaper, e entre Hero e ProTaper, não foi possível afirmar que as médias são diferentes.

As observações do terceiro corte foram submetidas ao teste de Kruskal-Wallis ($p=0$) e ao teste de Dunn's, que mostrou haver diferença ($p<0,5$) entre as médias dos instrumentos K3 e as dos demais instrumentos. Entre Hero e ProTaper não houve diferença significativa.

No quarto e no quinto ciclos de corte, comparou-se apenas os sistemas Hero e ProTaper, uma vez que 5 limas K3 que compunham a amostra inicial não mais demonstravam capacidade de corte. Os dados foram submetidos ao teste t para grupos independentes com variâncias heterogêneas, que evidenciou diferença entre as médias das correntes utilizadas por cada sistema. O valor de p foi de 0,02 no quarto corte, e 0,005 no quinto.

4.4.2 Desgaste dos Instrumentos – Por Trabalho em Dentina

Após cortar dentina bovina durante 2 minutos, todas as limas ProFile e 6 das 8 limas K3 ensaiadas não lograram seccionar o padrão de corte de PVC. Quando o dispositivo era acionado, as limas continuavam girando sob o padrão de PVC, sem efetuar o corte. Decorridos 25 segundos, os ensaios eram interrompidos para evitar a fratura dos instrumentos, que seriam a seguir embutidos, cortados e fotografados.

As medidas da corrente acumulada necessária para que cada instrumento, previamente usado em dentina, efetuasse o corte dos padrões, estão descritas no quadro A10 do Anexo. Essas observações podem ser melhor visualizadas na figura 53.

As médias encontradas foram $187 \mu\text{A} \pm 30 \mu\text{A}$ para o sistema ProTaper e $216 \mu\text{A} \pm 103 \mu\text{A}$ para o sistema Hero 642. Comparando-se as limas usadas em dentina, não se encontrou diferença estatística significativa quanto à capacidade de corte entre os dois sistemas (teste t, $p=0,45$).

Comparando-se os dados observados neste ensaio com os dados do ensaio de eficiência de corte com limas novas, não houve diferença estatística entre os desempenhos dos instrumentos novos e usados, tanto dentro do sistema ProTaper (teste t, $p=0,1$), como dentro do sistema Hero 642 (teste t, $p=0,49$).

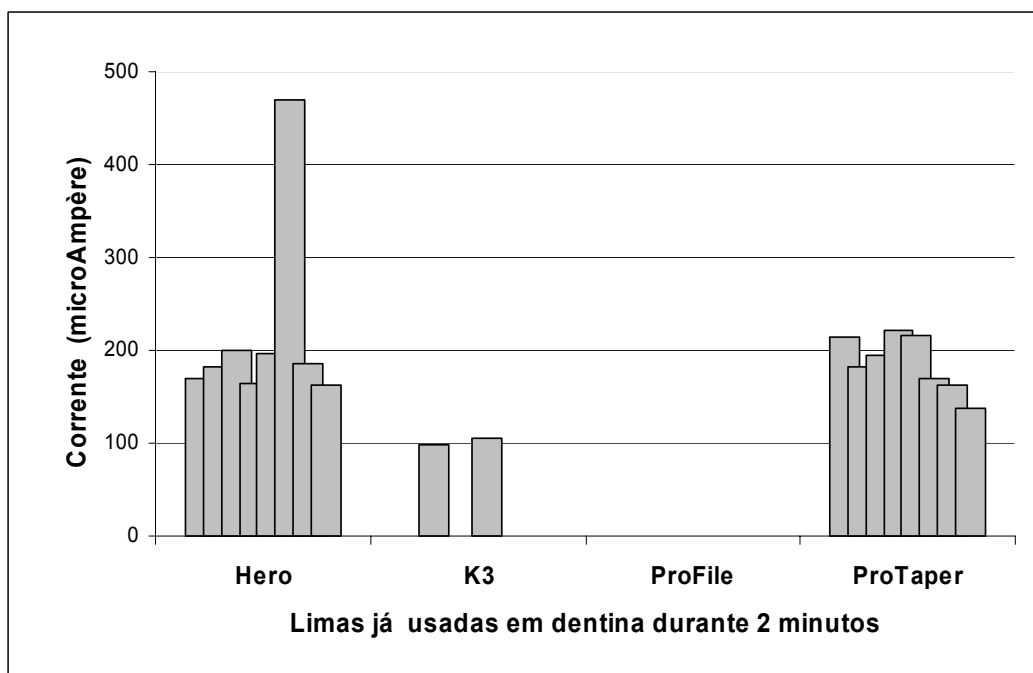


Figura 53 – Corrente acumulada consumida pelos instrumentos dos diferentes sistemas, previamente usados em dentina, para seccionar completamente os padrões de corte.

4.5 Alterações do Perfil Geométrico Transversal Após Trabalho em Dentina

4.5.1 Ângulos de Saída

As observações deste ensaio estão descritas no quadro A11 do Anexo. Nas figuras 54 e 55 estão representadas as medidas dos ângulos de saída dos instrumentos usados.

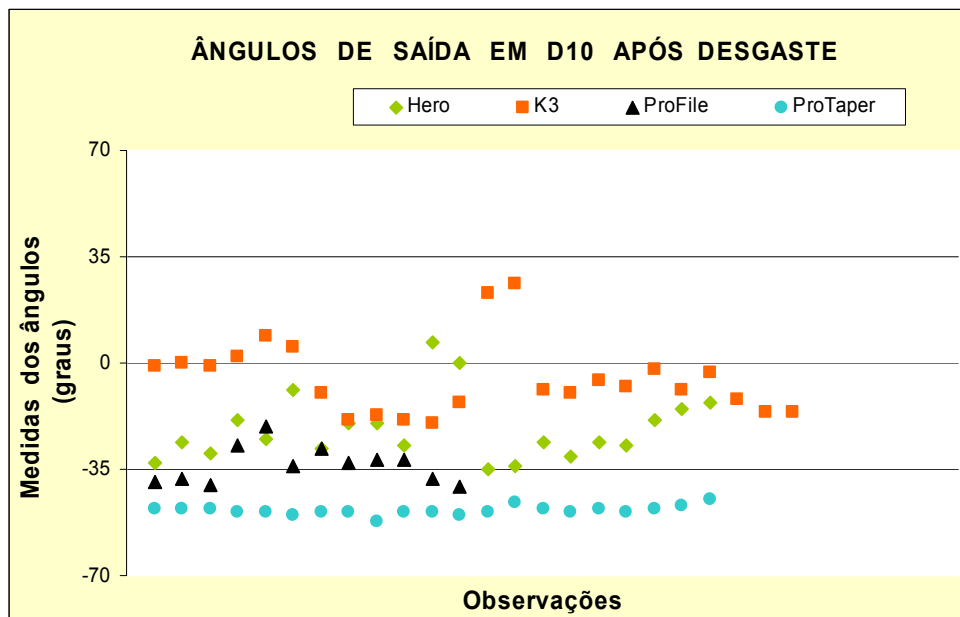


Figura 54 – Medidas dos ângulos de saída dos instrumentos já usados por 2 minutos em dentina.

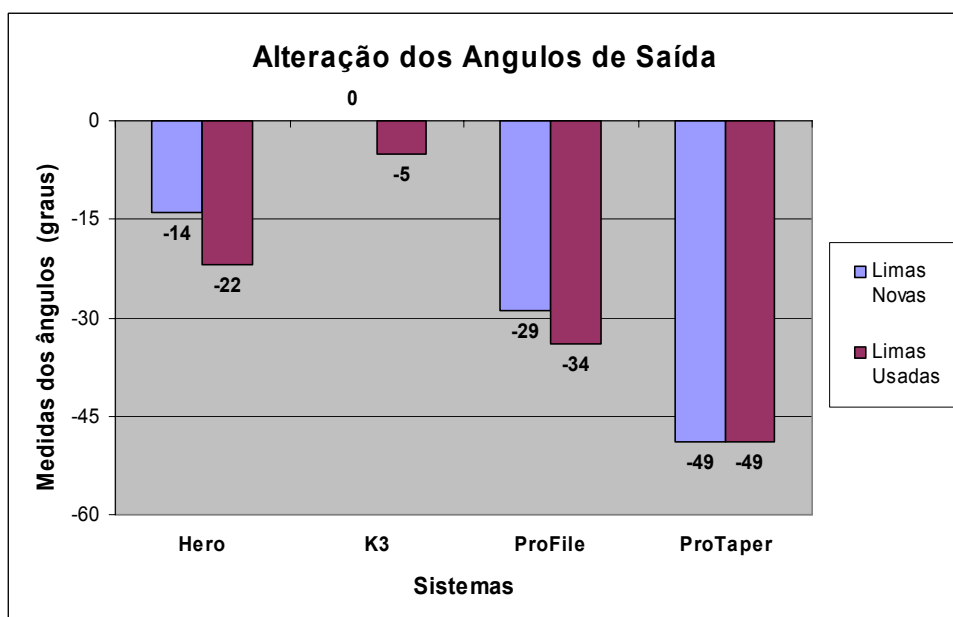


Figura 55 – Médias dos ângulos de saída das limas novas e usadas.

Encontrou-se diferença estatística entre os instrumentos novos e usados dos sistemas Hero 642 (teste t, $p=0,02$), ProFile (teste t, $p=0,01$) e K3 (teste t, $p=0,028$). Já dentro do sistema Protaper não houve diferença entre os ângulos de saída dos instrumentos novos e usados.

4.5.2 Ângulos de Cunha

As medidas dos ângulos de cunha dos instrumentos usados por 2 minutos em dentina estão descritas no quadro A11 do Anexo. No quadro 10 e figura 56, as médias dos ângulos de cunha das limas novas e usadas.

Não se evidenciou diferença estatística significativa entre os ângulos de cunha das limas novas e ensaiadas dos sistemas Hero 642 (teste t, $p= 0,27$) e K3 (teste t, $p= 0,06$). Diferente do que foi observado nos sistemas ProFile (teste t, $p= 0,01$) e ProTaper (teste t, $p=0,02$).

Quadro 10 – Médias dos ângulos de cunha de limas novas e ensaiadas em dentina.

	Limas Novas	Limas Usadas
Hero	$85^\circ \pm 13^\circ$	$89^\circ \pm 11^\circ$
K3	$90^\circ \pm 9^\circ$	$95^\circ \pm 12^\circ$
ProFile	$119^\circ \pm 4^\circ$	$124^\circ \pm 6^\circ$
ProTaper	$99^\circ \pm 2^\circ$	$97^\circ \pm 3^\circ$

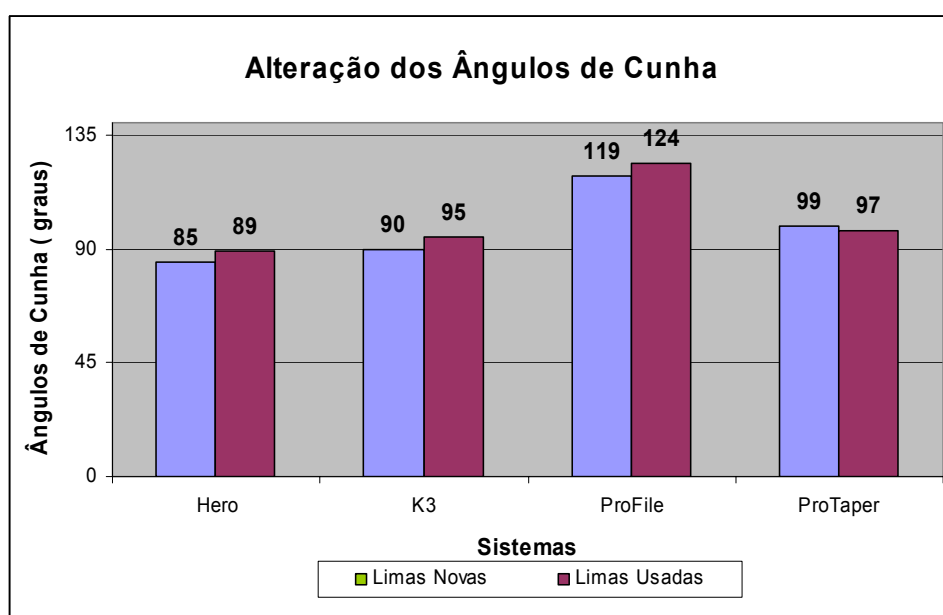


Figura 56 – Médias dos ângulos de cunha das limas novas e usadas.

4.5.3 Ângulos de Folga

No Anexo, quadro A11, estão enumeradas as medidas dos ângulos de folga dos instrumentos usados em dentina. No quadro 11 e na figura 57, estão resumidas as médias dos ângulos de folga dos instrumentos ensaiados e dos instrumentos novos.

Quadro 11 – Médias dos ângulos de folga de limas novas e ensaiadas em dentina.

	Limas Novas	Limas Usadas
Hero	19° ± 4°	23° ± 4°
K3	0°	0°
ProFile	0°	0°
ProTaper	40° ± 2°	41° ± 2°

As limas Hero e K3 possuem guia radial, desse modo o ângulo de folga, de 0°, permanece inalterado. Dentro do sistema Hero 642, constatou-se diferença significativa entre ângulos de folga de instrumentos novos e ensaiados em dentina (teste t, p=0,001), o que não ocorreu com o sistema ProTaper (teste t, p= 0,08).

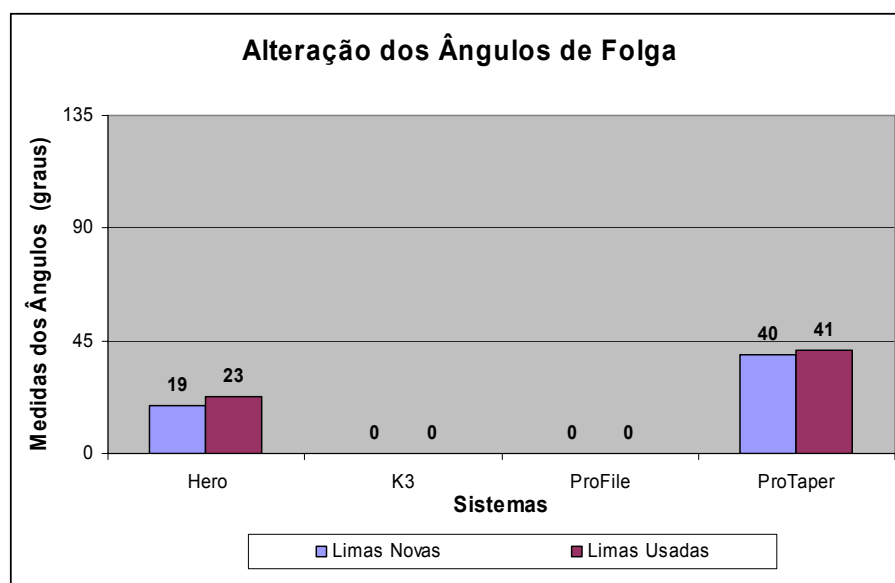


Figura 57 – Médias dos ângulos de folga das limas novas e usadas.

5. DISCUSSÃO

A endodontia tem buscado, no decorrer de sua evolução técnica e biológica, o aperfeiçoamento dos instrumentos endodônticos e das técnicas de instrumentação, substâncias químicas mais eficientes do ponto de vista químico e biológico, e materiais e técnicas que possibilitem uma obturação hermética do sistema de canais radiculares. Esse aprimoramento visa, não somente a eficiência do tratamento endodôntico, mas também a sua simplificação, menor tempo de trabalho e, conseqüentemente, maior conforto para o paciente e para o profissional. Um grande avanço nesse sentido foi o desenvolvimento de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor e, hoje, diversos sistemas são oferecidos no mercado.

A eficiência de corte de um instrumento depende de uma série de variáveis, como composição da liga, composição da sua superfície, do ângulo helicoidal (inclinação da hélice) que pode ser fixo ou variável, do número de hélices e distância entre elas, da conicidade fixa ou variável, da profundidade da canaleta helicoidal, da capacidade de remoção das raspas de dentina excisadas, bem como da geometria da secção transversal do instrumento. A influência isolada de cada um desses fatores no desempenho do instrumento não foi, até então, completamente esclarecida, e é ainda um ponto controverso na literatura endodôntica.

Esse trabalho teve por objetivo medir, no plano ortogonal, os ângulos da cunha de corte de instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio. Além disso, isolando-os como variável única, correlacionar ângulos da parte de corte do plano ortogonal a eficiência de corte e desgaste dessas ferramentas.

Há ainda um ângulo da parte de corte, o ângulo helicoidal, que é medido em outro plano, o plano de corte da ferramenta e, portanto, não foi incluído neste estudo.

Foram ensaiados instrumentos dos sistemas Hero 642, K3, ProFile e ProTaper, por serem instrumentos amplamente comercializados no Brasil, e de grande aceitação na prática clínica. Foram escolhidos instrumentos calibre 30 e conicidade 0.06 porque são instrumentos pouco flexíveis, condição importante para a realização dos ensaios de eficiência de corte com a metodologia aqui empregada. Do sistema ProTaper, que tem conicidade variável ao longo de sua parte ativa, foi escolhido o instrumento F3, cujo diâmetro de ponta corresponde ao dos instrumentos nº 30 dos sistemas de conicidade fixa.

Para que os ensaios fossem feitos, nos diferentes instrumentos, em regiões com diâmetro equivalente, foram feitas medidas das regiões de interesse: a 6, 10 e 14 mm das pontas dos instrumentos. Dentre os instrumentos de conicidade fixa, nessas 3 regiões, as limas K3 apresentaram maior calibre que as ProFile.

Em D_6 , as limas ProTaper, que foram mensuradas a cada milímetro, apresentaram grande diferença de diâmetro quando comparadas às demais. Porém, seu diâmetro em D_5 não mostrou diferença ao diâmetro das demais limas em D_6 . (Figura 58)

Em D_{10} as limas Hero, K3 e ProTaper não apresentaram diferença de diâmetro. Já em D_{14} , houve diferença entre todos os instrumentos.

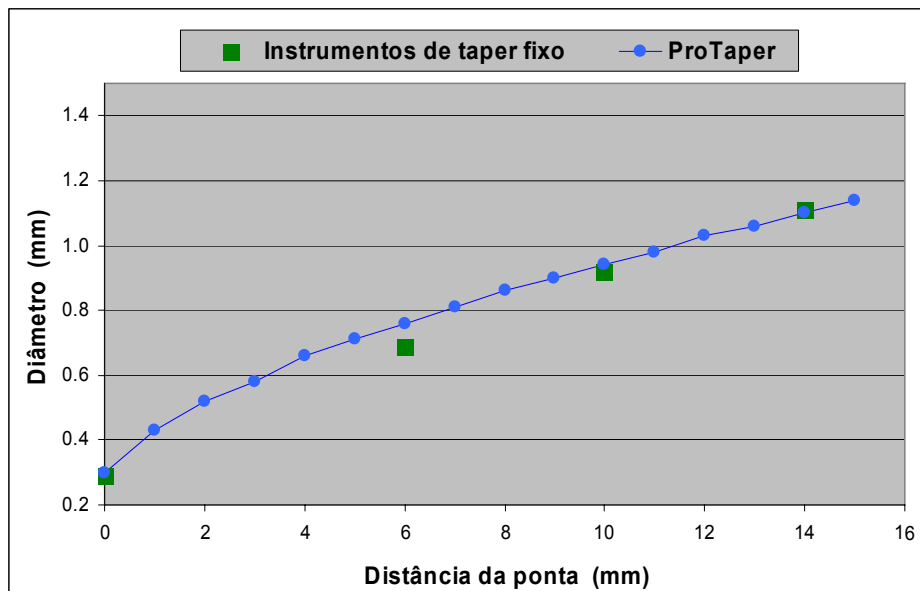


Figura 58 – Variação das médias dos diâmetros dos instrumentos de taper fixo e do diâmetro do instrumento ProTaper F3, em função da distância da ponta.

Todas as diferenças encontradas, exceção feita à observada em D_6 , foram consideradas muito pequenas, principalmente levando-se em conta que a norma ISO que padroniza a fabricação de instrumentos endodônticos manuais permite uma tolerância de 0,02 mm, para mais ou para menos. A influência dessas diferenças foi considerada irrelevante dentro dos objetivos deste trabalho. Sendo assim, as limas Hero, K3 e ProFile foram ensaiadas em D_6 , D_{10} e D_{14} , e as limas ProTaper, em D_5 , D_{10} e D_{14} .

5.1 Ângulos do Perfil Geométrico Transversal dos Instrumentos

No perfil transversal dos instrumentos, foram medidos os seguintes ângulos:

- Ângulo de saída (γ): entre a superfície de saída e o plano de referência da ferramenta.
- Ângulo de folga (α): entre a superfície de folga e o plano de corte.
- Ângulo de cunha (β): entre a superfície de folga e a superfície de saída.

A terminologia aqui utilizada é a adotada pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), na norma “NBR 6163 – Conceitos da Técnica de Usinagem – Geometria da Cunha de Corte”. Estes ângulos, que podem ser visualizados na figura 59, bem como o sistema de planos a partir dos quais eles são descritos, estão detalhados no item 2.6 e 3.4.2.

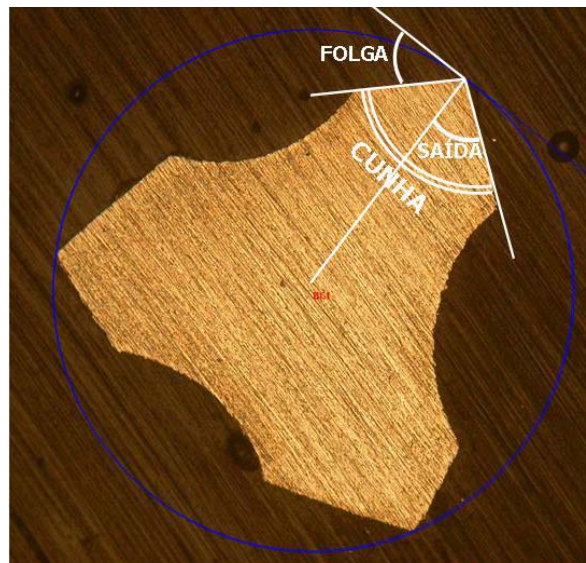


Figura 59 – Ângulos da ferramenta medidos no plano ortogonal.

Para que as superfícies cortadas correspondessem exatamente ao plano transversal ao eixo longitudinal do instrumento, ou seja, o plano ortogonal, as limas foram embutidas em resina epóxi numa posição perfeitamente vertical.

CHOW et al. [30] mediram os ângulos de saída de limas K3 e ProFile. Embutiram as limas em resina epóxi e, para minimizar a formação de bolhas,

mantiveram o conjunto durante 5 minutos à pressão de 95 mm de mercúrio numa câmara de vácuo. Com o mesmo objetivo utilizou-se, no presente estudo, um vibrador de gesso. Não se conseguiu eliminar totalmente a formação de bolhas, mas, as poucas que se formaram, em nada prejudicaram a mensuração dos ângulos.

As observações dos ângulos de saída dos sistemas Hero 642 e K3 apresentaram grande variabilidade, por esse motivo o tamanho da amostra foi aumentado. Foram ensaiados 12 instrumentos destes dois sistemas, e 8 dos sistemas ProFile e ProTaper.

Na média final, os instrumentos Hero, ProFile e ProTaper apresentaram ângulos de saída negativos, e os K3 ângulos neutros. (Figura 60)

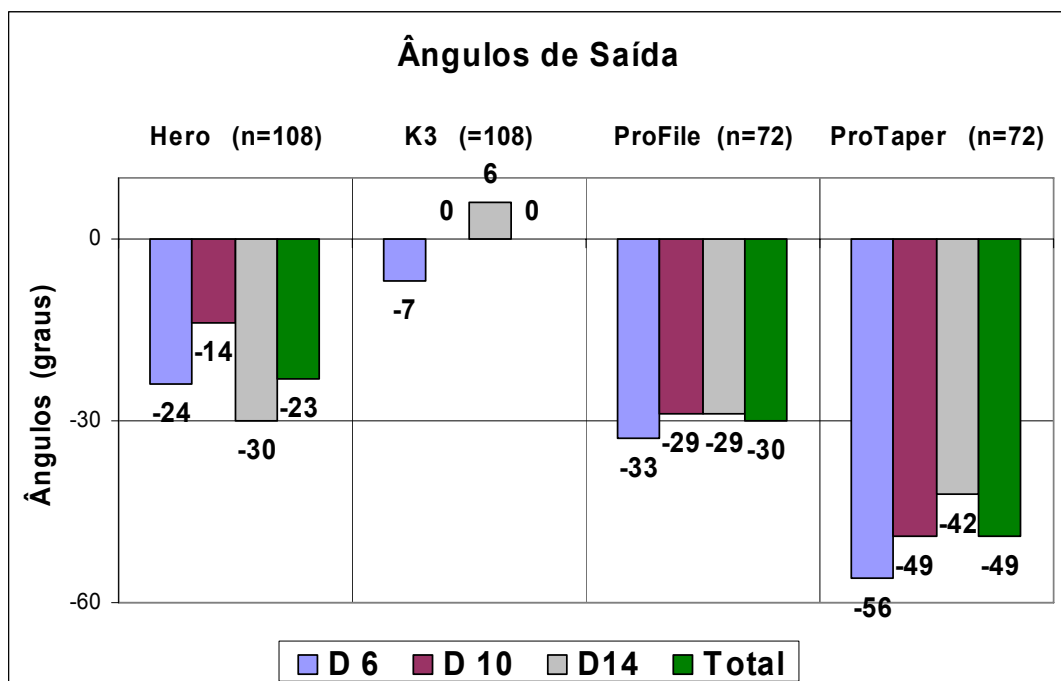


Figura 60 - Médias dos ângulos de saída dos instrumentos Hero 642, K3, ProFile e ProTaper.

As limas dos sistemas ProFile e ProTaper apresentaram todos os ângulos negativos, os ProFile ângulos menores ⁸ ($-30^\circ \pm 5^\circ$), e os ProTaper ângulos maiores ($-49^\circ \pm 7^\circ$). (Figuras 61 e 62)

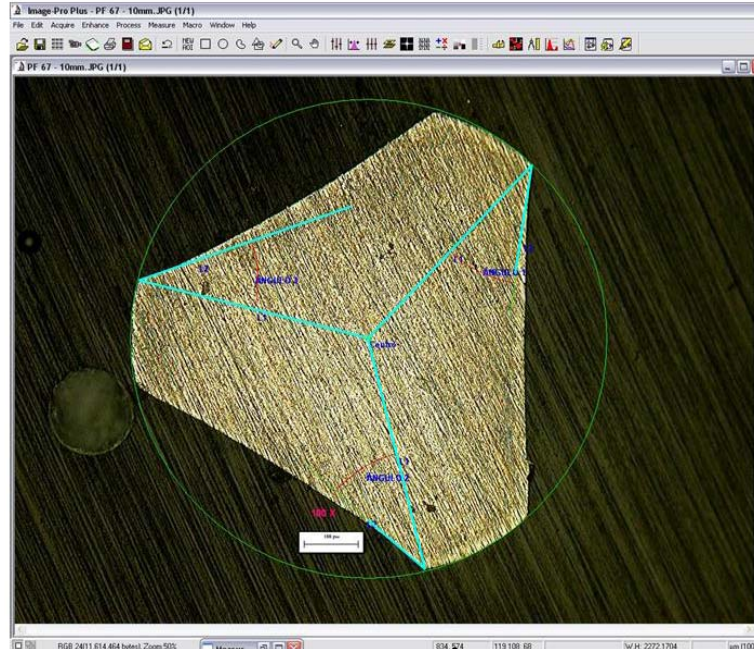


Figura 61 – Lima ProFile – Ângulos de Saída

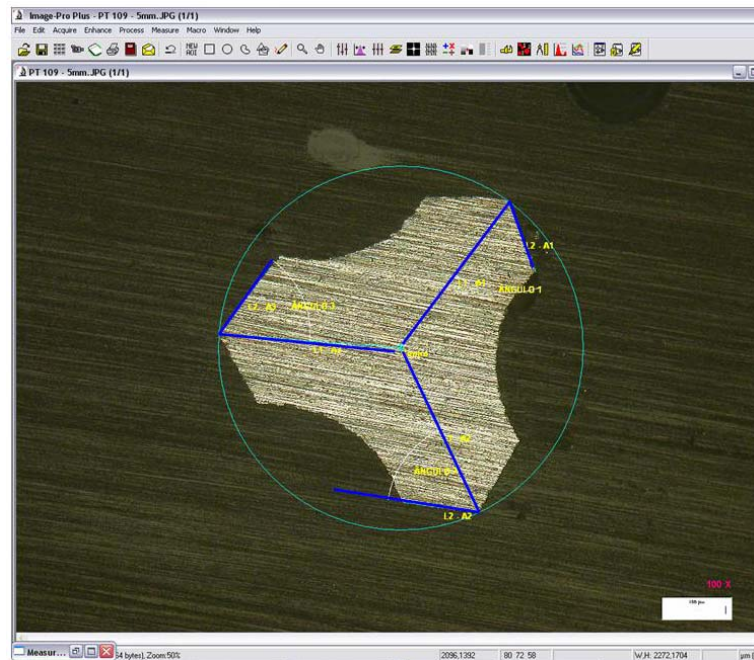


Figura 62 – Lima ProTaper – Ângulos de Saída

⁸ Quando se considera um ângulo negativo maior que outro, significa é que ele é maior em módulo, ou seja: menos agudo.

Na mensuração dos ângulos das limas ProFile e ProTaper, resultados similares aos aqui observados foram obtidos por SONNTAG [21]. (Quadro 12). CHOW e colaboradores [30] mediram os ângulos de limas ProFile 40.06 a 5 mm da ponta e observaram também ângulos negativos, porém maiores: $-43^\circ \pm 3^\circ$.

Quadro 12- Medidas de ângulos de saída registradas por SONNTAG [21]

	FlexMaster	GT	Hero 642	K3	ProFile	ProTaper F3	RaCe
D1	-58	-37	-31	-42	-40	-45	-37
D7	-57	-40	-30	-25	-33	-42	-32
D14	-56	-30	-35	-17	-33	-45	-36
Média	-57	-36	-32	-28	-35	-44	-35

Ângulos do perfil transversal de limas ProFile 25.06 também foram medidos por GUPPY et al. [29], que definiram como ângulo de corte o ângulo entre a tangente à superfície de saída e a tangente à direção de corte. O ângulo de corte medido pelos autores, somado ao ângulo de saída definido pela ABNT, formam um ângulo de 90° . (Figura 63) Os valores médios observados foram de -62° , portanto resultados compatíveis com o do presente trabalho, que registrou média de $-30^\circ \pm 5^\circ$ para limas do mesmo sistema.

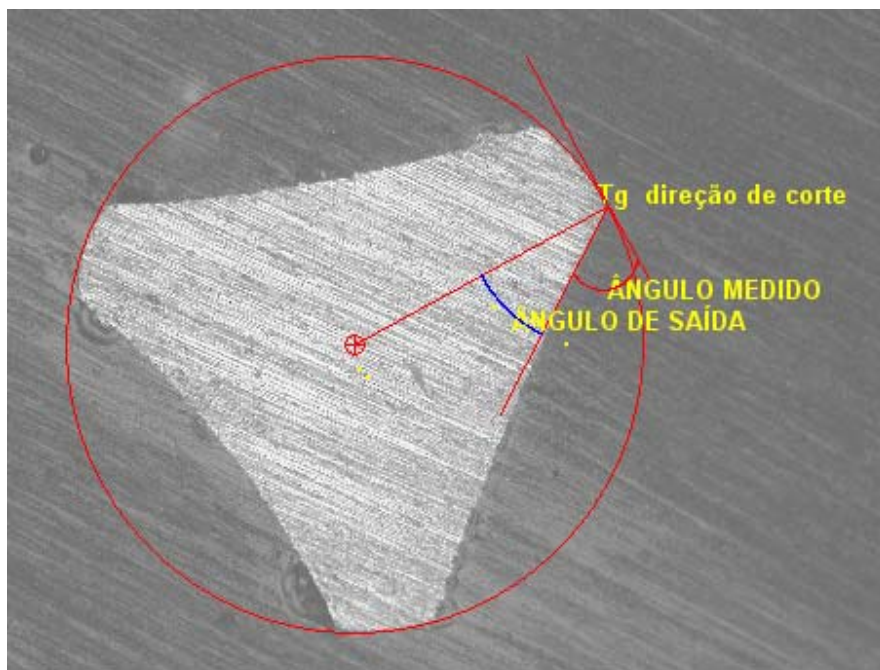


Figura 63 – Ângulo de corte medido por GUPPY [29]

Tanto no sistema ProFile quanto no ProTaper os ângulos de saída em D_6 são maiores que os das outras posições. No caso das limas ProFile o mesmo foi observado por SONNTAG [21] e por GUPPY et al. [29].

Os instrumentos do sistema Hero 642, (Figura 64) apresentaram média de ângulos negativos em todas as posições e ângulos menores que os observados nos sistemas ProFile e ProTaper: $-23^\circ \pm 12$. Esses resultados são compatíveis com os apresentados por SONNTAG [21], e contradizem as especificações técnicas do fabricante [33], que atribui ao instrumento “corte positivo” e “efeito de cureta” .

Apenas alguns poucos ângulos de saída positivos foram encontrados, correspondendo a 2,8% das observações em D_6 e 13,8% das observações em D_{10} .

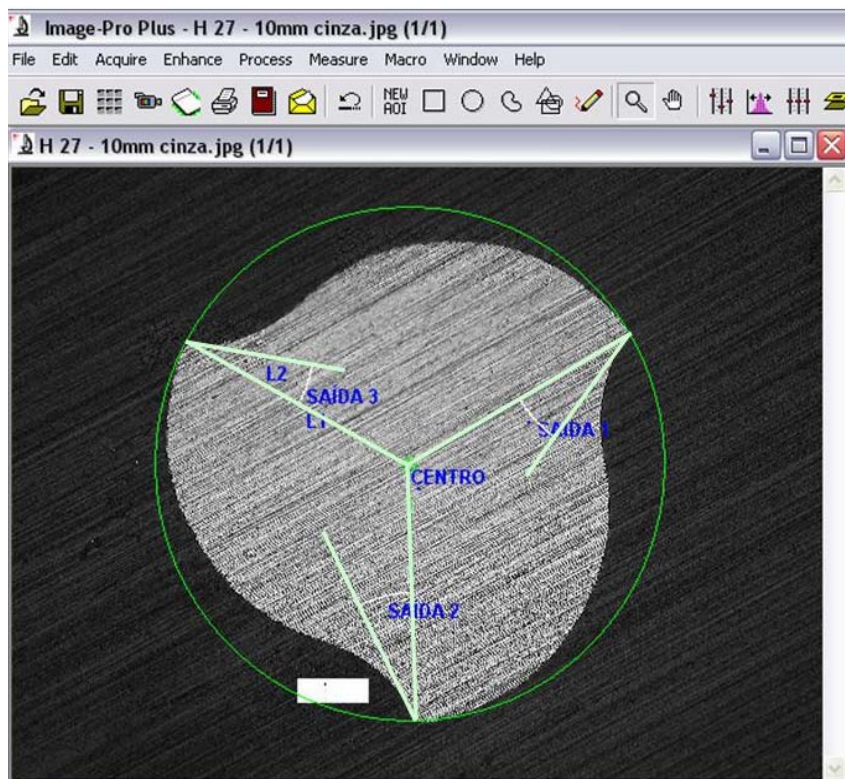


Figura 64 – Lima Hero 642 – Ângulos de Saída

Já os instrumentos do sistema K3 apresentaram 45% de seus ângulos de saída positivos. (Figura 65)

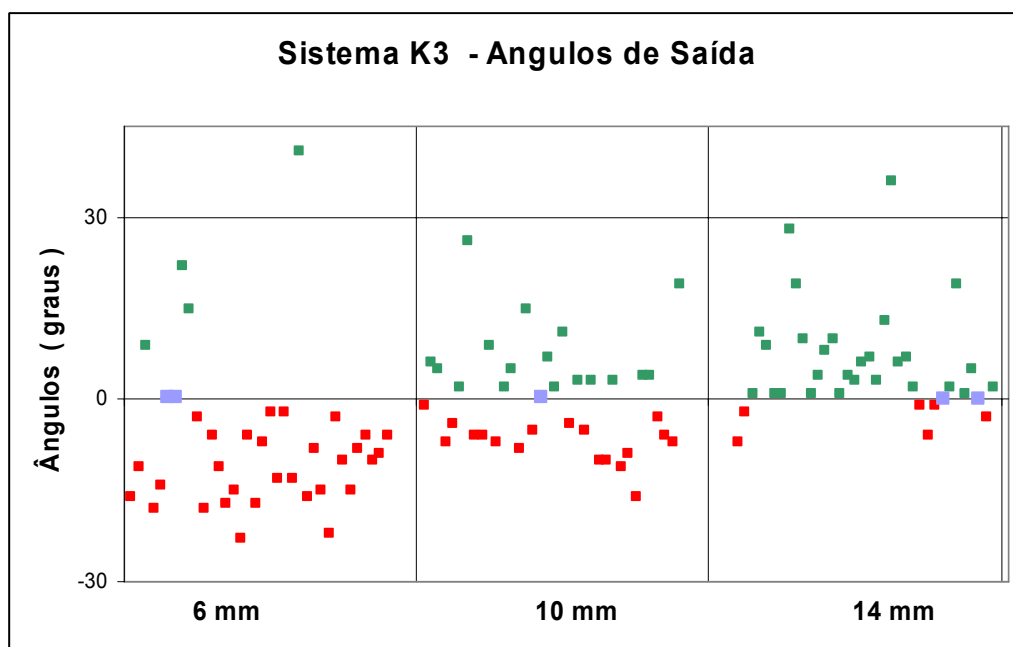


Figura 65 – Ângulos de saída do sistema K3.
Ângulos positivos (verde), negativos (vermelho) e neutros (azul).

Há, porém, uma grande diferença entre os ângulos nas 3 regiões estudadas. Em D_{14} 78% dos ângulos são positivos, em D_6 83% são negativos, já em D_{10} há ângulos positivos e negativos quase na mesma proporção. (Quadro 13)

Quadro 13 - Frequência dos ângulos de saída dos instrumentos K3.

	Ângulos Positivos	Ângulos Neutros	Ângulos Negativos
D_{14}	78%	5%	17%
D_{10}	47%	3%	50%
D_6	11%	6%	83%

Esses resultados são conflitantes com as informações do fabricante, que aponta como vantagem desse sistema a presença de 2 ângulos de saída positivos [32]. Em D₁₀ apenas 50% dos instrumentos apresentaram pelo menos 2 ângulos positivos. Em D₁₄ esse número chegou a 75%.

Considerando a presença de pelo menos um ângulo de saída positivo, os resultados aqui encontrados em D₁₄ e D₁₀ até se aproximariam do que apregoa o fabricante : pelo menos um ângulo de saída positivo foi encontrado em 92% dos instrumentos em D₁₀, e em todos os instrumentos em D₁₄.

Na figura 66, a representação gráfica das medidas dos ângulos de saída de cada lima K3 ensaiada, em D₆, D₁₀ e D₁₄.

Ainda segundo o fabricante, a presença de ângulos de saída positivos confere ao instrumento grande eficiência de corte. Entretanto, D₁₄ e D₁₀ não são as regiões das limas mais solicitadas durante o tratamento endodôntico, ao contrário de D₆. E exatamente nessa região encontrou-se, em 89% das observações, ângulos negativos ou neutros. Apenas 25% dos instrumentos apresentaram pelo menos um ângulo positivo nessa posição.

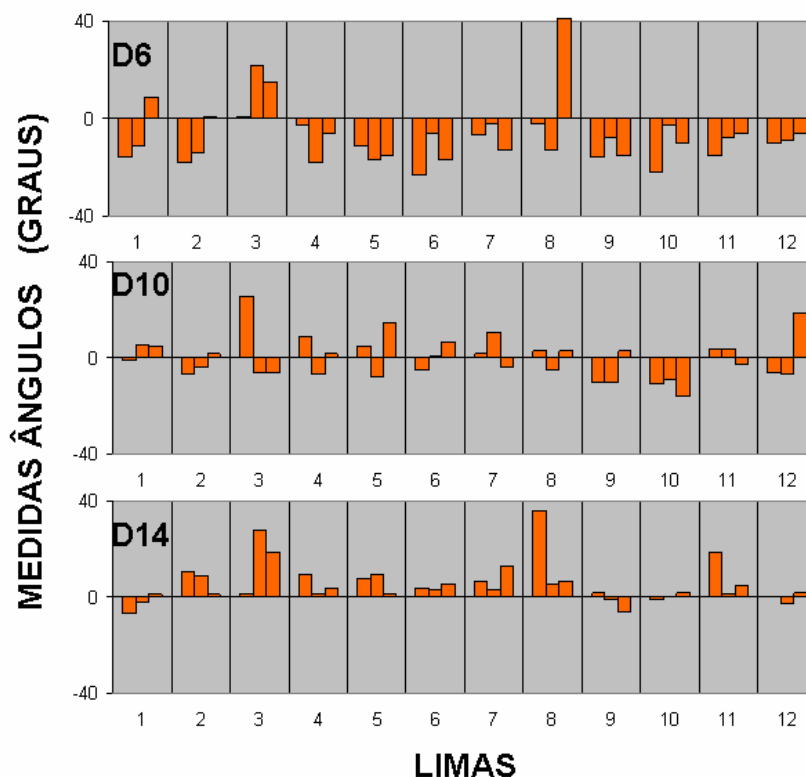


Figura 66 – Limas K3 – Ângulos de saída de cada lima em D₆ (acima), D₁₀ (centro) e D₁₄ (abaixo).

A informação técnica do fabricante [32] relata, ainda, a presença de uma “terceira guia radial”, que possui uma geometria diferente das demais. Essa guia deveria apresentar um ângulo de saída neutro, pois sua finalidade não seria cortar dentina, mas apenas manter o instrumento centrado no canal. Neste estudo foram observados nessa chamada “terceira guia radial”, ângulos positivos e negativos, e não foi encontrada diferença entre a média dos ângulos de saída medidos nessa “terceira guia” e a dos demais ângulos. (Teste t para grupos independentes, $p=0,6341$).

Os resultados em D_6 estão de acordo com outros relatos da literatura [21, 30] que, todavia, registraram ângulos negativos maiores do que os aqui observados. Não foram encontrados trabalhos com medidas dos ângulos de saída próximo a D_{10} . Ângulos de saída em D_{14} foram medidos por SONNTAG [21], que relata uma média de -17° , e afirma não ter encontrado nenhum ângulo positivo ou neutro nesta posição. O autor vai além, e assegura não ter observado ângulos positivos ou neutros em nenhuma das 3 regiões - D_1 , D_7 e D_{14} - dos 7 instrumentos por ele estudados: FlexMaster, GT, RaCe, Hero 642, K3, ProFile e ProTaper F3.

CHOW et al. [30] também afirmam não ter encontrado em suas imagens nenhum ângulo de saída positivo ou neutro. Apesar da média de seus resultados serem compatíveis com as do presente estudo, aqui foram evidenciados alguns ângulos neutros e positivos (16,6% das observações) em região bem próxima à por ele investigada.

Existem, na literatura endodôntica, alguns trabalhos [28, 41, 46, 47] onde se conceituou ângulos como positivos ou negativos, tomando-se por base inspeção visual da seção transversal dos instrumentos.

A razão das diferenças entre os dados relatados na literatura e os aqui observados pode estar na qualidade e fidelidade das imagens obtidas, e do método e critérios segundo os quais as mensurações foram efetuadas.

Quando as medidas são feitas por um programa de análise de imagens, a determinação do centro geométrico do instrumento e todos os cálculos são efetuados pelo software, porém as linhas a partir das quais esses cálculos são feitos são traçadas pelo operador, que se baseia em detalhes da imagem.

As imagens capturadas neste trabalho não foram tratadas com nenhum filtro de suavização que, buscando diminuir a presença de ruídos, pudesse retirar informações das bordas. Pelo contrário, na maioria dos casos usou-se um filtro

passa-altas para enfatizá-las. [76] Sempre buscando uma melhor caracterização das bordas, algumas imagens foram invertidas, ou convertidas para tons de cinza.

Em razão da superelasticidade do material, os instrumentos endodônticos de níquel-titânio não podem ser fabricados por torção de uma haste, como acontece com os instrumentos endodônticos de aço inoxidável [11]. As ligas de níquel-titânio, devido às suas características metalúrgicas, são materiais de usinagem muito difícil. Durante o processo de usinagem observa-se, com frequência, deformação plástica da peça. Além disso, fragmentos de NiTi aderem às ferramentas usadas no processo, e estas perdem rapidamente o corte, causando muitas imperfeições na superfície da peça [77].

A usinagem dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio é, portanto, um processo altamente complexo. Estes apresentam alta concentração de defeitos como debris, micro fraturas, lascas de metal, pontas cortantes deformadas. [17, 64, 78, 79] (Figura 67)

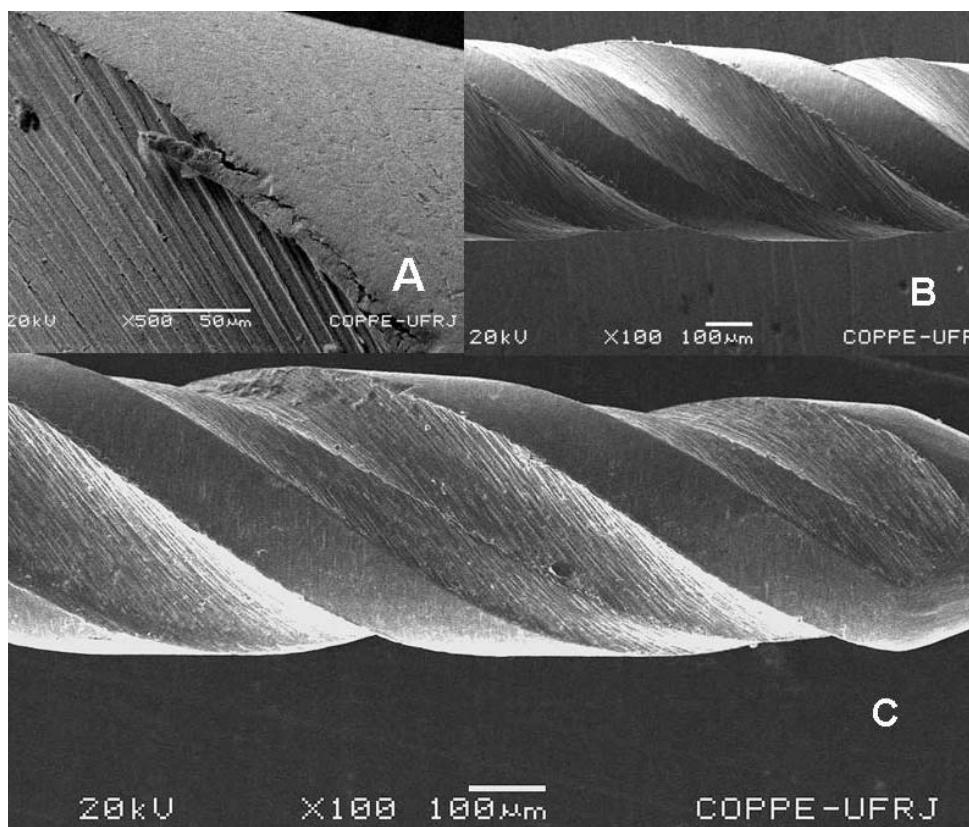


Figura 67 – Defeitos de usinagem. Lima Hero 642 (A) e K3 (B e C)

Quanto mais complexa a geometria do instrumento, mais difícil sua usinagem. Provavelmente por esse motivo, a superfície de saída dos instrumentos projetados para apresentar ângulos de saída positivos é uma superfície altamente irregular.

Obter as medidas dos ângulos dos instrumentos ProFile e ProTaper, projetados com ângulo de saída negativo, é um procedimento muito simples. As superfícies de saída e de folga são planas e regulares, mesmo em aumentos maiores, de 200% (figura 68). As linhas traçadas a partir do ponto de corte tangenciam perfeitamente a superfície de saída numa extensão média de 123 μm nas limas ProFile e 135 μm nas limas ProTaper.

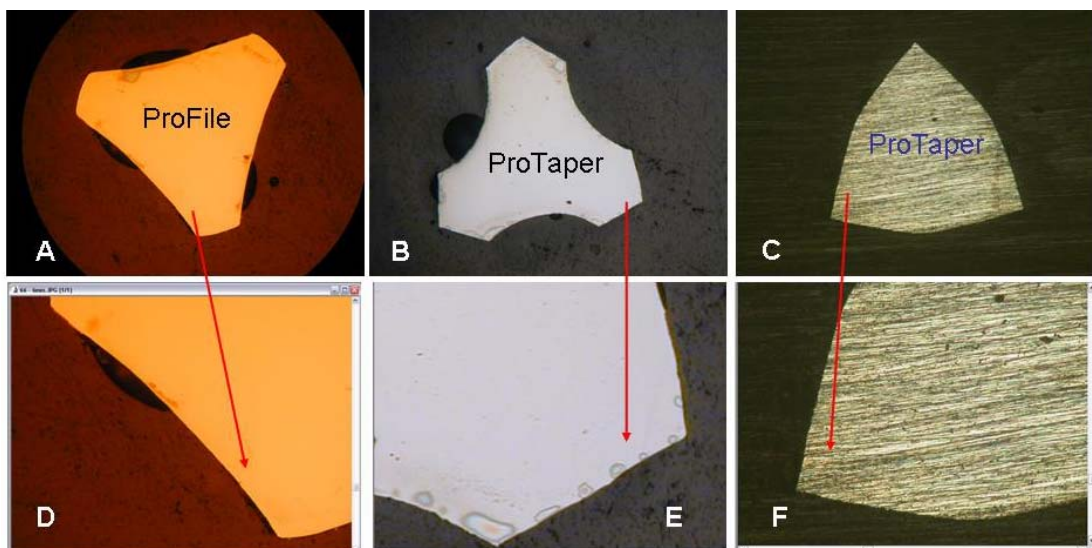


Figura 68 - Superfícies de Saída - Lima ProFile em D_6 (A e D), lima ProTaper em D_5 (B e E), lima ProTaper em D_{14} (C e F). As imagens D, E e F foram obtidas com zoom de 200%.

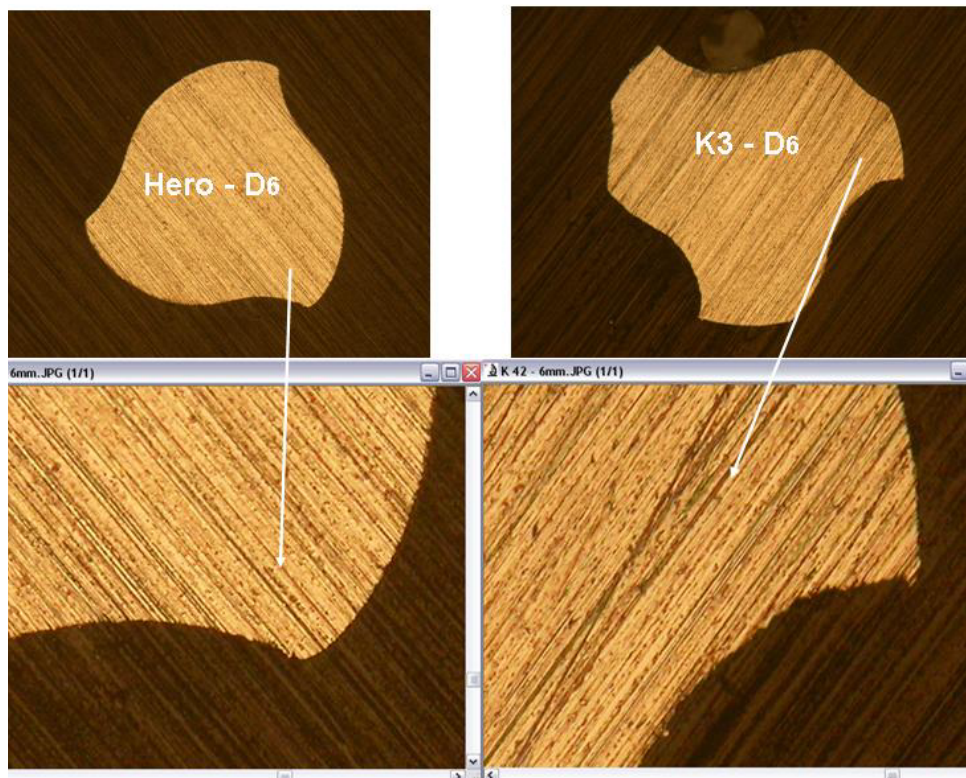


Figura 69 – Superfícies de Saída - Lima Hero em D_6 (à esquerda), lima K3 em D_6 (à direita). As imagens abaixo foram obtidas com zoom de 200%.

Nos instrumentos Hero e, principalmente, nos K3, que foram projetados para apresentar ângulos de saída positivos, a superfície de saída é muito irregular (figura 69), portanto o aumento e a qualidade das imagens são importantes para que as linhas possam ser traçadas com segurança. As retas traçadas a partir do ponto de corte tangenciam perfeitamente a superfície de saída numa extensão média de apenas $40\ \mu\text{m}$ nas limas Hero e $39\ \mu\text{m}$ nas limas K3.

Em instrumentos com a superfície de saída irregular, em alguns casos a cunha cortante apresenta uma quina muito pequena. Se esta for desprezada, o ângulo será calculado como negativo. Neste trabalho foi considerado que essa quina, mesmo que seja pequena, é a parte do instrumento que efetivamente toca a parede do canal e efetua o corte. (Figura 70)

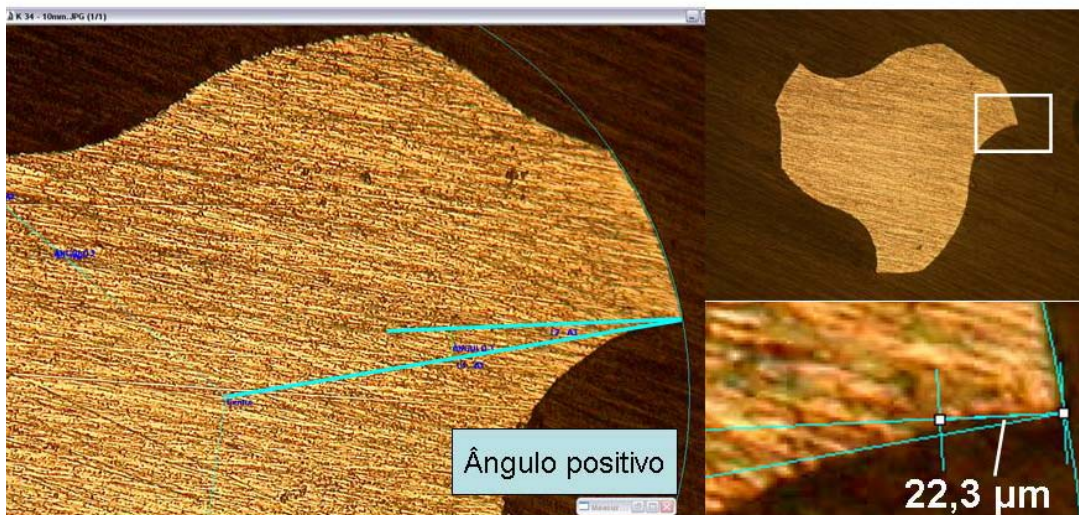


Figura 70 – Medida de ângulo de saída em uma lima K3. À direita acima, a imagem da lima. À direita abaixo, um detalhe da tangente à superfície de saída. À esquerda, as linhas a partir das quais o ângulo é medido.

As limas dos sistemas K3 e ProFile possuem guia radial (figura 71), o que significa que seu ângulo de folga é zero, pois a tangente à superfície de folga no ponto de corte coincide com o plano de corte.

O perfil transversal das limas K3 aqui encontrado está em conformidade com o que diz o fabricante: “2 guias radiais amplas, para dar suporte à lâmina, que apresentam um alívio para diminuir o atrito com a parede do canal, e uma terceira guia radial menor”. Guia radial ampla realmente aumenta a resistência à fratura por torção da lima, pois a área de sua seção transversal fica aumentada. Entretanto, como já foi mostrado na literatura [28], o instrumento perde em flexibilidade. O alívio da guia radial realmente diminui a área de atrito, mas não participa do processo de corte. E a guia radial ampla, mesmo apresentando o alívio, restringe a área de escoamento das raspas de dentina.

O sistema ProTaper apresenta cunha de corte com vértice bem definido (figura 71), e ângulos de folga com média $40^\circ \pm 6^\circ$. O instrumento F3 teve, recentemente, sua geometria modificada. Do início da parte ativa até D11, foi mantido o perfil transversal anterior, convexo. De D11 até a ponta, o novo instrumento apresenta uma concavidade entre as cunhas de corte. Com esse novo perfil, houve um aumento da área de escape, facilitando a saída das raspas de dentina. E o núcleo menor deve conferir maior flexibilidade ao instrumento. A região do instrumento onde ocorre a transição entre os dois perfis geométricos está mostrada na figura 6, do item 2.5.1 deste trabalho.

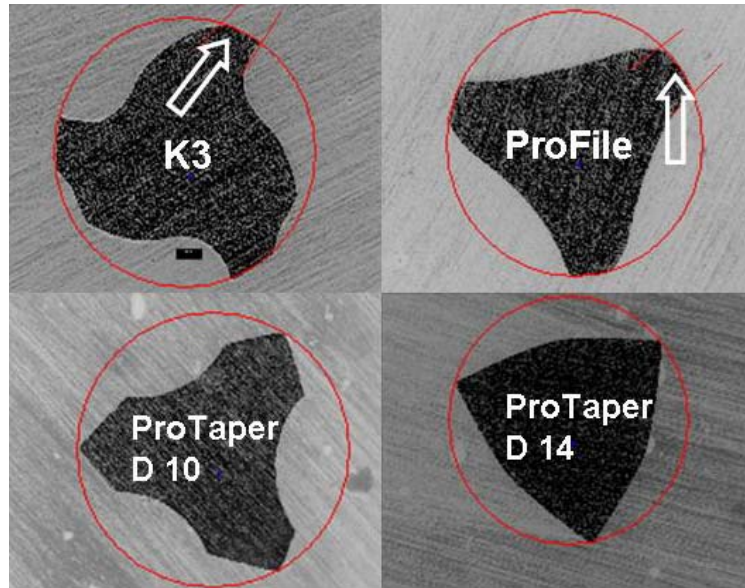


Figura 71 – Guia Radial. Acima: limas com guia radial
Abaixo: limas sem guia radial

Os instrumentos do sistema Hero 642 apresentaram, em D₆ e D₁₀, cunha de corte com vértice adoçado, com $32 \pm 11\mu\text{m}$ de largura e ângulo de folga médio de $19^\circ \pm 6^\circ$. Já em D₁₄, o que se observa não é mais um simples adoçamento de vértice, pois a superfície de folga tangencia a trajetória de corte numa extensão de $275 \pm 81 \mu\text{m}$. O ângulo de folga passa a medir, então, zero graus. (Figura 72)

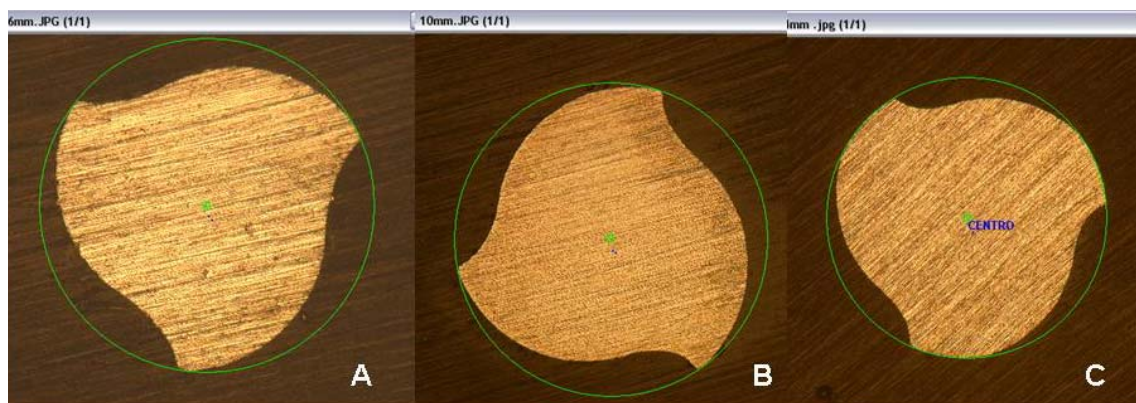


Figura 72 – Imagens da mesma lima Hero 642 .
A: Lima em D₆ B: Em D₁₀ C: Em D₁₄

Na figura 73 estão representadas as médias dos ângulos de cunha de cada sistema, nas 3 posições. Em todos os sistemas observou-se que os ângulos

de cunha são maiores nas posições mais próximas das pontas dos instrumentos. A única exceção encontrada foi no sistema Hero em D₁₄, o que se justifica pelo fato de, nessa posição, as limas passarem a apresentar ângulos de folga neutros.

Considerando apenas os ângulos de cunha em D₆ e D₁₀, já que D₁₄ é uma região da lima que praticamente não é solicitada durante o tratamento endodôntico, observa-se que todos os ângulos das limas ProFile apresentaram valores superiores a 110°, e o menor ângulo de cunha encontrado nas limas ProTaper foi de 94°. Além disso, nos dois sistemas, o maior desvio padrão encontrado foi de 4%. Já nos sistemas Hero 642 e K3, além do fato de as medidas encontradas apresentarem maior variabilidade, foram encontrados ângulos de cunha menores que 90°: 33% das observações das limas Hero e 29% das observações das limas K3.

Esses são dados importantes pois, quanto maior o ângulo de cunha, mais resistente a ferramenta a desgaste e avarias durante o uso [36].

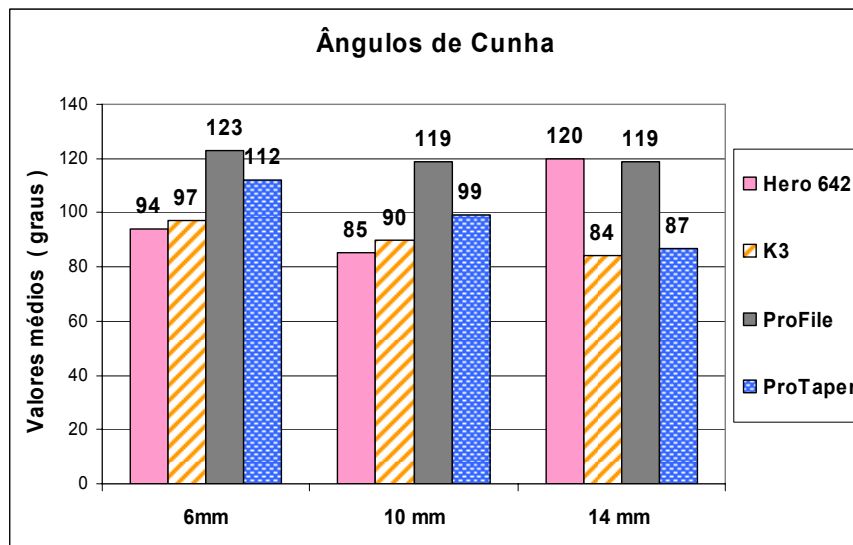


Figura 73 – Ângulos de Cunha – Valores médios em D₆, D₁₀, e D₁₄

Tendo em vista os resultados expostos conclui-se que, em todos os sistemas, no mesmo instrumento observa-se ângulos diferentes em cada posição.

As limas Hero 642 apresentam ângulos de saída negativos ($-23^\circ \pm 12^\circ$). Em D₆ e D₁₀, possuem ângulos de cunha com vértice adoçado medindo em média $90^\circ \pm 14^\circ$, e ângulo de folga ($19^\circ \pm 6^\circ$). Em D₁₄ o ângulo de folga passa a ser neutro.

Nos sistemas Hero 642 e K3 a superfície de saída é irregular e a cunha de corte apresenta uma quina muito pequena.

Observou-se que o sistema K3 apresenta ângulos negativos e positivos. É um sistema cuja padronização não é muito clara, é grande a variação de unidade para unidade entre os instrumentos. Constatou-se que em D₁₀ 92% dos instrumentos apresentam pelo menos um ângulo de saída positivo. Em D₆ esse número é de apenas 25%. As limas apresentam guia radial, portanto ângulo de folga de 0°, e ângulo de cunha de 90° ± 11°.

Contrariamente, os sistemas ProFile e ProTaper apresentam padrões bem definidos, com ângulos de saída negativos. Os instrumentos ProFile possuem guia radial e ângulo de cunha de 120°. As limas ProTaper apresentam, em média, ângulo de cunha de 99° e ângulo de folga de 40°.

Os resultados que levaram às conclusões parciais anteriores estão resumidos no quadro 14.

Quadro 14 - Resumo das observações dos ângulos do perfil geométrico transversal dos instrumentos Hero 642, K3, ProFile e ProTaper.

	ÂNGULO DE SAÍDA	LIMAS COM 1 ÂNGULO DE SAÍDA POSITIVO	ÂNGULO DE CUNHA	ÂNGULO DE FOLGA OU GUIA RADIAL
Hero 642	Negativos -23° ± 12°	25% em D ₁₀	D ₆ e D ₁₀ -> 90° vértice adoçado. Folga: 20° D ₁₄ -> 120° . Folga: 0°.	
K3	Negativos e Positivos -23°a +41°	100% em D ₁₄ 92% em D ₁₀ 25% em D ₆	90°	Guia Radial
ProFile	Negativos -30° ± 5°	-----	120°	Guia Radial
ProTaper	Negativos -49° ± 7°	-----	99°	40°

5.2 Avaliação da Eficiência de Corte

Vários estudos foram conduzidos visando comparar alguns instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio quanto à sua eficiência de corte [44, 45, 80], quanto à qualidade da modelagem do canal promovida por eles [38, 39, 43, 45, 46, 80, 81, 82, 83], quanto à qualidade da superfície de dentina trabalhada e produção de *smear layer* [37, 40, 82, 84]. Outros procuraram analisar a influência da conicidade, se fixa ou variável, no desempenho dos instrumentos [25, 66]. Em todos esses trabalhos, as limas foram usadas instrumentando canais em dentes extraídos ou canais simulados em blocos de resina. Sendo assim, os resultados encontrados se explicam pelo conjunto de detalhes da geometria particular a cada instrumento, e não podem ser creditados especificamente a um desses detalhes em particular.

Conscientes disso, outros autores [53, 55, 56, 63, 64, 75], para avaliar a influência de tratamentos criogênicos ou de tratamentos de superfície na eficiência de corte e no desgaste de instrumentos rotatórios, ensaiaram limas de mesma geometria. Comparando um grupo controle a um grupo submetido ao tratamento proposto, seguramente isolaram essa variável.

Neste trabalho, buscou-se comparar a eficiência de corte de alguns instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio utilizando uma metodologia que isolasse, como variável única, o perfil geométrico transversal. Para isso era importante que a região ensaiada das limas fosse a menor possível, e que o único movimento relativo entre as limas ensaiadas e o padrão de corte fosse o movimento de corte.

Baseando-se nos ensinamentos de DINIZ et al. [36] pode-se afirmar que, durante a instrumentação de um canal radicular, a lima executa movimentos que podem ser classificados como ativos ou passivos. Cabe a ressalva de que os autores referiam-se a instrumentos de corte em geral, e não especificamente a instrumentos endodônticos. Os movimentos passivos, aqueles que não promovem corte de dentina, são os movimentos de aproximação e recuo. Movimento de aproximação é a penetração da lima no interior do conduto até que algum ponto da cunha cortante toque efetivamente a parede dentinária. Movimento de recuo é aquele com o qual a lima é afastada da parede e removida do canal. Os movimentos ativos são aqueles que promovem remoção de material. São eles: movimento de corte, movimento de avanço e movimento efetivo de corte.

Movimento de corte é o movimento que promove remoção de material durante a rotação da lima. Movimento de avanço é o movimento de penetração da

lima mais profundamente no canal durante o processo de corte. O movimento de avanço e o movimento de corte juntos possibilitam a remoção do cavaco (raspas de dentina) durante várias rotações do instrumento. Movimento efetivo de corte é o resultante da composição dos movimentos de corte e avanço.

Os experimentos foram montados, então, de maneira que a lima ensaiada efetuasse o corte em um padrão de apenas 1 mm de espessura, posicionado na direção normal ao seu eixo longitudinal.

O critério utilizado para comparar a eficiência dos instrumentos foi a corrente acumulada consumida para a operação de corte do padrão. Para realizar o mesmo trabalho, quanto maior o poder de corte da ferramenta, menor será a corrente acumulada demandada pelo motor que a aciona.

Os padrões de corte foram confeccionados a partir da mesma chapa de PVC rígido. O material polimérico é um material bastante confiável para ensaios onde se objetiva uma análise comparativa, pois pode fornecer padrões de corte com propriedades altamente homogêneas [51, 73], e chapas de PVC já foram utilizadas em trabalho anterior [75].

A região eleita para o ensaio foi D₁₀. Em D₆, a grande flexibilidade dos instrumentos não permitiria a realização dos experimentos, e D₁₄ é uma região que não é solicitada durante a instrumentação dos canais radiculares.

Para que uma ferramenta com a geometria de um instrumento endodôntico fosse capaz de cortar apenas na direção normal a seu eixo longitudinal, foi necessária a aplicação de uma força de 950 gramas, força bem maior que aquela aplicada aos instrumentos durante o uso clínico. Na prática clínica, porém, os instrumentos cortam dentina realizando movimentos de corte e de avanço conjugados. Se uma lima for apenas pressionada lateralmente contra a dentina, sem que a ela se permita um pequeno avanço, o corte só ocorrerá na primeira rotação. Sem o movimento de avanço a ação de corte não ocorrerá. Caso se optasse por aproximar o ensaio da realidade clínica, imprimindo-se a ela movimentos de corte e avanço que permitissem o corte com uma força normalmente empregada durante o tratamento endodôntico, outras variáveis seriam introduzidas, como ângulo helicoidal, passo da hélice, conicidade. Portanto, e principalmente por se tratar de uma análise comparativa, optou-se por ensaiar as limas sem movimento de avanço e com a força de 950 gramas.

A análise comparativa da eficiência de corte foi feita apenas com os instrumentos Hero 642 642, K3 e ProTaper. Os instrumentos do sistema ProFile

foram excluídos dessa parte do trabalho pois, com a metodologia aqui empregada, nenhuma lima deste sistema demonstrou capacidade de corte. Mesmo aplicando-se uma força maior, o instrumento continuava girando sob a placa de PVC, sem ação de corte alguma. A força foi sendo aumentada até provocar a fratura desses instrumentos, sem que os padrões de corte fossem seccionados.

Tanto levando em consideração o tempo, como a corrente total utilizada para realizar o trabalho de corte, os instrumentos do sistema K3 mostraram desempenho diferente dos sistemas Hero 642 e ProTaper. Quanto à eficiência desses dois não se evidenciou diferença estatística, embora o sistema Hero 642 tenha apresentado variabilidade maior, como se pode observar na figura 50 e quadro 9, do item 4.3.

Já as limas K3 que lograram seccionar os padrões de corte, o fizeram muito mais rapidamente e com consumo de corrente 50% inferior aos demais. (Figura 74)

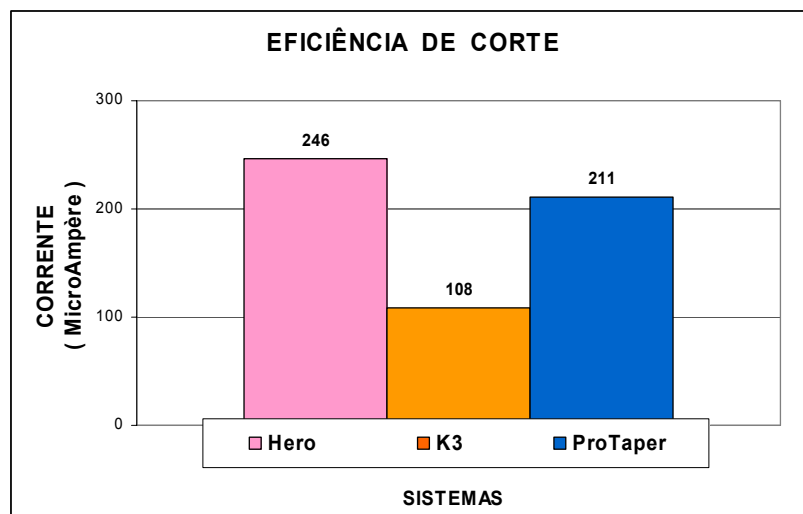


Figura 74 – Eficiência de corte das limas Hero 642, K3 e ProTaper.

No entanto observou-se que, das 8 limas ensaiadas, uma permaneceu girando sem cortar a placa de PVC por aproximadamente 9 minutos, até fraturar. (Fig. 75)

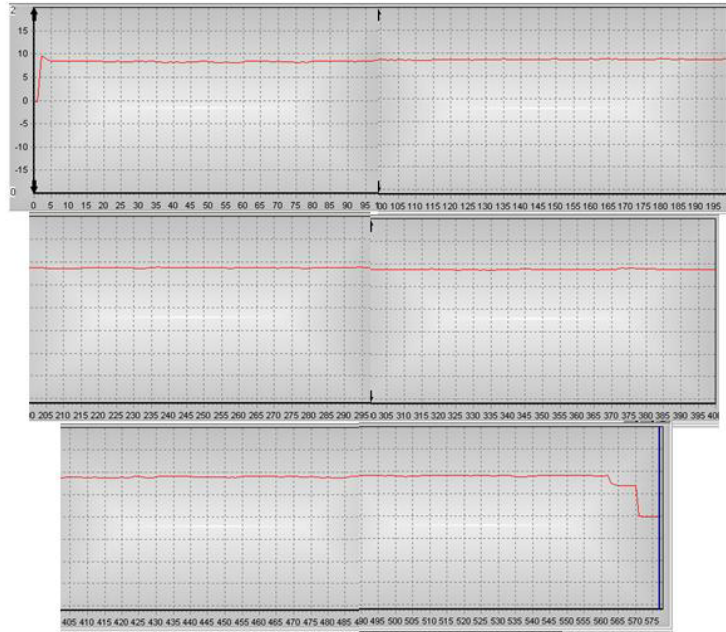


Figura 75 – Gráfico do ensaio do instrumento K3 que não seccionou o padrão de corte.

Na figura 76, alguns gráficos Corrente x Tempo dos ensaios de eficiência de corte.

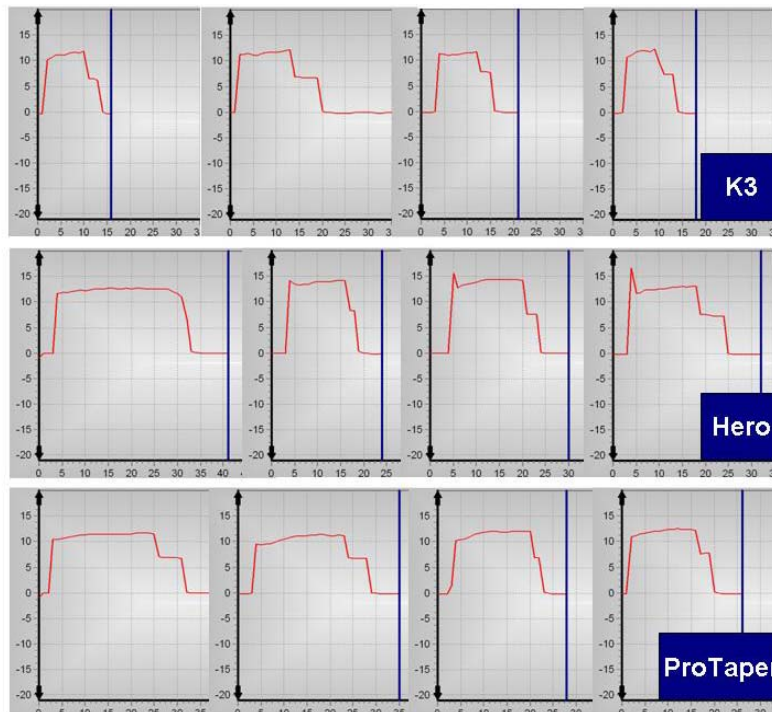


Figura 76 – Gráficos de ensaios de eficiência de corte dos instrumentos K3, Hero 642 e ProTaper.

Considerando-se apenas os ângulos do perfil geométrico transversal, pode-se concluir que os instrumentos K3 demonstraram, no primeiro uso, maior eficiência de corte que os instrumentos Hero 642 e ProTaper. Esses dois últimos apresentaram, em média, desempenho equivalente.

5.3 Avaliação de Desgaste

Apenas nos sistemas Hero 642 e ProTaper, todas as limas que compunham inicialmente a amostra completaram os 5 ciclos de corte. No sistema K3 observou-se desgaste tão intenso que, no 5º ciclo, apenas 3 limas ainda demonstravam capacidade de corte.

Nos instrumentos do sistema ProTaper observou-se desgaste menor que nos instrumentos Hero. Considerando o inverso da corrente acumulada consumida no primeiro corte como 100% de capacidade de corte do instrumento, registrou-se desgaste de 33% do primeiro ao quinto corte no sistema ProTaper, contra 64% no sistema Hero 642. (Figura 77)

Em todos os 5 ciclos, os instrumentos ProTaper efetuaram os cortes com corrente menor e mais rapidamente que os instrumentos do sistema Hero 642, embora só tenha sido possível detectar diferença estatística significativa nos 2 últimos ciclos.

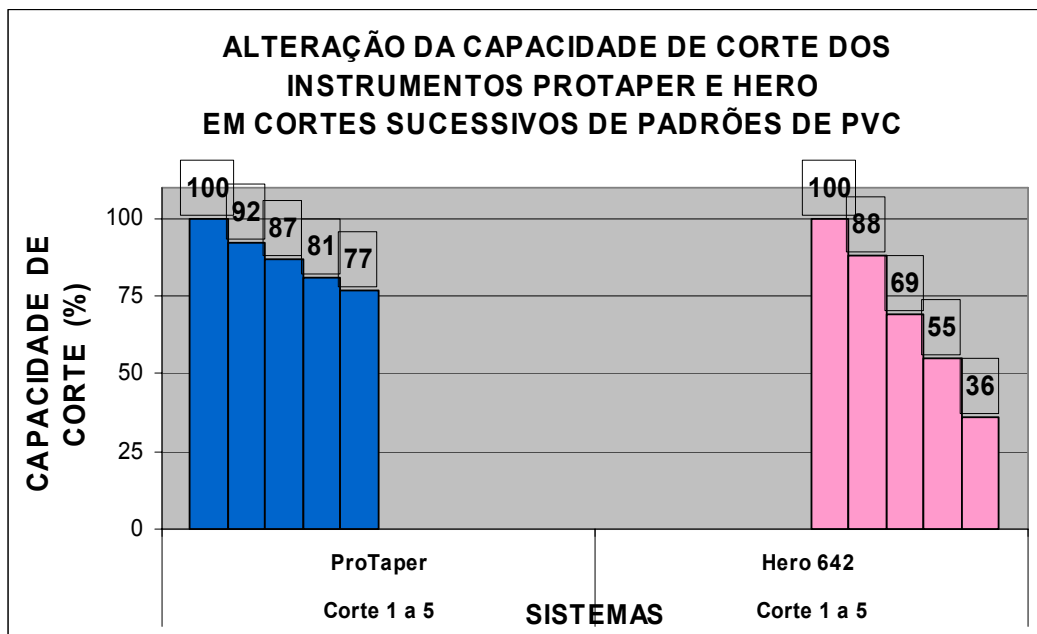


Figura 77 - Decréscimo da capacidade de corte dos instrumentos ProTaper e Hero 642

Além disso, os instrumentos ProTaper mostraram um padrão de desgaste muito mais homogêneo que os instrumentos Hero 642 (figura 78) e K3. Em todos os ciclos de corte registrou-se, nesse sistema, um desvio padrão em torno de 14%. No sistema Hero 642 o desvio padrão observado foi de 24% no primeiro corte e chegou a 50% no quinto ciclo de corte. Um desvio padrão dessa magnitude significa que os instrumentos desse sistema sofreram desgaste de maneira heterogênea.

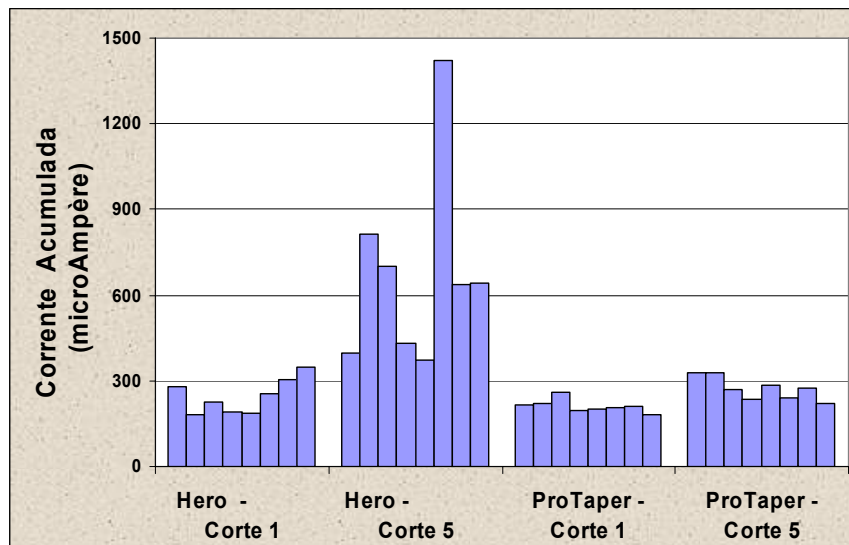


Figura 78 – Representação gráfica da capacidade de corte de instrumentos Hero e ProTaper na primeira e na quinta operação de corte dos padrões de PVC.

As limas novas do sistema K3 mostraram maior eficiência de corte que as limas dos demais sistemas, mas algumas sofreram desgaste brusco e intenso. A figura 79 mostra a corrente acumulada consumida por cada instrumento desse sistema nos 5 ciclos de corte. Das 8 limas que compunham a amostra, apenas 7 seccionaram o primeiro padrão de corte. No quarto ciclo de corte 2 das 7 limas ensaiadas já haviam sofrido um desgaste de tal magnitude, que não lograram mais efetuar o corte do padrão. No quinto corte, apenas 3 limas ainda demonstraram capacidade de corte.

Chamou atenção o fato de que nos instrumentos que perderam a capacidade de corte, essa alteração ocorreu repentinamente, pois esses instrumentos mantiveram capacidade de corte inalterada nos ciclos de corte anteriores.

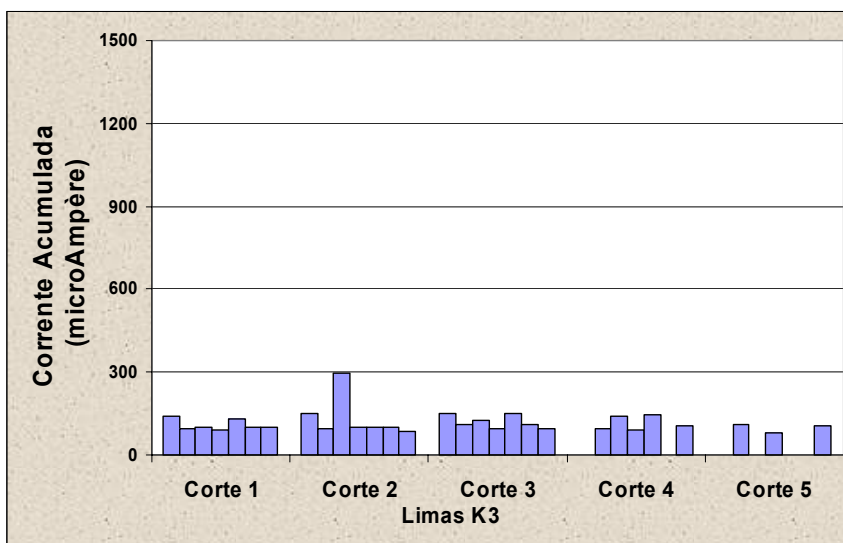


Figura 79 – Representação gráfica da capacidade de corte de instrumentos Hero e ProTaper na primeira e na quinta operação de corte dos padrões de PVC.

Vale ressaltar que as limas K3 que completaram todas as etapas deste ensaio, chegaram ao quinto ciclo de corte demonstrando maior eficiência que as limas Hero e ProTaper. (Figura 80)

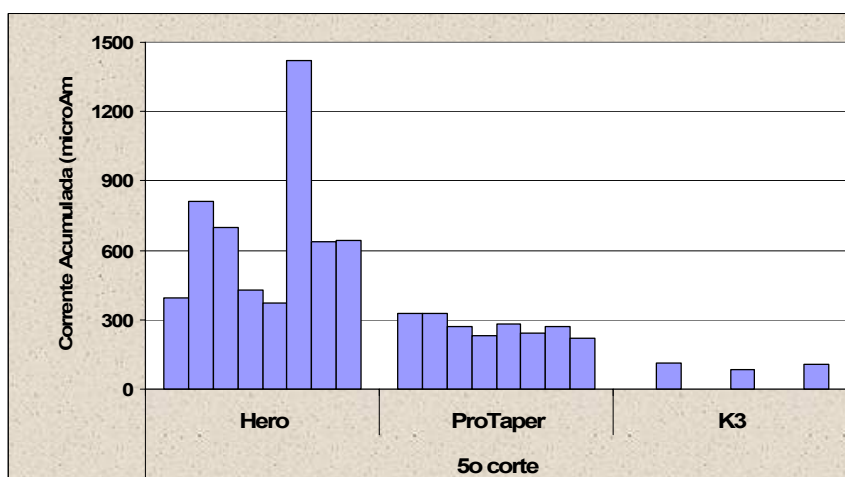


Figura 80 – Corrente acumulada consumida pelos instrumentos dos sistemas Hero, ProTaper e K3 para efetuar o quinto ciclo de corte.

Procurando aproximar as observações deste trabalho à realidade da prática clínica, foram feitos alguns experimentos para avaliação de desgaste utilizando dentina como substrato.

Guiados pelo mesmo operador, aplicando-se uma força equivalente à empregada durante a instrumentação de um canal radicular, sob irrigação contínua, os instrumentos cortaram dentina bovina durante 120 segundos. Tomou-se cuidado para que fosse solicitada nesse trabalho a região das limas entre D₉ e D₁₁.

Recomenda-se que, em média, um instrumento rotatório de níquel-titânio permaneça trabalhando no terço médio e apical do canal por um tempo de 1 a 5 segundos de cada vez [38, 80]. Ao se fixar um tempo para ensaios de desgaste, há que se levar em conta que um molar possui de 3 a 4 canais, e que o mesmo instrumento pode trabalhar mais que uma vez no mesmo canal. Por outro lado, a cada penetração no canal, nem sempre uma determinada região da lima é solicitada. A literatura tem registros de trabalhos com instrumentos rotatórios de níquel-titânio nos quais se fixa um tempo de ensaio de 5 [56] a 240 segundos [63, 64]. Neste trabalho fixou-se o tempo de trabalho em dentina em 120 segundos, na intenção de aproximar o desgaste das limas ensaiadas a um desgaste após 4 a 5 tratamentos endodônticos de molares.

Como aconteceu com instrumentos novos, depois de ensaiados em dentina, nenhum dos instrumentos ProFile cortou o padrão de PVC.

Com esta metodologia não se observou perda da capacidade de corte nos instrumentos dos sistemas Hero 642 e ProTaper. (Figura 81)

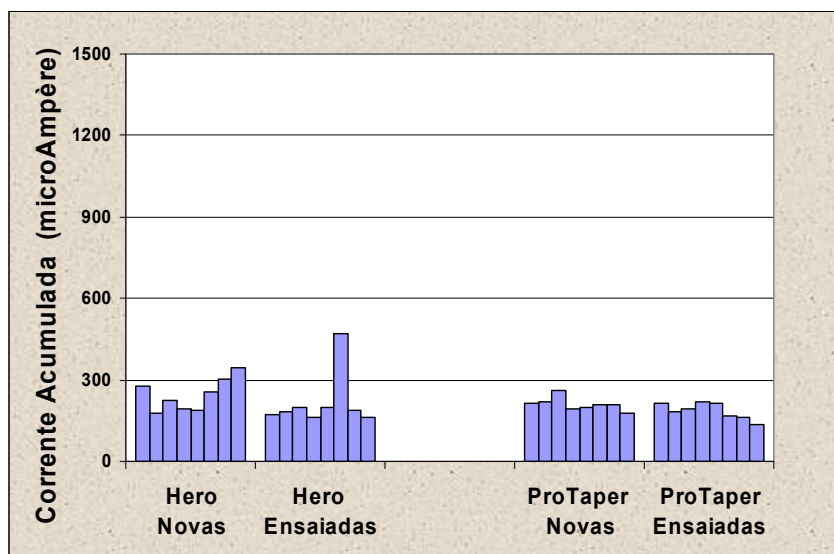


Figura 81 – Corrente acumulada consumida para corte do padrão de PVC – Limas Hero 642 e ProTaper novas e ensaiadas em dentina

Nesses sistemas não se encontrou, comparando-se os instrumentos novos e usados, significativa diferença da corrente acumulada nem do tempo necessários para seccionar os padrões de corte. O tempo estipulado para o corte de dentina, neste experimento, não foi suficiente para que os instrumentos destes dois sistemas sofressem desgaste.

Já no caso dos instrumentos K3, observou-se significativa alteração no desempenho. Seis das oito limas ensaiadas não foram capazes de seccionar o padrão de corte após a utilização em dentina bovina. Ou seja, 75% das limas usadas em dentina durante 2 minutos, não demonstraram capacidade de corte. Contudo, as 2 limas que completaram o ensaio, o fizeram em menor tempo e consumindo corrente acumulada menor que as limas dos sistemas Hero 642 e ProTaper, embora não tenha sido possível evidenciar diferença estatisticamente significativa entre as médias das correntes acumuladas consumidas pelas limas dos 3 sistemas. (teste de Kruskal-Wallis, $p=0,008$). (Figura 82).

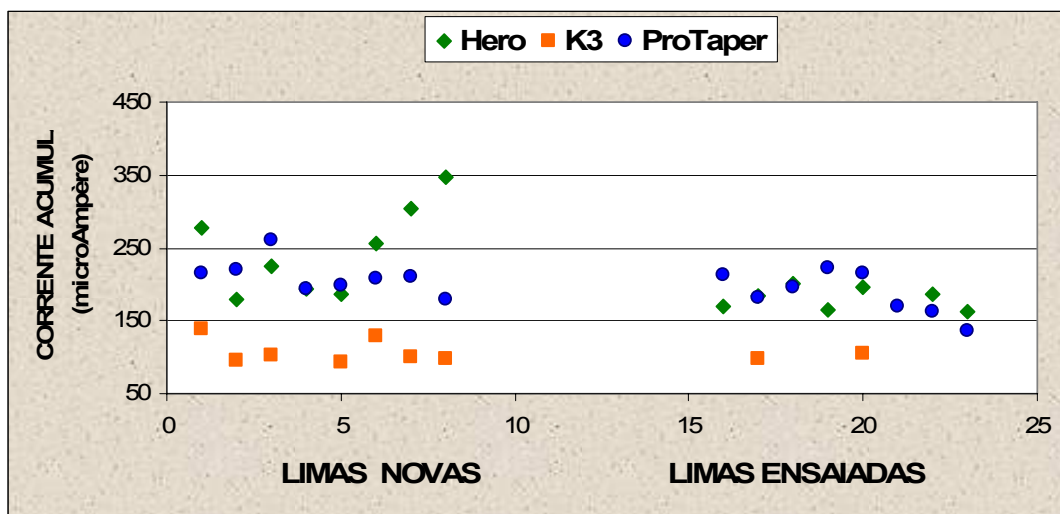


Figura 82 – Corrente acumulada consumida pelas limas Hero, K3 e ProTaper, limas novas e limas ensaiadas em dentina, para o corte do padrão de PVC.

Com base nos ensaios de desgaste conclui-se que, após cortar dentina durante 2 minutos, os instrumentos Hero e ProTaper não tiveram sua capacidade de corte alterada. Já os instrumentos do sistema K3 sofreram desgaste de tal magnitude que não mais demonstraram capacidade de corte com a metodologia empregada neste trabalho.

Em 5 operações de corte sucessivos de padrões de PVC os instrumentos Hero apresentaram, a partir do 4º corte, desgaste mais intenso que os instrumentos ProTaper. Os instrumentos K3, enquanto mantiveram a capacidade de corte, mostraram-se mais eficientes do que os instrumentos Hero e ProTaper. Alguns instrumentos desse sistema, porém perderam bruscamente a capacidade de corte, a ponto de não apresentarem mais condições de efetuar a operação de corte com a metodologia aqui empregada.

5.4 Ângulos do Perfil Geométrico Transversal dos Instrumentos Usados em Dentina

Para se observar o desgaste dos ângulos da seção transversal de instrumentos usados em dentina, apenas a região de D₁₀ foi ensaiada. Portanto, nas considerações e comparações feitas a seguir, os dados relativos a instrumentos novos referem-se exclusivamente àqueles registrados em D₁₀.

Na figura 83 estão representadas as medidas dos ângulos de saída em D₁₀, de limas novas e ensaiadas em dentina.

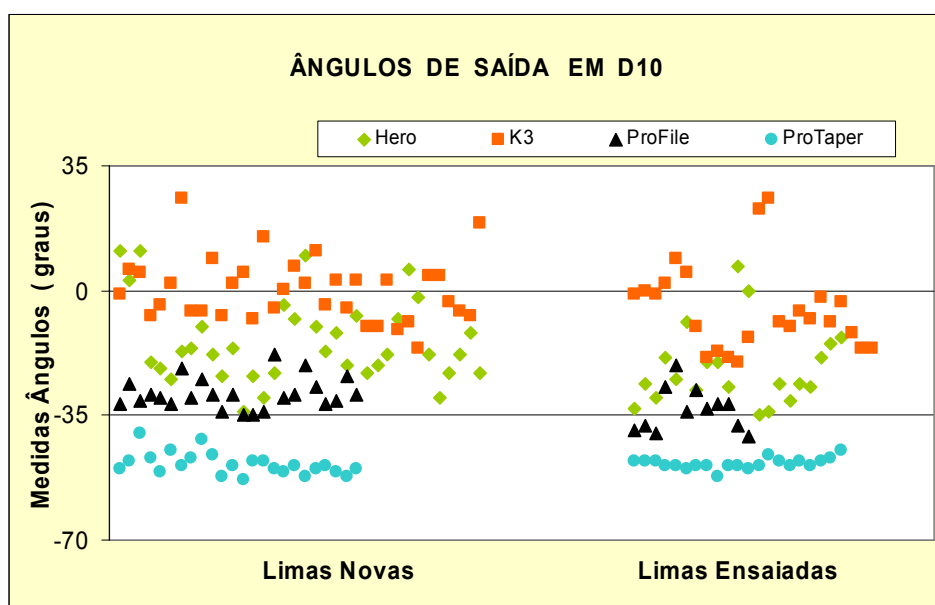


Figura 83 – Ângulos de saída observados em limas novas e ensaiadas em dentina.

O instrumento endodôntico trabalha cortando um material heterogêneo e que apresenta microdureza irregular, a dentina. A dentina é um biocompósito

composto de uma matriz orgânica (colágeno) e uma fase de reforço na forma de cristais minerais (apatita). A estrutura da dentina radicular consiste em túbulos dentinários, circundados por fibras colágenas mineralizadas, a dentina intertubular. Esses túbulos, também chamados canalículos dentinários, se encontram dispostos da cavidade pulpar em direção à face externa do dente, e sua densidade e tamanho diminui em direção à periferia. [85, 86]

A estrutura da dentina, somada à irregularidade das paredes do canal, faz com que o corte se pareça com o corte interrompido pois, durante a operação de corte, a ferramenta percorre pequenas distâncias em vazio até encontrar uma nova superfície a iniciar a formação de um novo cavaco. Desse modo, a ferramenta vai sofrendo micro choques, o que requer uma geometria de ferramenta resistente a eles.

Segundo DINIZ et al. [36], ferramentas com geometria negativa, como são chamadas as ferramentas com ângulos de saída negativos, apresentam maior resistência da cunha de corte. Isso explica o que foi observado neste trabalho: os instrumentos ProFile e ProTaper ensaiados durante 2 minutos em dentina, não apresentaram alteração em seus ângulos de saída. As figuras 84 e 85 mostram algumas limas novas e ensaiadas desses 2 sistemas.

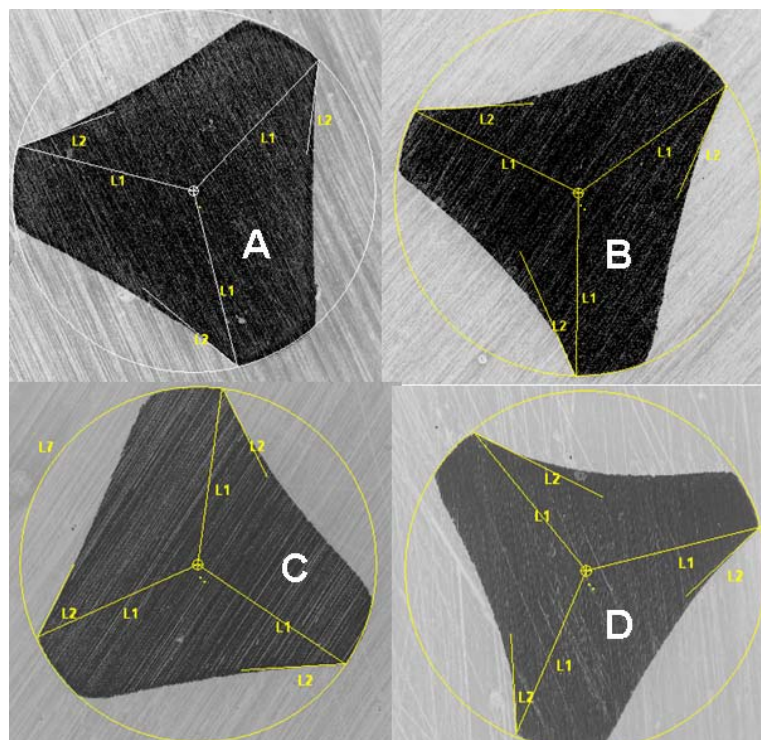


Figura 84 – Limas ProFile novas (A e B) e ensaiadas em dentina (C e D)

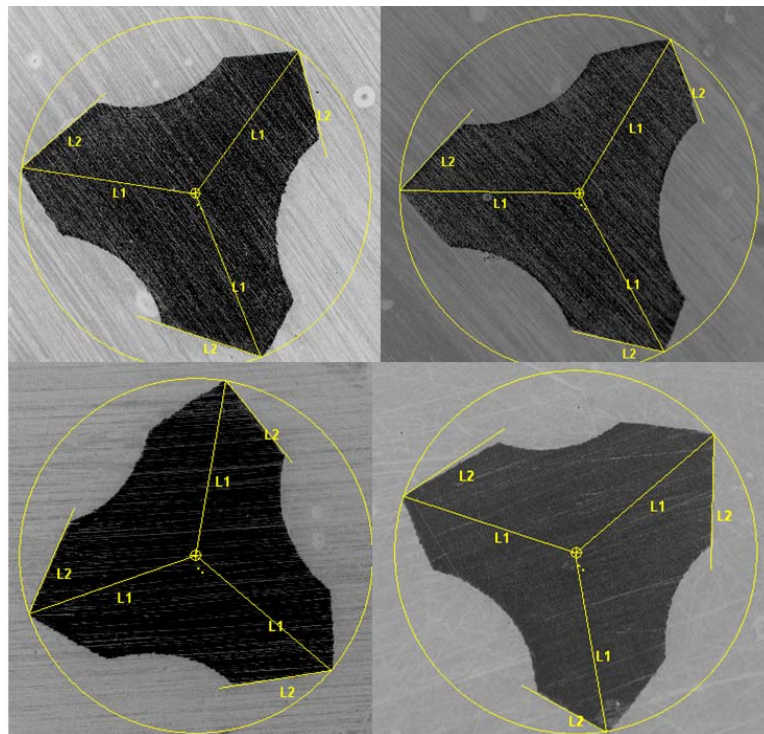


Figura 85 – Limas Taper novas (acima) e ensaiadas em dentina (abaixo)

Como já discutido, devido à dificuldade de usinagem, os instrumentos dos sistemas Hero e K3, cujos projetos previam geometria de corte positiva, apresentam superfície de saída muito irregular. Observou-se ainda que, nesses instrumentos, a cunha de corte apresenta uma quina muito pequena, o que certamente significa elevada sensibilidade aos choques.

No sistema Hero 642 houve diferença entre os instrumentos novos e usados. Após trabalhar em dentina, a média dos ângulos passou de -14° para -22° , ou seja, os ângulos ficaram maiores. Além disso, a ocorrência de ângulos positivos em D_{10} , que era de 13,8%, passou a 4,8%. Dos 21 ângulos medidos, encontrou-se apenas 1 positivo. (Figuras 86 e 87)

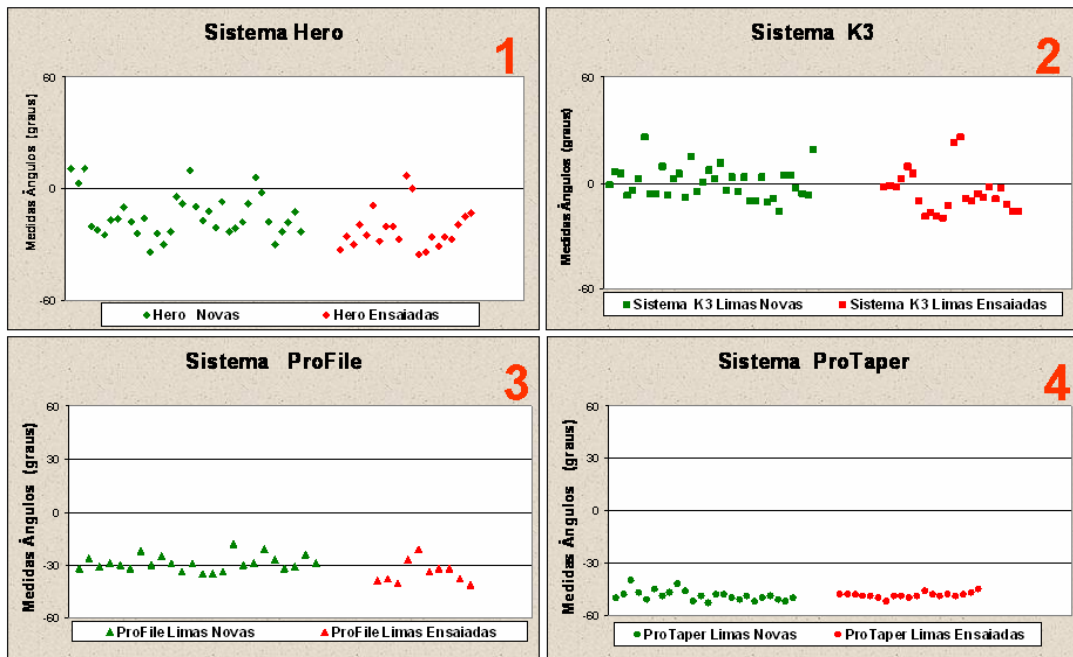


Figura 86 – Representação gráfica dos ângulos de saída nos instrumentos Hero (1), K3 (2), ProFile (3) e ProTaper (4). À esquerda, em verde, os ângulos das limas novas. À direita, em vermelho, os ângulos das limas ensaiadas em dentina.

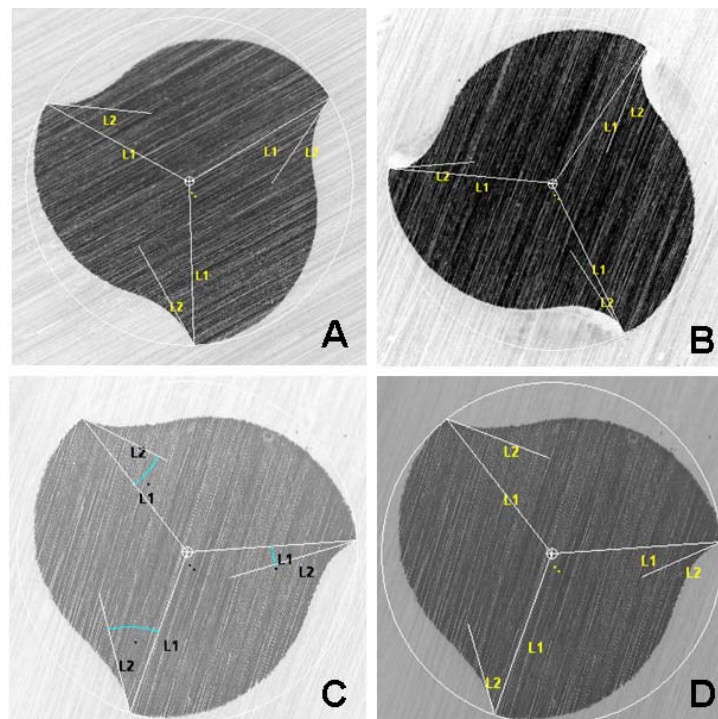


Figura 87 - Limas Hero novas (A e B) e ensaiadas em dentina (C e D)

Nos instrumentos Hero 642 e K3, observou-se que, nas cunhas de corte que apresentavam ângulos de saída positivos, as frágeis quinas sofreram desgaste ou avarias, e esses ângulos passaram a ser negativos.

No sistema K3, os ângulos de saída apresentaram valor médio de 0° nas limas novas, e esse valor passou a ser de -5° nas limas usadas. Após o desgaste, das 8 limas ensaiadas, apenas 2 apresentavam pelo menos 1 ângulo de saída positivo, o que corresponde a 25% da amostra. Nas limas novas, essa ocorrência era de 92%.

A ação de corte causa uma perda contínua de partículas da superfície da ferramenta, processo classificado como desgaste. Além do desgaste, a ferramenta em uso pode apresentar avarias, como lascamento e trincas. O lascamento, processo em que partículas maiores são retiradas da ferramenta de uma só vez, ocorre quando a aresta de corte é pouco reforçada [36]. Na figura 88 podem ser visualizadas cunhas de corte cujas quinas sofreram lascamento durante o ensaio em dentina. A figura 89 mostra vértices das cunhas de corte de limas novas e ensaiadas.

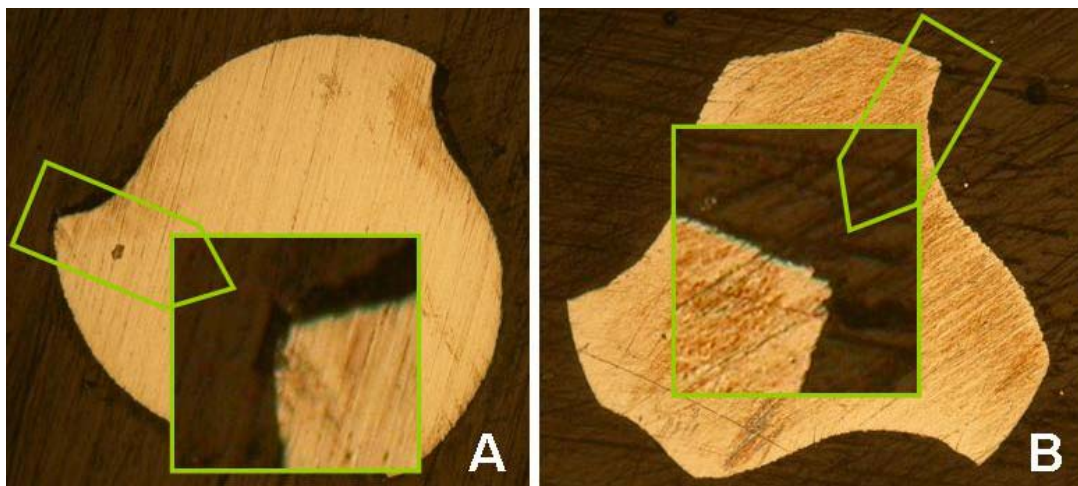


Figura 88 – Lascamento nas cunhas de corte de limas Hero 642 (A) e K3 (B), após ensaio em dentina.

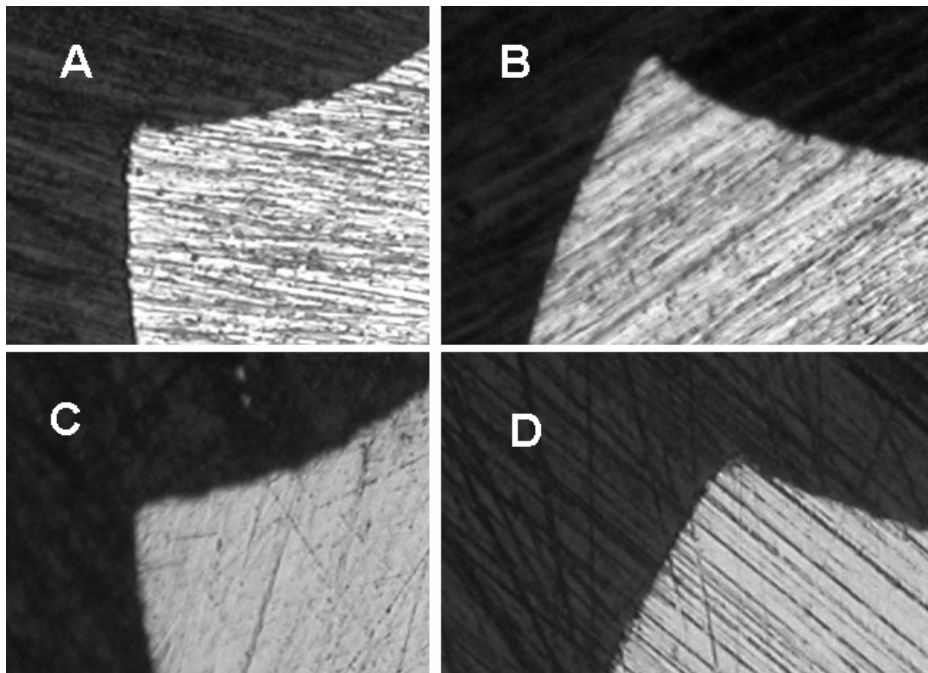


Figura 89 - Vértices das cunhas de corte de limas K3 novas (A e B) e ensaiadas em dentina (C e D).

Na figura 90 estão representadas graficamente as medidas dos ângulos de cunha observadas em limas novas e ensaiadas em dentina.

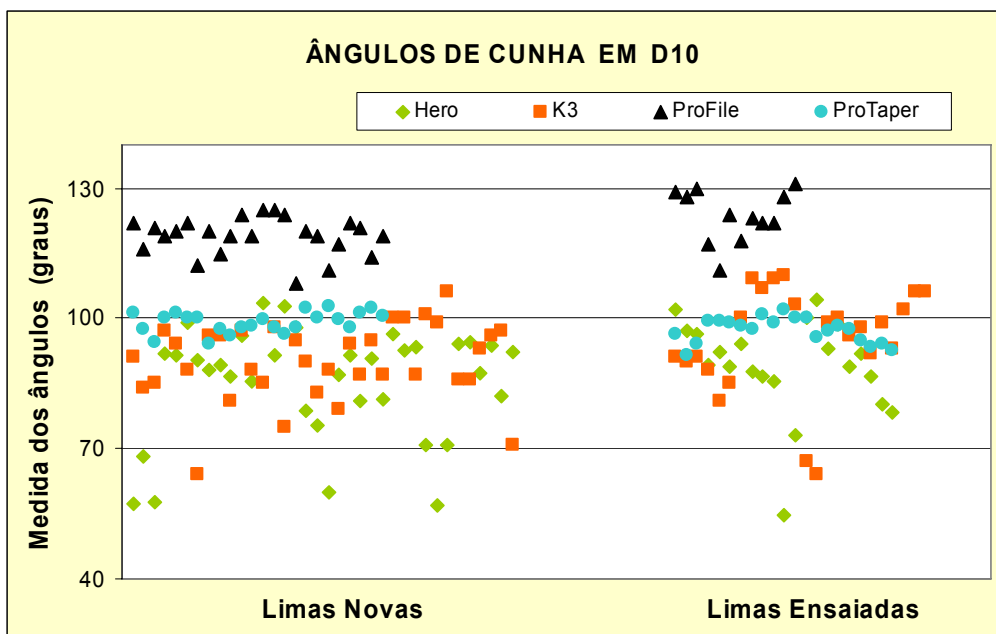


Figura 90 – Ângulos de cunha observados em limas novas e ensaiadas em dentina.

O grande desvio padrão contribuiu para que não se pudesse evidenciar diferença estatística entre os ângulos de cunha de limas novas e ensaiadas, dentro dos sistemas Hero 642 e K3. Contudo, no sistema K3, pode-se notar que a frequência de ângulos de cunha menores que 90° passou de 47% nas limas novas para 21% nas ensaiadas. Essa variação se explica pelo desgaste das pequenas quinas das cunhas de corte. Os ângulos de saída positivos passaram a negativos, tornando maiores os ângulos de cunha. (Figura 91)

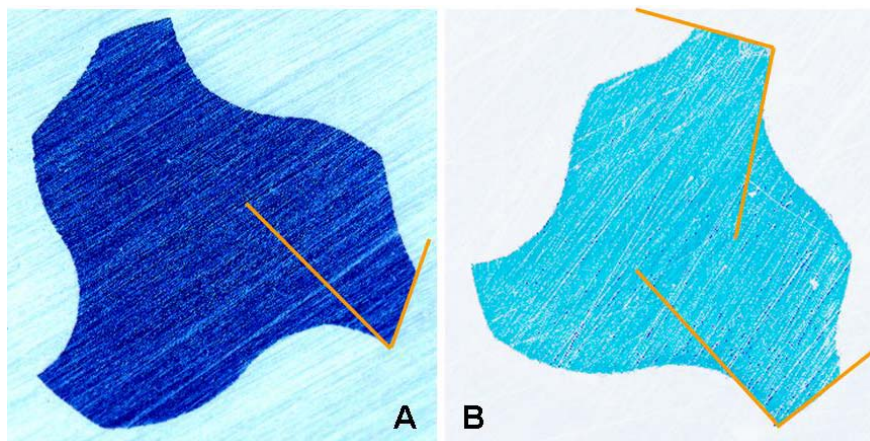


Figura 91 - Limas K3. A – Ângulo de cunha menor que 90° , em instrumento com ângulo de saída positivo.
B - Ângulos de cunha maiores que 90° , associados a ângulos de saída negativos.

Como as limas K3 e ProFile apresentam guia radial, não houve alteração em seus ângulos de folga. Nas limas ProTaper não se evidenciou diferença significativa entre os ângulos de folga de limas novas e ensaiadas em dentina (teste t, $p= 0,08$). Já nas limas Hero 642, os ângulos de folga das limas ensaiadas em dentina ficaram em média ligeiramente maiores, -19° para -23° , e essa diferença foi estatisticamente significativa (teste t, $p=0,001$). Essa alteração do ângulo de folga é, segundo DINIZ [36], o desgaste frontal, pequeno desgaste que sempre ocorre na superfície de folga, causado pelo contato entre a ferramenta e a peça, e aumenta com a velocidade de corte.

A figura 92 resume as observações referentes a ângulos de folga encontrados em instrumentos novos e ensaiados em dentina.

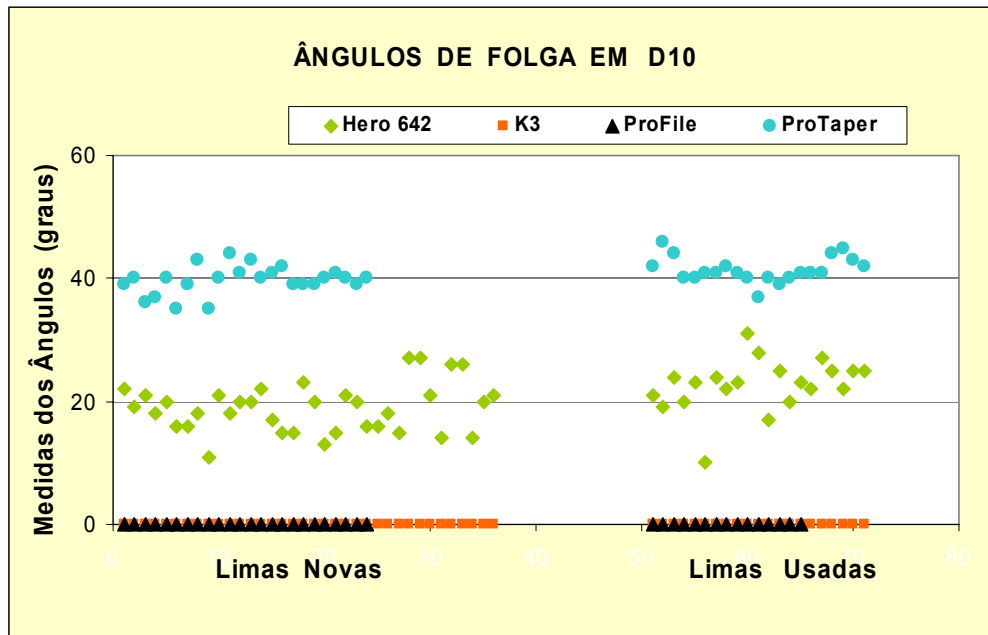


Figura 92 - Ângulos de folga observados em limas novas e ensaiadas em dentina.

Tendo em vista o exposto conclui-se que os instrumentos com geometria negativa, depois de ensaiados por 2 minutos em dentina, tiveram pouca (sistema Hero) ou nenhuma (sistemas ProFile e ProTaper) alteração de seus ângulos de saída. Nas limas K3, que apresentam geometria de corte positiva, observou-se desgaste intenso e até avarias (lascamento), passando a apresentar predominantemente geometria de corte negativa.

5.5 Correlação Entre Perfil Geométrico Transversal e Eficiência de Corte

Durante o processo de corte, a força total resultante que atua sobre a cunha cortante é chamada força de usinagem. A projeção da força de usinagem sobre a direção de corte é a força de corte (F_C).

Ferramentas com geometria positiva executam ação de corte do material, e não de raspagem, como no caso das ferramentas com geometria negativa. Quanto maior o ângulo de saída positivo, menor a força de corte, pois a deformação do cavaco é menor. [36]

Isso explica a maior eficiência de corte dos instrumentos do sistema K3 novos, que efetuaram o corte do padrão muito mais rapidamente e com energia acumulada 50% menor que os instrumentos dos sistemas Hero 642 e ProTaper. Na

região estudada, D₁₀, 92% das limas K3 apresentam pelo menos um ângulo de saída positivo, como mostra a figura 93.

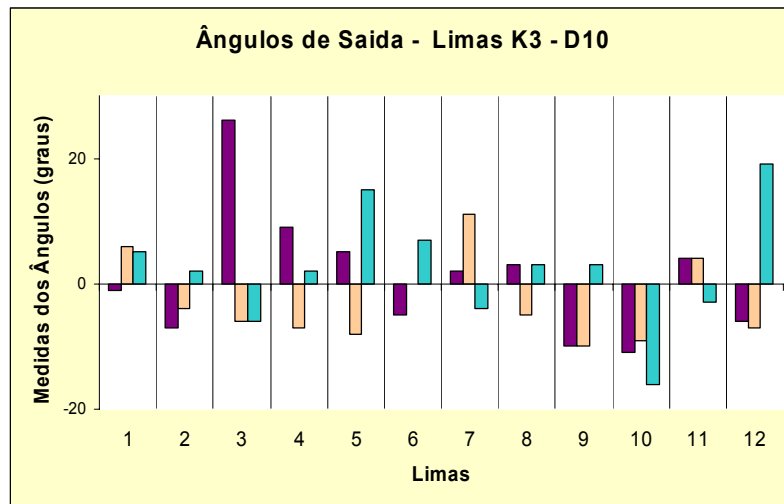


Figura 93 – Sistema K3 – Limas sem uso. Ângulos de saída observados em cada lima.

Todavia, os instrumentos K3 demonstraram queda mais intensa no seu desempenho do que os instrumentos Hero e ProTaper. Nos ensaios de desgaste em PVC, no quinto ciclo de cortes 63% das limas K3 perderam completamente a capacidade de corte do padrão de PVC. E, após cortar dentina por 2 minutos, essa perda de capacidade de corte atingiu 6 das 8 limas K3 ensaiadas.

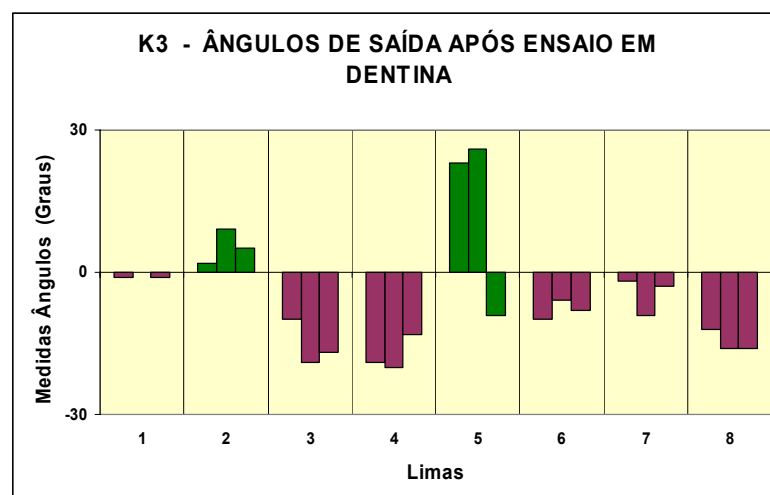


Figura 94 – Limas K3 – Ângulos de saída das limas ensaiadas em dentina. As limas 2 e 5 (observações em verde) apresentaram capacidade de corte após o ensaio. As limas 1,3,4,6,7 e 8 não apresentaram capacidade de corte após o ensaio em dentina.

Nas duas limas que ainda mantiveram capacidade de corte, observou-se a presença de ângulos de saída positivos. As demais limas ensaiadas, sofreram desgaste e avarias na cunha de corte e passaram a apresentar todos os ângulos de saída negativos (Figura 94). Contudo, apenas o fato de possuir todos os ângulos de saída negativos não explica o fato dessas limas não serem capazes de efetuar o corte do padrão de PVC, pois todos os instrumentos dos sistemas Hero 642 e ProTaper, que apresentam ângulos de saída negativos, demonstraram, sim, capacidade de corte.

Há, todavia, uma diferença entre os sistemas Hero 642 e ProTaper, e o sistema K3 : a presença de guia radial. O sistema K3 apresenta guia radial, seu ângulo de folga equivale, portanto, a zero graus. Os instrumentos ProFile, que não demonstraram capacidade de corte com a metodologia empregada neste trabalho, também apresentam ângulo de saída negativo e guia radial, ou seja, ângulo de folga neutro.

A combinação ângulo de saída negativo + ângulo de folga neutro foi identificada, também, neste trabalho, nas limas Hero em D₁₄. Por esse motivo, embora não estivesse previsto no planejamento inicial, 8 limas Hero foram ensaiadas, com a mesma metodologia, para avaliar sua capacidade de corte em D₁₄. Observou-se que nenhuma lima Hero demonstrou capacidade de corte em D₁₄, com a metodologia aqui empregada. (Figura 95). O desempenho das limas Hero 642 em D₁₄ foi semelhante ao desempenho de todas as limas do sistema ProFile, de 1 lima nova do sistema K3, e das 6 limas K3 que apresentavam todos os ângulos de saída negativos.

Esse resultado reforça a tese de que a força de corte que atua sobre um instrumento com ângulos de saída negativos associados à presença de guia radial, é bem maior do que aquela que atua sobre os instrumentos com geometria de corte que não apresente essa combinação.

É importante ressaltar que, quanto maior a força de corte atuando sobre um instrumento, maiores serão as tensões nele introduzidas, o que faz com que o mesmo se torne mais suscetível a uma fratura durante o uso clínico.

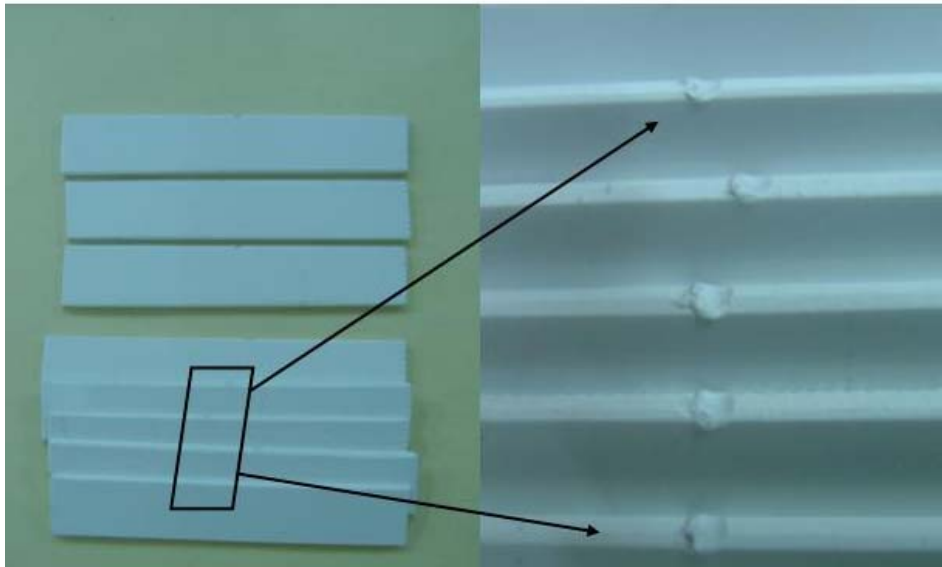


Figura 95 - Padrões de corte depois de submetidos aos ensaios com limas Hero em D₁₄ novas.

Segundo DINIZ et al. [36], quanto menor o ângulo de folga, maior o atrito entre a peça e a ferramenta, maior a força de corte. E esse detalhe é crítico quando o ângulo de folga é menor que 5°. Guia radial equivale a ângulo de folga de 0°.

Um aumento do ângulo de folga acima de 5°, praticamente não tem influência na força de corte. Desse modo, o efeito dos ângulos de folga na eficiência de corte dos instrumentos Hero 642 ($\alpha=19^\circ$) e ProTaper ($\alpha=40^\circ$) é praticamente o mesmo.

A amplitude do ângulo de saída negativo também parece não influenciar a capacidade de corte das limas. Nos instrumentos Hero 642 novos, que apresentam ângulo de saída de $-14^\circ \pm 12^\circ$, foi observado desempenho semelhante ao dos instrumentos novos ProTaper, com ângulos de saída de $-49^\circ \pm 3^\circ$, que realizaram a mesma operação de corte com valores equivalentes de corrente acumulada. Também não houve diferença entre o desempenho das limas Hero 642 e ProTaper ensaiadas em dentina, e entre o desempenho das limas Hero 642 e ProTaper no 2º e 3º ciclos de corte dos padrões de PVC.

6. CONCLUSÕES

- As limas ProFile, ProTaper e Hero 642 apresentam ângulos de saída negativos. Nas limas K3 encontrou-se ângulos de saída positivos e negativos, sendo maior a frequência de ângulos negativos nas regiões mais próximas à ponta.

- Com a metodologia empregada neste trabalho, em D₁₀ as limas do sistema K3 novas apresentaram maior eficiência de corte do que os instrumentos Hero e ProTaper.

- Os instrumentos Hero e ProTaper mostraram desempenho semelhante, tanto nos instrumentos novos, quanto nos ensaiados por 2 minutos em dentina, e nos ensaios de cortes sucessivos em PVC até a 4ª operação de corte. A partir daí a alteração da capacidade de corte foi mais intensa no sistema Hero.

- Nos instrumentos do sistema K3 observou-se queda brusca e repentina da capacidade de corte.

- Instrumentos com pelo menos um ângulo de saída positivo apresentam maior eficiência de corte, mas sofrem desgaste e lascamento, com comprometimento brusco e imprevisível da capacidade de corte. Instrumentos com ângulos de saída negativos possuem menor eficiência, mas maior resistência ao desgaste.

- A pior capacidade de corte foi encontrada em instrumentos onde se observa a combinação ângulo de saída negativo + ângulo de folga de 0° (guia radial). Essa combinação foi verificada nos instrumentos ProFile em todas as posições, nos instrumentos K3 novos em D₆, e nos instrumentos K3 que sofreram desgaste.

- À exceção dos ângulos de folga neutros, a amplitude dos ângulos de folga não influencia a capacidade de corte dos instrumentos.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] LAURETTI, M.B., ISAAC, A.P.M.A.S. **Manual de Técnica Endodôntica**. 1ª ed. São Paulo, Livraria Santos Editora Ltda, 2005.
- [2] SOARES, I.J., GOLDBERG, F. **Endodontia. Técnica e Fundamentos**. 1ª ed. Porto Alegre, Artmed Editora, 2001.
- [3] SCHILDER, H. "Cleaning and shaping the root canal", **Dental Clinic of North America**, v.18, n. 2, pp. 269-96, April 1974.
- [4] LOPES, H.P., SIQUEIRA JR, J.F. **Endodontia. Biologia e Técnica**. 2ª ed. Rio de Janeiro, Medsi Editora Médica e Científica Ltda, 2004.
- [5] ESTRELA, C. **Ciência Endodôntica**. 1ª ed. São Paulo, Artes Médicas, 2004.
- [6] PETERS, O.A. "Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review", **Journal of Endodontics**, v.30, n.8, pp. 559-67, Aug. 2004.
- [7] RING, M.E. **Dentistry – an illustrated history**. New York. Harry Abrams, Inc, Publishers, 1995.
- [8] ARAÚJO, M. "A instrumentação no tratamento endodôntico", **Revista Brasileira de Odontologia**, n.148, pp. 429-70, Jul. - Ago.1967.
- [9] ZINELIS, S., et al. "Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification", **Journal of Endodontics**, v.28, n. 5, pp. 367-70, May 2002.
- [10] SPANGBERG, L.S.W. "Instrumentos, Materiais e Aparelhos". In: Cohen, S., Burns, R. **Caminhos da Polpa**, 7 ed., capítulo 14, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2000.

- [11] THOMPSON, S.A. "An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry", **International Endodontic Journal**, v. 33, pp.297-310, 2000.
- [12] WAYMAN, C.M. "Shape memory alloys", **Materials Research Society Bulletin**, v.18, n.4, pp.48-56, Apr. 1993.
- [13] CALLISTER JR, W.D., **Ciência e Engenharia de Materiais – Uma Introdução**, 5ª ed. Rio de Janeiro, LTC-Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 2002.
- [14] REIS, W.P.; ELIAS,C.N. "Ligas de NiTi com superelasticidade e memória de forma", **Revista Brasileira de Odontologia**, v.58, n.5, Set-Out 2001.
- [15] KUHN, G., TAVERNIER, B., JORDAN, L. "Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure", **Journal of Endodontics**, v.27, n.8, pp. 516-20, August 2001.
- [16] MIYAI, K., EBIHARA, A., et al. "Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments", **International Endodontic Journal**, v. 39, pp.119-126, 2006.
- [17] ALEXANDROU, G., CHRISSAFIS, K., et al. "Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments", **International Endodontic Journal**, v. 39, pp. 770-8, 2006.
- [18] CIVJAN, S.; HUGET, E.F.; DESIMON, L. "Potential applications of certain nickel-titanium (Nitinol) alloys", **Journal of Dental Research**, v.54, n.1, pp.89- 96, Jan-Feb. 1975.
- [19] WALLIA, H.; BRANTLEY, W. A.; GERSTEIN, H. "An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files", **Journal of Endodontics**, v.14, n.7, pp.346-51, July 1988.

- [20] LEONARDO, M.R.; LEONARDO, R.T. **Sistemas Rotatórios em Endodontia – Instrumentos de Níquel-Titânio**, 1ª ed. São Paulo, Artes Médicas, 2001.
- [21] SONNTAG, D. “Geometrie von nickel-titan instrumenten: mehr als nur PR?”, **DAZ Forum**, v.87, pp.5-7, April 2006.
- [22] KOCH,K.; BRAVE, D. “Real world endo: design features of rotatory files and how they affect clinical performance”, **Oral Health**, pp.39-49, Feb.2002.
- [23] FERRARESI, D. **Fundamentos da Usinagem dos Metais**. São Paulo, Edgard Blücher Editora, 1970.
- [24] TUDELA, C.V. “Geometría, indigerible pero interesante. El porqué de la variedad.” *Revista Ciência*, n 182, Jun 2007. Disponível em www.gacetadental.com/articulos
- [25] YANG, G.B., et al. “Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth”, **International Endodontic Journal**, v. 40, pp. 707-14, 2007.
- [26] PÉCORA, J.D. “ 7 aspectos gerais dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio rotacionados de 150 a 600 rpm”. Disponível em www.forp.usp.br/restauradora/endodontia/temas/instrumental/nitrotatorio
Data de acesso: 20/5/2007
- [27] DIEMER, F.; CALAS, P. “Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments”. **Journal of Endodontics**, v.30, n.10, Oct. 2004.
- [28] CAPANEMA, A.M.M.C; **Análise Comparativa da Flexibilidade de Instrumentos Rotatórios de Níquel-Titânio**. Dissertação de M.Sc., UERJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2003.
- [29] GUPPY, D.R., CURTIS, R.V., PITT FORD, T.R. “Dentine chips produced by nickel-titanium rotary instruments”. **Endodontic & Dental Traumatology**, v. 16, pp. 258-64, 2000.

- [30] CHOW, D.Y., et al. "An in vitro comparison of the rake angles between K³ and ProFile endodontic file systems". **Journal of Endodontics**, v. 31, n. 3, pp. 180-182, Mar 2005.
- [31] www.dentsplymaillefer.com Data de acesso: 7/10/2007
- [32] www.sybronendo.com Data de acesso: 7/11/2007
- [33] www.micro-mega.com Data de acesso: 7/11/2007
- [34] SAGLAM, H.; UNSACAR, F.; YALDIZ, S. "Investigation of the effect of rake angle and approaching angle on main cutting force and tool tip temperature". **International Journal of Machine Tools & Manufacture**, v.46, pp. 132-141, 2006.
- [35] HSIEH, J.F.; LIN, P.D. "Mathematical model of multiflute drill point", **International Journal of Machine Tools & Manufacture**, v.42, pp. 1181-93, 2002.
- [36] DINIZ, A.E., MARCONDES, F.C., COPPINI, N.L., **Tecnologia da Usinagem dos Materiais**, 5ª ed. São Paulo, Artliber Editora, 2006.
- [37] JEON, I.; SPANBERG, L.; YOON, T.; KAZEMI,R.; KUM, K. "Smear layer production by 3 rotatory reamers with different cutting blade designs in straight root canals: a scanning electron microscopy study". **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, and Endodontics**, v.96, n.5, pp. 601-7, Nov 2003.
- [38] GONZÁLEZ-RODRÍGUEZ, M.P., FERRER-LUQUE, C.M. "A comparison of ProFile, Hero 642, and K3 instrumentation systems in teeth using digital imaging analysis". **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v.97, n.1, pp. 112-115, Jan. 2004.

- [39] GUELZOW, A., STAMM, O., MARTUS P., KIELBASSA, A.M. "Comparative study of six rotatory nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation". ". **International Endodontic Journal**, v. 38, pp. 743-52, 2005.
- [40] FOSCHI, F., et al. "SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments". **International Endodontic Journal**, v. 37, pp. 832-9, 2004.
- [41] SCHÄFER, E.; FLOREK, H. "Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals". **International Endodontic Journal**, v. 36, pp. 199-207, 2003.
- [42] LLOYD, A. "Root canal instrumentation with ProFile™ instruments". **Endodontic Topics**, v. 10, pp. 151-4, 2005.
- [43] AL-SUDANI, D., AL-SHAHRANI, S. "A comparison of the canal centering ability of ProFile, K3, and RaCe nickel titanium rotary systems". **Journal of Endodontics**, v. 32, n. 12, pp. 1198-1201, Dec. 2006.
- [44] SCHÄFER, E., OITZINGER, M. "Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments". **Journal of Endodontics**, v.34, n.2, pp. 198-200, Feb. 2008.
- [45] RÖDIG, T., HÜLSMANN, M., KAHLMEIER, C. "Comparison of root canal preparation with two rotary NiTi instruments: ProFile .04 and GT Rotary". **International Endodontic Journal**, v. 40, pp. 553-82, 2007.
- [46] SCHÄFER, E., ERLER, M., DAMMASCHKE, T. "Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals". **International Endodontic Journal**, v. 39, pp. 196-202, 2006.
- [47] SPANGBERG, L.S.W., HAAPASALO, M. "Rationale and efficacy of root canal medicaments and root filling materials with emphasis on treatment outcome". **Endodontic Topics**, v. 2, pp. 35-58, 2002.

- [48] WILDEY, W.L.; SENIA, S.; MONTGOMERY, S. "Another look of root canal instrumentation" **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 74, pp. 499-507, 1992.
- [49] LIMONCHI, P.A.; GUTIERREZ, J.C.R "Sistema Hero 642 (micro-Mega)" In: Leonardo, M.R. e Leonardo, R.T., **Sistemas Rotatórios em Endodontia – Instrumentos de Níquel-Titânio**, 1 ed., capítulo 14, São Paulo, Artes Médicas, 2001.
- [50] MOLVEN, O. "A comparison of the dentine removing ability of five root canal instruments". **Scandinavian Journal of Dental Research.**, v. 6, n. 78, pp. 500-11, 1970.
- [51] STENMAN, E.; SPANGBERG, L.S.W. "Machining efficiency of endodontic files: A new methodology". **Journal of Endodontics**, v.16, n.4, April 1990.
- [52] SCHÄFER, E. "Effect of Physical Vapor Deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files". **Journal of Endodontics**, v. 28, n. 12, pp. 800-2, Dec. 2002.
- [53] RAPISARDA, E.; BONACCORSO, A.; TRIPI, T.R. et al. "The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency". **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, v. 89, n.3, pp. 363-8 March 2000.
- [54] SCHÄFER, E. "Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic". **International Endodontic Journal**, v. 35, pp.867-72, 2002.
- [55] COSTA, C; **Resistência à Perda de Corte de Instrumentos Rotatórios de Níquel-Titânio Submetidos à Implantação Iônica de Nitrogênio**. Tese de D.Sc., Faculdade de Odontologia da USP, São Paulo, SP, Brasil, 2006.

- [56] BUI, T.B., MITCHELL, J.C., BAUMGARTNER, J.C. "Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency". **Journal of Endodontics**, v. 34, n. 2, pp. 190-3, Feb. 2008.
- [57] YARED, G.; KULKAMI, K.G.; GHOSAYN, F. "An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments". **International Endodontic Journal**, v. 36, n.11, pp. 764-69, Nov. 2003.
- [58] OLIET, S.; SORIN, S. M. "Cutting efficiency of endodontic reamers". **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 36, n. 2, pp. 243-252, Aug. 1973.
- [59] YGUEL-HENRY, S.; VANNESSON, H.; STEBUT, J. "High precision, simulated cutting efficiency measurements of endodontic root canal instruments: influence of file configuration and lubrication". **Journal of Endodontics**, v.16, n. 9, pp. 418-22, Sep. 1990.
- [60] YGUEL-HENRY, S.; STEBUT, J. "Cutting efficiency loss of root canal instruments due to bulk plastic deformation, surface damage, and wear." **Journal of Endodontics**, v.20, n.8, Aug 1994.
- [61] SOUZA, V., BAPTISTA, D.Q., HOLLAND, R. et al. "Estudo comparativo da eficiência das limas de níquel-titânio e de aço inoxidável em função do número de utilizações". **Revista Ciências Odontológicas**, v. 5, n. 5, pp. 59-65, 2002.
- [62] AMARAL, G. **Avaliação da capacidade de corte de limas tipo Kerr em liga de aço inoxidável ou em liga de níquel-titânio**. Dissertação de M.Sc., Universidade de Taubaté, Taubaté, SP, Brasil, 2002.
- [63] KIM, J.W.; GRIGGS, J.A.; REGAN, J.D. et al. "Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments". **International Endodontic Journal**, v. 38, n.6, pp. 364-71, June 2005.

- [64] VINOTHKUMAR, T.S., MIGLANI, R., LAKSHMINARAYANANAN, L. "Influence of deep dry cryogenic treatment on cutting efficiency and wear resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments". **Journal of Endodontics**, v. 33, n. 11, pp. 190-3, Nov. 2007.
- [65] MEDEIROS, J.M.F.; SIMI JR., J.; RISSO, V.A. "Estudo comparativo mediante pesagem de duas técnicas de preparo de canais radiculares curvos com um tipo de instrumento endodôntico." **Revista de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto**, v.3, n. 1, 1999.
- [66] BERGMANS, L., et al. "Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments". **International Endodontic Journal**, v. 36, pp. 288-95, 2003.
- [67] STENMAN, E.; SPANBERG, L.S.W. "Machining efficiency of endodontic K files and Hedstrom Files" **Journal of Endodontics**, v.16, n. 8, pp. 375-82, Aug. 1990.
- [68] KAZEMI, R.B.; STENMAN, E.; SPANBERG, L.S.W. "The endodontic file is a disposable instrument" **Journal of Endodontics**, v. 21, n. 9, pp.451-5, Sep. 1995.
- [69] KAZEMI, R.B.; STENMAN, E.; SPANBERG, L.S.W.; LARZ, S.W. "Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files". **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, v. 81, n.5, pp. 596-602, May 1996.
- [70] DEARING, G.J.; KAZEMI, R.B.; STEVENS, R.H. "A comparison of the machining efficiency of two brands of stainless steel endodontic hand files". **Journal of Endodontics**, v. 31, n. 12, pp. 873-6, Dec. 2005.
- [71] BRAMIPOUR, D. et al. "Wear resistance of cryogenically treated stainless steel files". **Journal of Endodontics**, v. 27, n. 3, pp.212-3, March 2001.
- [72] FELT, R.A.; MOSER, J.B.; HEUER, M.A. "Flute design of endodontic instruments: its influence on cutting efficiency". **Journal of Endodontics**, v. 8, pp. 853, 1982.

- [73] HAÏKEL, Y., SERFATY, R. et al. "Measurements of the cutting efficiency of endodontic instruments: a new concept". **Journal of Endodontics**, v. 22, n. 12, pp. 651-6, Dec. 1996.
- [74] HAÏKEL, Y., SERFATY, R. et al. "Effects of cleaning, disinfection, and sterilization procedures in the cutting efficiency of endodontic files". **Journal of Endodontics**, v. 22, n. 12, pp. 657-9, Dec. 1996.
- [75] SILVA, M.A.C. **Caracterização da vida em fadiga de limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio**. Dissertação de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2004.
- [76] GONZALEZ, C.G., WOODS, R.E. **Processamento de Imagens Digitais**. 1^a ed. São Paulo, Edgard Blücher, 2000.
- [77] LIN, H.C., LIN, K.M., CHEN, Y.C. "A study on the machining characteristics of TiNi shape memory alloys". **Journal of Materials Processing Technology**, v. 105, pp. 327-32, 2000.
- [78] EGGERT, C., PETERS, O., BARBAKOW, F. "Wear of nickel-titanium Lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy". **Journal of Endodontics**, v. 25, n. 7, pp. 494-7, Jul. 1999.
- [79] MARTINS, R.C., BAHIA, M.G.A., BUONO, V.T.L. "Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study". **International Endodontic Journal**, v. 35, pp. 848-53, 2002.
- [80] LOIZIDES, A.L. et al. "A comparative study of the effects of two nickel-titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography". **Journal of Endodontics**, v. 33, n. 12, pp. 1455-59, Dec. 2007.
- [81] THOMPSON, S.A., DUMMER, P.M.H. "Shaping ability of ProFile .04 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1". **International Endodontic Journal**, v. 30, pp. 1-7, 1997.

- [82] PAQUÉ, F., MUSCH, U., HÜLSMANN, M. "Comparision of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments". **International Endodontic Journal**, v. 38, pp. 8-16, 2005.
- [83] SONNTAG, D., OTT, M., KOOK, K. et al. "Root canal preparation with the NiTi systems K3, Mtwo and ProTaper". **Australian Endodontic Journal**, v. 33, pp. 73-81, 2007.
- [84] KUM, K.Y., KAZEMI, R.B., CHA, B.Y., ZHU, Q. "Smear layer production of K3 and ProFile Ni-Ti rotary instruments in curved root canals: A comparative SEM study". **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, v. 101, n.4, pp. 536-41, Apr 2006.
- [85] ZIOUPOS, P.; ROGERS, K.D. "Complementary physical and mechanical techniques to characterize tooth: a bone-like tissue". **Journal of Bionic Engineering**, v. 3, pp. 19-31, 2006.
- [86] WANG, R. "Anisotropic fracture in bovine root and coronal dentin" **Dental Materials**, v. 21, pp. 429-36, 2005.

ANEXO

Quadro A1 - Diâmetros (mm) dos instrumentos 30.06 dos sistemas Hero 642, K3 e ProFile , e do instrumento F3 do sistema ProTaper.

HERO										
D0	0.36	0.295	0.275	0.292	0.277	0.258	0.242	0.24	0.243	0.231
D6	0.71	0.716	0.713	0.723	0.703	0.639	0.69	0.679	0.703	0.685
D10	0.961	0.922	0.934	0.934	0.928	0.921	0.916	0.911	0.92	0.912
D14	1.04	1.019	1.038	1.034	1.022	1.004	1.01	1.016	1.008	1.012
K3										
D0	0.344	0.353	0.331	0.332	0.325	0.3	0.321	0.326	0.339	0.328
D6	0.716	0.698	0.715	0.701	0.699	0.681	0.699	0.705	0.7	0.677
D10	0.962	0.948	0.96	0.948	0.937	0.934	0.939	0.946	0.938	0.915
D14	1.196	1.194	1.194	1.172	1.147	1.153	1.155	1.191	1.185	1.163
PROFILE										
D0	0.266	0.244	0.269	0.268	0.26	0.269	0.263	0.228	0.222	0.265
D6	0.634	0.669	0.671	0.658	0.67	0.664	0.667	0.661	0.665	0.661
D10	0.894	0.911	0.909	0.875	0.906	0.891	0.908	0.899	0.903	0.899
D14	1.11	1.143	1.151	1.093	1.131	1.114	1.136	1.12	1.11	1.181
PROTAPER										
D0	0.306	0.299	0.324	0.31	0.281	0.305	0.302	0.287	0.293	0.291
D1	0.392	0.404	0.461	0.42	0.428	0.459	0.442	0.432	0.427	0.428
D2	0.48	0.513	0.491	0.541	0.519	0.539	0.529	0.518	0.521	0.522
D3	0.493	0.584	0.59	0.616	0.588	0.6	0.599	0.592	0.592	0.589
D4	0.619	0.637	0.646	0.678	0.697	0.666	0.671	0.655	0.654	0.652
D5	0.67	0.708	0.71	0.726	0.704	0.725	0.725	0.709	0.715	0.716
D6	0.79	0.766	0.71	0.783	0.754	0.776	0.773	0.763	0.764	0.758
D7	0.802	0.804	0.804	0.817	0.804	0.821	0.823	0.815	0.81	0.802
D8	0.848	0.859	0.851	0.859	0.858	0.859	0.866	0.859	0.853	0.86
D9	0.888	0.897	0.889	0.901	0.894	0.896	0.902	0.896	0.889	0.903
D10	0.935	0.934	0.932	0.945	0.946	0.939	0.947	0.935	0.932	0.932
D11	0.978	0.935	0.974	0.989	0.99	0.981	0.992	0.985	0.971	0.983
D12	1.025	1.02	1.004	1.048	1.036	1.032	1.039	1.026	1.02	1.021
D13	1.045	1.057	1.054	1.079	1.07	1.06	1.06	1.067	1.06	1.062
D14	1.077	1.11	1.098	1.11	1.1	1.106	1.112	1.101	1.1	1.096
D15	1.099		1.127	1.155	1.167	1.152	1.145	1.154	1.142	1.122
D16	1.133		1.143	1.225	1.185	1.179	1.2	1.191	1.186	1.15

Quadro A2 - Ângulos de Saída - D6

	Hero	K3	ProFile	ProTaper
1	-15	-16	-39	-51
2	-30	-11	-31	-54
3	-23	9	-33	-54
4	-35	-18	-34	-57
5	-31	-14	-29	-57
6	-31	0	-33	-55
7	-6	0	-31	-64
8	34	22	-24	-59
9	-12	15	-26	-50
10	-27	-3	-34	-56
11	-25	-18	-24	-57
12	-25	-6	-36	-56
13	-34	-11	-41	-55
14	-31	-17	-42	-56
15	-19	-15	-40	-55
16	-30	-23	-34	-57
17	-34	-6	-34	-60
18	-30	-17	-33	-57
19	-16	-7	-33	-54
20	-14	-2	-32	-56
21	-29	-13	-36	-56
22	-25	-2	-35	-57
23	-27	-13	-27	-57
24	-31	41	-32	-59
25	-31	-16		
26	-35	-8		
27	-18	-15		
28	-32	-22		
29	-28	-3		
30	-26	-10		
31	-29	-15		
32	-28	-8		
33	-34	-6		
34	-14	-10		
35	-23	-9		
36	-28	-6		

Quadro A3 - Ângulos de Saída - D10

	Hero	K3	ProFile	ProTaper
1	11	-1	-32	-50
2	3	6	-26	-48
3	11	5	-31	-40
4	-20	-7	-29	-47
5	-22	-4	-30	-51
6	-25	2	-32	-45
7	-17	26	-22	-49
8	-16	-6	-30	-47
9	-10	-6	-25	-42
10	-18	9	-29	-46
11	-24	-7	-34	-52
12	-16	2	-29	-49
13	-34	5	-35	-53
14	-24	-8	-35	-48
15	-30	15	-34	-48
16	-23	-5	-18	-50
17	-4	0	-30	-51
18	-8	7	-29	-49
19	10	2	-21	-52
20	-10	11	-27	-50
21	-17	-4	-32	-49
22	-12	3	-31	-51
23	-21	-5	-24	-52
24	-7	3	-29	-50
25	-23	-10		
26	-21	-10		
27	-18	3		
28	-8	-11		
29	6	-9		
30	-2	-16		
31	-18	4		
32	-30	4		
33	-23	-3		
34	-18	-6		
35	-12	-7		
36	-23	19		

Quadro A4 - Ângulos de Saída - D14

	Hero	K3	ProFile	ProTaper
1	-31	-7	-31	-41
2	-33	-2	-26	-45
3	-32	1	-31	-46
4	-14	11	-26	-45
5	-28	9	-28	-45
6	-27	1	-31	-42
7	-30	1	-27	-37
8	-24	28	-16	-36
9	-18	19	-25	-20
10	-32	10	-32	-40
11	-22	1	-28	-37
12	-36	4	-28	-48
13	-40	8	-37	-43
14	-49	10	-38	-44
15	-48	1	-36	-43
16	-35	4	-29	-47
17	-38	3	-28	-47
18	-37	6	-30	-44
19	-27	7	-27	-45
20	-11	3	-27	-44
21	-25	13	-30	-44
22	-30	36	-26	-43
23	-31	6	-46	-44
24	-32	7	-23	-44
25	-25	2		
26	-26	-1		
27	-35	-6		
28	-26	-1		
29	-36	0		
30	-22	2		
31	-31	19		
32	-22	1		
33	-33	5		
34	-20	0		
35	-30	-3		
36	-26	2		

Quadro A5 – Medidas dos ângulos de cunha dos instrumentos Hero, K3, ProFile e ProTaper, a 6, 10 e 14 mm de distância da ponta.

6 mm				10 mm				14 mm			
Hero	K3	ProFile	ProTaper	Hero	K3	ProFile	ProTaper	Hero	K3	ProFile	ProTaper
97	106	129	111	57	91	122	101	121	97	121	86
106	101	121	109	68	84	116	98	123	92	116	85
100	81	123	112	58	85	121	94	122	89	121	88
101	108	124	113	92	97	119	100	104	79	116	88
116	104	119	112	92	94	120	101	118	81	118	88
113	90	123	115	99	88	122	100	117	89	121	88
82	90	121	114	91	64	112	100	120	89	117	80
33	68	114	115	88	96	120	94	114	62	106	81
86	75	116	106	89	96	115	97	108	71	115	82
107	93	124	113	87	81	119	96	122	80	122	88
91	108	114	115	96	97	124	98	112	89	118	86
92	96	126	112	86	88	119	98	126	86	118	92
111	101	131	112	104	85	125	100	130	82	127	85
93	107	132	112	92	98	125	98	139	80	128	86
91	105	120	110	103	75	124	97	138	89	126	87
101	113	124	115	98	95	108	98	125	86	119	87
94	96	124	117	79	90	120	102	128	87	118	94
99	107	123	113	75	83	119	100	127	84	120	88
81	97	123	111	60	88	111	103	117	83	117	91
80	92	122	107	87	79	117	100	101	87	117	89
96	103	126	112	92	94	122	98	115	77	120	86
99	92	125	112	81	87	121	101	120	54	116	89
92	103	117	107	91	95	114	103	121	84	136	88
96	49	122	112	81	87	119	100	122	83	113	86
95	106			97	100			115	88		
106	98			93	100			116	91		
67	105			93	87			125	96		
99	112			71	101			116	91		
96	93			57	99			126	90		
98	100			71	106			112	88		
93	105			94	86			121	71		
102	98			94	86			112	89		
100	96			87	93			123	85		
90	100			94	96			110	90		
94	99			82	97			120	93		
97	96			92	71			116	88		

Quadro A6 – Medidas dos ângulos de folga dos instrumentos Hero, K3, ProFile e ProTaper, a 6, 10 e 14 mm de distância da ponta.

6 mm				10 mm				14 mm			
Hero	K3	ProFile	ProTaper	Hero	K3	ProFile	ProTaper	Hero	K3	ProFile	ProTaper
8	0	0	30	22	0	0	39	0	0	0	45
14	0	0	35	19	0	0	40	0	0	0	50
13	0	0	32	21	0	0	36	0	0	0	48
24	0	0	34	18	0	0	37	0	0	0	47
5	0	0	35	20	0	0	40	0	0	0	47
8	0	0	30	16	0	0	35	0	0	0	44
14	0	0	40	16	0	0	39	0	0	0	47
23	0	0	34	18	0	0	43	0	0	0	45
16	0	0	34	11	0	0	35	0	0	0	28
10	0	0	33	21	0	0	40	0	0	0	42
24	0	0	32	18	0	0	44	0	0	0	41
23	0	0	34	20	0	0	41	0	0	0	46
13	0	0	33	20	0	0	43	0	0	0	48
28	0	0	34	22	0	0	40	0	0	0	48
18	0	0	35	17	0	0	41	0	0	0	46
19	0	0	32	15	0	0	42	0	0	0	50
30	0	0	33	15	0	0	39	0	0	0	43
21	0	0	34	23	0	0	39	0	0	0	46
25	0	0	33	20	0	0	39	0	0	0	44
24	0	0	39	13	0	0	40	0	0	0	45
23	0	0	34	15	0	0	41	0	0	0	48
16	0	0	35	21	0	0	40	0	0	0	44
25	0	0	40	20	0	0	39	0	0	0	46
25	0	0	37	16	0	0	40	0	0	0	48
26	0			16	0			0	0		
19	0			18	0			0	0		
41	0			15	0			0	0		
23	0			27	0			0	0		
22	0			27	0			0	0		
18	0			21	0			0	0		
26	0			14	0			0	0		
16	0			26	0			0	0		
24	0			26	0			0	0		
14	0			14	0			0	0		
19	0			20	0			0	0		

Quadro A7 – Ensaio de eficiência de corte –
Medidas de corrente acumulada para sectionar o padrão de corte.

	Hero		K3		ProTaper	
	Corrente total (µA)	Corrente média (µA)	Corrente total (µA)	Corrente média (µA)	Corrente total (µA)	Corrente média (µA)
1	278	12.6	139	11.6	216	11.4
2	180	13.8	96	12	220	11
3	226	14.1	102	11.3	260	11.3
4	193	12.6			194	10.8
5	186	14.3	92	11.5	199	11.6
6	255	12.1	128	10.6	208	11.5
7	304	12.7	101	11.2	211	11.9
8	346	12.4	98	12.3	180	12
Média	246 ± 60	13.1 ± 0.9	108 ± 18	11.5 ± 0.6	211 ± 24	11.4 ± 0.4

Quadro A8 – Ensaio de desgaste -
Corrente acumulada consumida por cada instrumento
para o corte dos padrões de PVC (µA).

	Hero							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1º Corte	278	180	226	193	186	255	304	346
2º Corte	298	237	389	211	165	338	279	325
3º Corte	322	236	476	255	183	522	453	411
4º Corte	340	429	539	276	255	890	402	465
5º Corte	396	814	699	430	371	1422	637	642
	K3							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1º Corte	139	96	102	-	92	128	101	98
2º Corte	151	97	298	-	101	101	102	86
3º Corte	145	112	124	-	96	152	111	94
4º Corte	-	96	138	-	89	144	-	107
5º Corte	-	110		-	82	-	-	107
	ProTaper							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1º Corte	216	220	260	194	199	208	211	180
2º Corte	239	266	252	214	212	225	215	211
3º Corte	274	249	282	210	270	223	222	209
4º Corte	296	342	316	223	238	225	233	200
5º Corte	326	329	272	234	284	242	273	222

Quadro A9– Ensaio de desgaste –
Tempo gasto por cada instrumento
para seccionar completamente os padrões de corte (segundos)

	Hero							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1º Corte	22	13	16	15	13	21	24	28
2º Corte	23	16	29	16	12	28	23	27
3º Corte	25	18	39	21	12	45	37	34
4º Corte	27	35	46	23	20	81	33	39
5º Corte	31	68	64	37	30	131	52	55
	K3							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1º Corte	12	8	9	-	8	11	9	8
2º Corte	13	8	23	-	8	9	9	7
3º Corte	12	8	11	-	8	12	10	8
4º Corte	-	8	13	-	7	13	-	10
5º Corte	-	9	-	-	7	-	-	10
	ProTaper							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1º Corte	19	20	23	18	18	18	17	15
2º Corte	21	24	23	20	18	21	18	18
3º Corte	24	23	25	19	22	21	19	18
4º Corte	27	31	29	20	21	21	20	18
5º Corte	29	30	26	21	25	22	21	20

Quadro A 10 - Ensaio de desgaste após corte em dentina-
Corrente acumulada e tempo demandados por cada instrumento
para o corte dos padrões de PVC (μA).

CORRENTE (μA)			TEMPO (segundos)		
Hero	K3	ProTaper	Hero	K3	ProTaper
170		214	16		20
183	99	182	16	9	18
200		195	17		18
164		222	15		22
197	105	216	17	9	21
469		169	44		16
186		163	17		15
162		137	13		11

Quadro A 11 - Medidas dos ângulos de saída, cunha e folga dos instrumentos Hero, K3, ProFile e ProTaper, após desgaste em dentina durante 2 minutos.

SAÍDA				CUNHA				FOLGA			
Hero	K3	ProFile	ProTaper	Hero	K3	ProFile	ProTaper	Hero	K3	ProFile	ProTaper
-33	-1	-39	-48	102	91	129	96	21	0	0	42
-26	0	-38	-48	97	90	128	92	19	0	0	46
-30	-1	-40	-48	96	91	130	94	24	0	0	44
-19	2	-27	-49	89	88	117	99	20	0	0	40
-25	9	-21	-49	92	81	111	99	23	0	0	40
-9	5	-34	-50	89	85	124	99	10	0	0	41
-28	-10	-28	-49	94	100	118	98	24	0	0	41
-20	-19	-33	-49	88	109	123	97	22	0	0	42
-20	-17	-32	-52	87	107	122	101	23	0	0	41
-27	-19	-32	-49	86	109	122	99	31	0	0	40
7	-20	-38	-49	55	110	128	102	28	0	0	37
0	-13	-41	-50	73	103	131	100	17	0	0	40
-35	23		-49	100	67		100	25	0		39
-34	26		-46	104	64		96	20	0		40
-26	-9		-48	93	99		97	23	0		41
-31	-10		-49	99	100		98	22	0		41
-26	-6		-48	89	96		97	27	0		41
-27	-8		-49	92	98		95	25	0		44
-19	-2		-48	87	92		93	22	0		45
-15	-9		-47	80	99		94	25	0		43
-13	-3		-45	78	93		93	25	0		42
	-12				102				0		
	-16				106				0		
	-16				106				0		