

de Jesus Djalma Pécora

com a colaboração de Eduardo Luiz Barbin; Júlio César Emboava Spanó;

Luiz Pascoal Vansan; Alexandre Capelli; Renato Fabrício de Andrade Waldemarin;

Guilherme Camacho e Adriano Negrão Cardoso

1 Introdução

As necessidades do tratamento das patologias endodônticas já levaram a utilização de instrumentos improvisados como os produzidos à partir de cordas de piano, por exemplo, na tentativa de se combater a doença e proporcionar saúde às pessoas.

Os instrumentos de uso específico em Endodontia de pega digital já foram feitos em aço carbono e, mais recentemente, em aço inox. Essas ligas, apesar de serem empregadas em instrumentos produzidos com morfologia e estratégias de produção especiais, possuíam problemas de flexibilidade acima do instrumento número 25, mesmo sendo, em sua grande maioria, projetados com índice de conicidade reduzido (0,02 mm/mm).

Utilizaram-se, também, instrumentos acionados à motor pneumáticos ou elétricos com rotações variando de 3.000 a 20.000 revoluções por minuto (rpm). Bons exemplos desses instrumentos são: a broca Gates-Glidden, Broca de Largo e Broca de Peso utilizadas para a ampliação do terço cervical e médio de canais radiculares retos.

Hoje em dia, a apresentação comercial dos motores de baixa rotação é composta por três peças:

=> propulsor pneumático;

=> peça reta;

=> contra-ângulo.

O propulsor pneumático transforma o movimento hidráulico do ar comprimido em rotação mecânica e tem sido fabricado com encaixe universal (Sistema Intra - Norma ISO 3964) para peça reta e contra-ângulo permitindo a utilização de propulsores de uma marca e peça reta ou contra-ângulo de outra marca.

A peça reta possui o encaixe para a broca (mandril) sem alterar o eixo de rotação que é o mesmo do propulsor (longitudinal). O contra-ângulo possui o encaixe para a broca (mandril) e muda a direção do eixo de rotação para facilitar o trabalho. Cabe ressaltar que a peça reta por não ter alteração da direção do eixo de rotação não dissipa energia em engrenagens e por isso acaba sendo mais forte (maior torque).

Cabe lembrar que o propulsor pneumático universal com encaixe universal (sistema intra) para Contra-ângulos provê de 3.000 a 18.000 rpm (Dabi Atlante) ou de 5.000 a 20.000 rpm (KAVO), alcançando até 20.000 rpm no mandril do Contra-Ângulo (Dabi Atlante e KAVO) (http://www.dabiatlante.com.br/br/produto_mostra.php?id=8&idp=32 / <http://www.kavo.com.br/home.php?goto=baixamicromotor>).

O mandril do contra-ângulo como, também, o da peça reta apreendem brocas com diâmetro da haste entre 2,334 e 2,350 mm (Norma ISO 1797-1), diferente do mandril das canetas de alta-rotação, que apreendem brocas com hastes de diâmetro entre 1,59 a 1,60 mm (Norma ISO 1797-1).

Já no final do Século XX, alguns instrumentos de pega digital foram lançados no mercado em liga metálica de NiTi e, apesar de sua grande flexibilidade, não apresentavam apreciável capacidade de corte. Mais tarde, foram produzidos instrumentos em liga de NiTi rotacionados a motor e logo foi percebido que frequências de giro entre 150 e 600 rpm era capaz de realizar o preparo biomecânico do canal radicular com menores riscos e inconveniente.

As frequências de giro entre 150 e 600 rpm foram, de início, amplamente empregadas por meio de motores elétricos que, muitas vezes, apresentavam também:

- => controle de frequência giro;
- => controle de torque;
- => baixo nível de ruído;
- => sistema de inversão anti-fratura;
- => alto custo.

Hoje em dia, tem-se utilizado a frequência de giro entre 150 a 600 rpm por meio da utilização de contra-ângulos universais para micro-motores pneumáticos de baixa rotação com redução de sessenta e quatro para um (64:1). Ou seja, para cada 64 voltas do micro-motor, o instrumento de NiTi sofre apenas uma rotação de 360 graus.

Esses contra-ângulos provêm boa relação custo benefício como também são ergonômicos, pois a grande maioria apresenta sistema de mandril por pinça acionada por botão. Algumas empresas empregaram nomes próprios para esses sistemas de pinça acionada por botão como, por exemplo, Sistema *Push Botton*. Além disso, alguns deles apresentam sistemas de limite de torque (Figura 1).



Figura 1. Contra-ângulos redutores: à esquerda Anthogyr (<http://www.injecta.com.br/index.htm>); à direita, SybronEndo (<http://www.sybronendo.com/products/nitiControlHandpiece/index.cfm>).

Nota-se, hoje em dia, que a utilização de instrumentos de NiTi acionados à motor no preparo biomecânico traz significantes vantagens, tais como:

- => aumento da eficiência, rendimento, produtividade e rapidez com que o preparo biomecânico é realizado;
- => diminuição da produção de interferências que ocorriam com grande frequência em canais curvos.

Destacam-se algumas interferências que ocorriam com grande frequência em canais curvos, tais como:

- => deslocamentos;
- => desvios;
- => deformações;
- => "zippers";
- => perfurações do canal radicular.

2 Aspectos Gerais

2.1 Comprimento

O comprimento do instrumento endodôntico de NiTi corresponde ao segmento entre a extremidade puntiforme e o encaixe para mandril (Figura 2.1). Estão presentes nesse segmento:

- => guia de penetração;
- => haste helicoidal;
- => intermediário.



Figura 2.1-A. Segmento entre a extremidade pontiforme e o encaixe para mandril dos instrumentos rotatórios de NiTi.

A estrutura direcionadora e a haste helicoidal determinam a ponta ativa do instrumento. Portanto, o comprimento da Ponta Ativa, em milímetros, é dado pela distância existente entre a ponta e o Intermediário do instrumento.



Figura 2.1-B. Ponta ativa dos instrumentos rotatórios de NiTi.

Geralmente, o comprimento da Ponta Ativa dos instrumentos para preparo do terço médio e apical do canal radicular é de 16mm. Nos casos dos instrumentos de preparo do terço cervical do canal radicular (Alargadores Cervicais), o comprimento da Ponta Ativa geralmente é reduzido para valores entre 5 a 10 milímetros.

O Comprimento do Intermediário dos instrumentos é obtido facilmente pela subtração do comprimento nominal marcado na embalagem pelo comprimento da Ponta Ativa ou Haste Helicoidal. Por exemplo: um instrumento de comprimento nominal de 31mm que possui Ponta Ativa de 16mm possui intermediário de 15mm.



Figura 2.1-C. Intermediário dos instrumentos rotatórios de NiTi.

2.2 Mensuração em Milímetros da Ponta Ativa

Considerando os instrumentos de preparo do terço médio e apical com índice de conicidade constante, poder-se iniciar a mensuração em milímetros da Ponta Ativa de um instrumento determinando a ponta do instrumento como origem dos espaços e conferindo a esse ponto o marco zero, em seguida, o marco 1, depois o marco 2, 3, 4, ..., 15 e marco 16, no final da Haste Helicoidal (fronteira com o intermediário).

Cabe ressaltar que alguns instrumentos não apresentam índice de conicidade constante como, por exemplo, o instrumento Protaper produzido pela Dentsply-Maillefer, USA-Suíça.

Figura 2.2. Mensuração em milímetros da Ponta Ativa.

Nesta abordagem, considerar-se-á desprezível a altura do Guia de Penetração. Essa altura é praticamente desprezível em instrumentos delgados, mas não o é, de fato, nos instrumentos mais espessos.

Cada marco da Ponta Ativa, que é cônica, possui um diâmetro correspondente. A denominação do diâmetro de um marco é realizada pela notação "D" mais o valor do marco, ou seja, o diâmetro do marco 14, por exemplo, é o D14, onde o valor do diâmetro do marco 14 é maior que o diâmetro do marco 13 dividido à conicidade.

Essa abordagem permite que, da ponta do instrumento até a fronteira com o intermediário, ocorram dezesseis segmentos de um milímetro e dezesseis evoluções de diâmetro.

2.3 Diâmetro Nominal, Diâmetro no Marco Zero ou Diâmetro Zero (D0)

Deve-se sempre ter em mente que o diâmetro do marco zero (D0) é, na realidade, puntiforme sendo correspondente à ponta do Guia de Penetração. Mas, seguindo a abordagem proposta logo acima, vamos considerá-lo como sendo o marco com diâmetro equivalente ao nominal relatado na embalagem do instrumento ou pela cor do anel (ou anéis) presente no encaixe para mandril do instrumento (ISO).

Por exemplo, segundo a abordagem empregada neste texto, um instrumento de diâmetro nominal vinte (#20) possui Diâmetro Zero (D0) de 20 centésimos de milímetro (20/100 mm ou 0,02 mm).

Vários instrumentos rotatórios de NiTi utilizam a correlação entre cor, número do instrumento e Diâmetro Nominal que já vinha sendo empregada pelos instrumentos de pega digital de aço inoxidável que é a seguinte:

=> branco, #15, 15/100 mm; #45, 45/100 mm; #90, 90/100 mm;

=> amarelo, #20, 20/100 mm; #50, 50/100 mm; #100, 100/100 mm;
=> vermelho, #25, 25/100 mm; #55, 55/100 mm; #110, 110/100 mm;
=> azul, #30, 30/100 mm; #60, 60/100 mm; #120, 120/100 mm;
=> verde, #35, 35/100 mm; #70, 70/100 mm; #130, 130/100 mm;
=> preto, #40, 40/100 mm; #80, 80/100 mm; #140, 140/100 mm.

Os instrumentos de preparo do terço médio e apical do canal radicular (passíveis de serem utilizados no Comprimento de Trabalho) geralmente possuem D0 variando de 15 a 60 centésimos de milímetro.

Alguns instrumentos de preparo do terço cervical do canal radicular (Alargadores Cervicais) foram produzidos com D0 menor ou igual a 25 centésimos de milímetro; outros, porém, foram fabricados com D0 de 30, 40 e 50 centésimos de milímetro, como, por exemplo: CP Drill, Orifice Openers e Orifice Shapers.

2.4 Índice de Conicidade, Conicidade ou "Taper"

Índice de Conicidade é o quociente entre a "variação do diâmetro do instrumento" e o "comprimento da ponta ativa ou haste helicoidal" de um instrumento.

Os instrumentos utilizando em Endodontia de pega digital possuem, geralmente, conicidade de 0,02. Ou seja, nesse caso, se o D0 possui 40 centésimos de milímetro e o D1 possui 42, significa que em um (1) milímetro de comprimento da ponta ativa, a bitola do instrumento variou de 2/100 de milímetro, o mesmo que 0,02 milímetro por milímetro, em notação: 0,02 mm/mm. Observa-se que a divisão de uma grandeza pela mesma grandeza é igual a um (1) e que 0,02 vezes um (1) é 0,02. Então, o índice de conicidade é uma grandeza sem unidade, portanto, um número puro, mas utilizar milímetro por milímetro (mm/mm) pode evitar confusões e deve ser tolerado.

No entanto, por se tratar de um número puro, o Índice de Conicidade (IC) pode ser relatado como notação porcentual. Nesse caso, o IC 0,02 seria IC de 2%. Seguem as demais conversões:

=>IC de 0,02 é o mesmo que IC de 2%;
=>IC de 0,04 é o mesmo que IC de 4%;
=>IC de 0,06 é o mesmo que IC de 6%;
=>IC de 0,08 é o mesmo que IC de 8%;
=>IC de 0,10 é o mesmo que IC de 10%;
=>IC de 0,12 é o mesmo que IC de 12%.

Para instrumentos de NiTi acionados a motor, a conicidade normalmente é constante em toda a extensão da haste helicoidal e pode variar entre 0,02 e 0,12. Há instrumento, como o sistema

Protaper, que apresenta Índice de Conicidade variável em função do comprimento da Ponta Ativa ou Haste Helicoidal variando de 0,02 a 0,19 no mesmo instrumento.

Poder-se-ia considerar que os instrumentos de preparo do terço médio e apical do canal radicular (passíveis de serem utilizados no Comprimento de Trabalho) não necessitariam de um Índice de Conicidade maior que 0,06. No entanto, há canais retos e amplos que poderiam ter o preparo biomecânico beneficiado com Índices de Conicidade maiores.

Os instrumentos de preparo do terço cervical do canal radicular (Alargadores Cervicais), por sua vez, possuem Índice de Conicidade variando entre 0,06 e 0,22.

Lembrando que, segundo a abordagem anteriormente proposta, da ponta do instrumento até a fronteira com o intermediário, ocorrem 16 segmentos de um 1 milímetro e dezesseis evoluções de diâmetro, pode-se dizer que, em se tratando de Índice de Conicidade (IC) 0,02, D16 é igual ao D0 mais trina e dois centésimos (32/100) de milímetro ou, simplesmente, mais 0,32. Veja como ocorre a evolução dos diâmetros em função do Índice de Conicidade nos casos dos instrumentos projetados para serem utilizados no comprimento de trabalho:

=> Se IC = 0,02; então: $D16 = D0 + 32/100$ ou $Dn = Dn-1 + 2/100$;

=> Se IC = 0,04; então: $D16 = D0 + 64/100$ ou $Dn = Dn-1 + 4/100$;

=> Se IC = 0,06; então: $D16 = D0 + 96/100$ ou $Dn = Dn-1 + 6/100$.

Considerando instrumentos para preparo cervical com a extensão de 10 mm da ponta do instrumento até a fronteira com o intermediário, há 10 segmentos de um 1 milímetro e, portanto, dez evoluções de diâmetro.

Cabe ressaltar que a redução do comprimento da haste helicoidal dos instrumentos de preparo cervical, que possuem de 5 a 10 milímetros de ponta ativa, deve-se à necessidade de impedir que o diâmetro do instrumento atuante no terço cervical não seja muito maior que 150 ou 200 centésimos de milímetro, ou seja, 1,5 a 2,0 milímetros (deve-se impedir a fragilização do elemento dental). Instrumentos com ponta ativa de 10 mm controlam a dimensão do D10 com Diâmetros Nominais (D0) menores ou iguais a #25. Outros instrumentos de preparo cervical com Diâmetros Nominais maiores que #25 controlam a ampliação excessiva do terço cervical com a redução do comprimento da ponta ativa para 5,0 milímetros.

Podem-se citar como exemplo de instrumentos de preparo cervical com Diâmetros Nominais maiores que #25 os seguintes: Orifice Shaper com D0 = 50/100 mm e GT com D0 de 35/100 mm, 50/100 mm e 70/100 mm.

Cabe reiterar que diâmetros do canal radicular no terço cervical superiores a 2 milímetros podem fragilizar essa região dental que será submetida a tensões principalmente nos casos de restaurações protéticas que necessitam de pino intra-radicular. Além disso, se os instrumentos tivessem diâmetros superiores a 2 milímetros, a possibilidade de produção de "zippers" nas raízes

dentais ficaria aumentada. Veja como ocorre a evolução dos diâmetros em função do Índice de Conicidade nos casos dos instrumentos para preparo cervical com 10 milímetros de ponta ativa:

=> Se IC = 0,08; então: $D_{10} = D_0 + 80/100$ ou $D_n = D_{n-1} + 8/100$;

=> Se IC = 0,10; então: $D_{10} = D_0 + 100/100$ ou $D_n = D_{n-1} + 10/100$;

=> Se IC = 0,12; então: $D_{10} = D_0 + 120/100$ ou $D_n = D_{n-1} + 12/100$.

Observe que se o Diâmetro Nominal (D0) de um instrumento para preparo cervical for 25 centésimos de milímetro e o Índice de Conicidade for de 0,12, o diâmetro no marco dez será 145 centésimos de milímetro, ficando bem aquém de 200 centésimos de milímetro. Veja os cálculos: $D_{10} = D_0 + 120/100$; $D_{10} = 25/100 + 120/100$; $D_{10} = 145/100$, onde IC = 0,12.

2.5 Tensões, Deformação Elástica (Flexibilidade); Deformação Plástica; e Ruptura ou Fratura

Um corpo quando submetido a uma carga (força) desenvolve em sua estrutura, em oposição a essa carga, tensões. Essas tensões podem ser:

=> Tensão de Compressão - corpo submetido à cargas (forças) de compressão;

=> Tensão de Tração - corpo submetido à cargas (forças) de tração;

=> Tensão de Cisalhamento - corpo submetido à cargas (forças) de cisalhamento.

O estudo das tensões, geralmente, é realizado separadamente e tende a focar a tensão que ocorre com maior significância. No entanto, cabe ressaltar que todas as tensões geralmente estão presentes em um evento no qual um corpo é submetido à uma carga, mas é claro que, dependendo da natureza da carga (compressão, tração ou cisalhamento), uma determinada tensão ocorre com intensidade tão grande que as demais acabam por se tornarem desprezíveis.

Como resultado da ação de uma carga, os corpos sofrem deformações e, se a carga for aumentando, pode ocorrer ruptura ou fratura. As deformações podem ser:

=> reversíveis (Deformação Elástica);

=> irreversíveis (Deformação Plástica).

A Deformação Elástica é aquela que se dá pela ação de uma carga, mas que cessa totalmente a partir do momento em que essa carga deixa de existir.

Deformação Plástica, por sua vez, também se dá pela ação de uma carga, mas permanece após a retirada dessa carga.

A Ruptura ou fratura ocorre quando um corpo é fragmentada pela ação de uma carga.

Em testes de laboratório, aplicam-se cargas aos corpos que se iniciam do zero e vão se elevando gradualmente. Nesses testes, pode-se observar, no início, deformação elástica; em seguida, deformação plástica e, finalmente, ruptura. A deformação elástica, no início, passa por uma fase na

qual o aumento da carga é proporcional ao aumento da deformação elástica e há um limite em que essa proporcionalidade deixa de ocorrer.

No caso específico dos instrumentos endodônticos de NiTi rotacionados à motor entre 150 e 600 rpm, a flexibilidade e a resistência à fratura são de grande importância. Os instrumentos são fletidos quando giram no interior dos canais radiculares curvos. Essas duas características estão correlacionadas tanto com o Índice de Conicidade quanto ao Diâmetro Nominal (D0) do instrumento, ou seja, instrumentos com menor Índice de Conicidade (Taper) e de pontas mais finas ou delgadas são mais flexíveis. Porém, poder-se-ia dizer que instrumentos com maior Índice de Conicidade (Taper) e maior D0 suportariam mais a fadiga tensional.

A flexibilidade apresenta relação inversa tanto com o Índice de Conicidade (IC) quanto com o Diâmetro Nominal (D0), ou seja, quanto menor o IC e o D0 tanto maior será a flexibilidade do instrumento.

Por sua vez, tem-se observado em canais curvos que o risco de ruptura ou fratura apresenta relação direta tanto com o IC quanto com o D0.

Uma vez que as curvaturas são mais frequentes nos terços apical e médio, é justificável que os instrumentos utilizados no comprimento de trabalho possuam Índice de Conicidade (Taper) 0,02; 0,04 e 0,06 mm/mm com D0 variando de 15 a 60 centésimos de milímetro. Nesses casos, há que limite a utilização de instrumentos com IC de 0,06 por prudência.

Nos casos dos Alargadores Cervicais, projetados para serem utilizados no terço cervical do canal radicular, quando essa região é retilínea (não possui curvatura), vem se utilizando Índices de Conicidade (Taper) maiores.

As pesquisas que analisam o diâmetro anatômico dos dentes sempre possuíram grande relevância, pois é preciso determinar o diâmetro anatômico da parte terminal do canal radicular que será preparada para se determinar quais e quantos instrumentos deverão ser utilizados no comprimento de trabalho para se remover de 7,5 a 10 centésimos de milímetro da parede de dentina do canal radicular por meio do preparo biomecânico.

Deve-se ressaltar que o a quantidade de desgaste da parede de dentina está correlacionada com o diagnóstico da patologia endodôntica: se pulpíte irreversível; se necrose pulpar, ou ainda, se necrose pulpar com periapicopatia.

Muitas vezes, o diâmetro cirúrgicos chega a 40 ou 45 centésimos de milímetro produzido por instrumentos com diâmetros nominais (D0) entre 40 e 45 centésimos de milímetro. Tais dimensões de D0 contribuem para reduzir a flexibilidade e aumentar o risco de fratura. Nos casos de canais curvos, é imperativo compensar essa influência do diâmetro nominal (D0) exacerbado com a redução do Índice de Conicidade. Por essa razão, tem-se observado a utilização dos instrumentos #40 e #45 com Índice de Conicidade de 0,02 mm/mm o que mantém a flexibilidade

em nível aceitável e reduz o risco de geração de desvio apical, deslocamento, perfurações laterais, fraturas e aumentando a vida útil do instrumento.

De uma maneira geral, seria apropriado, nesses casos, reduzir o IC (Taper) na medida em que o D0 aumentasse. É plausível considerar que, nos casos de instrumentos com Diâmetros Nominais de #50, #55, #60, #70 e #80, a flexibilidade seria mantida em níveis adequados se os instrumentos fossem cilíndricos, ou seja, sem conicidade, com IC (Taper) igual a zero.

2.6 Fadiga

A utilização dos instrumentos endodônticos de NiTi no preparo biomecânico faz com eles sejam submetidos à cargas que provocam tensões de compressão, tração e cisalhamento na sua estrutura. Como essas cargas ocorrem repetidamente, o instrumento sofre um processo de fadiga estrutural que pode levá-lo à ruptura ou fratura.

Uma vez que se tem a noção que isso ocorre, algumas precauções devem ser tomadas, tais como:

- => após a utilização, inspecionar o instrumento em busca de rachaduras ou deformações que, se presentes, condenam o instrumento;
- => propugnar pela retificação do canal radicular, uma vez que curvaturas mais acentuadas intensificam o processo de fadiga (propugnar: atuar na direção de, trabalhar para);
- => reduzir o uso de instrumentos com IC (Taper) elevados em canais curvos;
- => reduzir o tempo de utilização ou o número de utilizações do instrumento quando for submetido a canal com curvatura acentuada ou canal atresiado (muito delgado);
- => utilizar o instrumento sempre em canal inundado por solução irrigante, pois esta funciona como lubrificante reduzindo as cargas friccionais;
- => estabelecer um prazo de utilização ou vida útil para os instrumentos e renovar, com disciplina, o arsenal endodôntico em função de sua utilização.

2.7 Fricção

A fricção ocorre quando há o deslizamento de duas superfícies encostadas uma na outra. A fricção age contrariamente ao deslizamento das superfícies e está correlacionada com o atrito. A fricção é reduzida pelo uso de lubrificantes (soluções irrigantes) e pela redução da pressão responsável pelo contato das superfícies.

Apesar da redução da fricção ser importantíssima, não é adequado a utilização de lubrificantes em forma de gel ou pasta. Esse tipo de lubrificante pode dificultar a remoção das

raspas de dentina produzidas durante a instrumentação e fazer com que as áreas de escape fiquem rapidamente preenchidas (entupimento) reduzindo o poder de corte do instrumento e aumentando os riscos de fratura (a redução da capacidade de corte leva o profissional a exercer mais pressão no instrumento em direção ao ápice radicular).

2.7 Torque

O torque é uma entidade física que descreve a intensidade com que uma haste que fricciona uma superfície é girada. O Torque não mede com quantas revoluções por minuto uma haste está sendo girada, isso seria frequência de giro.

Realizando uma analogia automotiva, um carro em primeira marcha possui grande Torque em suas rodas de tração. É possível fazer "cantar o pneu" facilmente em primeira marcha, situação em que a roda vence a fricção ou o atrito com o asfalto. Como resultado disso ocorre aquecimento, deformação da borracha, abrasão do asfalto e da borracha, barulho e até fumaça.

Contrariamente, o carro em quinta marcha, apesar de, quando em movimento, apresentar uma taxa enorme de revoluções por minuto, possui baixo torque. Quando parado, é muito difícil e complicado iniciar o movimento de um carro em quinta marcha quanto mais fazer "cantar o pneu".

Imagine, agora, uma broca de cavar o solo em busca de água. Como seria difícil girar essa broca com as mãos uma vez que o solo vai friccionando cada vez mais a broca a medida que ela vai penetrando na terra (superfície de contato e fricção possuem relação direta).

Para melhorar a eficiência, poder-se-ia instalar no cabo da broca um bastão disposto perpendicularmente ao longo eixo da broca. Com essa configuração, ficaria mais fácil girar a broca e seria possível penetrar ainda mais no solo mesmo com o aumento da fricção em função da área entre solo e a haste aumentar a medida que se penetra mais e mais. Então, considerando a analogia citada acima, a intensidade desse giro (o Torque) dependerá de dois fatores, são eles:

=> a força que se imprime com a mão no bastão para girar a broca;

=> e o braço de alavanca, ou seja, a distância do ponto de aplicação da força no bastão até o longo eixo central da haste.

Figura 2.7. Torque e braço de alavanca.

Devido à natureza do Torque, sua unidade relaciona força e comprimento, como, por exemplo: N.m, onde "N" é a intensidade da força em Newton e "m" é a medida de comprimento em metros (distância entre o ponto de aplicação da força e o longo eixo da broca).

Na Endodontia, tem-se utilizado torques entre 0,5 a 8,0 N.cm sendo prudente utilizar torques com valores intermediários entre 0,5 a 8,0 N.cm principalmente com instrumentos de Diâmetro Nominal e Índice de Conicidade reduzidos os quais possuem pequena resistência à deformação plástica e à fratura, ambas por torção.

Os propulsores (motores pneumáticos ou elétricos) podem ter alguns sistemas correlacionados ao Torque, como, por exemplo:

=> Modulação de Torque e

=> Limitação de Torque.

O sistema de Modulação de Torque faz girar uma haste com determinada intensidade de torque independente da fricção advinda da atuação da haste em uma estrutura qualquer. Esse modelo apresenta problema, pois se a fricção aumentar muito, pode ocorrer:

=> deformação plástica (irreversível), se o torque for suficiente para isso, mas menor que o necessário para a ruptura ou fratura e;

=> ruptura ou fratura, se o torque for suficiente para a quebra do instrumento.

2.9 Limitação de Torque

O sistema de Limitação de Torque faz com que uma haste que esteja girando com determinado Torque pare de girar quando a fricção aumentar e chegar a uma intensidade que necessitaria um torque maior que o previamente determinada para manter a rotação. Cabe ilustrar que a haste, nesses casos, para de girar, mas o motor não. Isso ocorre, pois a transmissão da rotação do motor para o eixo do mandril desarticula-se e o motor executa “giros livres”.

Ou seja, a grosso modo, quando a fricção for de mesma intensidade que o Torque previamente determinado, cessa-se o giro do instrumento rotatório de NiTi.

Na mecânica geral, sistemas como esse são conhecidos como Torquímetros de Giro Livre ou Torquímetros de Escape.

A limitação do torque reduz as possibilidades de ruptura ou fratura do instrumento. No entanto, alguns pesquisadores estão recomendando outros meios para prevenir a ruptura ou fratura como, por exemplo, a limitação da fricção por meio de uma estratégia de utilização inteligente.

2.9 Limitação da Fricção

Com a utilização de seqüências inteligentes de uso de instrumentos considerando o Diâmetro Nominal (D0) e o Índice de Conicidade, pode-se limitar a fricção pela redução da superfície de contato entre haste helicoidal do instrumento e a estrutura dental. Isso reduz a

intensidade da fricção ou atrito. Essa sistemática de redução friccional permite a utilização de Contra-Ângulos redutores (com redução de giro) sem sistema de limitação de Torque acionados por propulsores (motores) pneumáticos os quais são significativamente mais baratos.

3 Aspectos Específicos

Os instrumentos de NiTi acionados à motor são encontrados no mercado, basicamente, com duas finalidades:

=> preparo do terço médio e apical do canal radicular (passíveis de serem utilizados no Comprimento de Trabalho);

=> preparo do terço cervical do canal radicular (Alargadores Cervicais) geralmente utilizados apenas no terço cervical do canal radicular quando não há curvatura nessa região.

Esses instrumentos se assemelham, quanto à função, aos alargadores manuais de pega digital uma vez que executam alargamento ou ampliação em cinemática rotatória e não executam limagem durante o preparo biomecânico do canal radicular. Poder-se-ia considerar que o sistema Protaper atua em paredes isoladas do canal radicular na dependência da cinemática utilizada, mas, ainda sim, sob rotação.

Seguem, logo abaixo, nomes fantasia de alguns instrumentos de níquel-titânio acionados a motor para uso endodôntico, seus respectivos fabricantes e procedências:

=> Profile, Dentsply-Maillefer, USA-Suíça;

=> Protaper, Dentsply-Maillefer, USA-Suíça;

=> K3, SybronEndo, México;

=> Hero, MicroMega, França;

=> Race, FKG Dentaire, Suíça;

=> Limas Rotatórias - Injecta.

Os Instrumentos construídos em liga metálica de níquel-titânio (NiTi) acionados a motor para utilização na Terapêutica Endodôntico podem ser divididos em partes:

=> Encaixe para Mandril.

=> Intermediário;

=> Ponta Ativa,

- Haste Helicoidal,

- Guia de Penetração.

Figura 3. Encaixe para mandril; intermediário; ponta ativa (haste helicoidal, guia de penetração).

3.1 Encaixe para Mandril

O encaixe para mandril (Figura 3.1) é a estrutura que se encontra onde antes, nos instrumentos de pega digital, estava o cabo. O encaixe para mandril é o mesmo das brocas e fresas para contra-ângulo impulsionados por micro-motores pneumáticos ou elétricos com diâmetro do encaixe para mandril entre 2,334 e 2,350 mm (Norma ISO 1797-1).

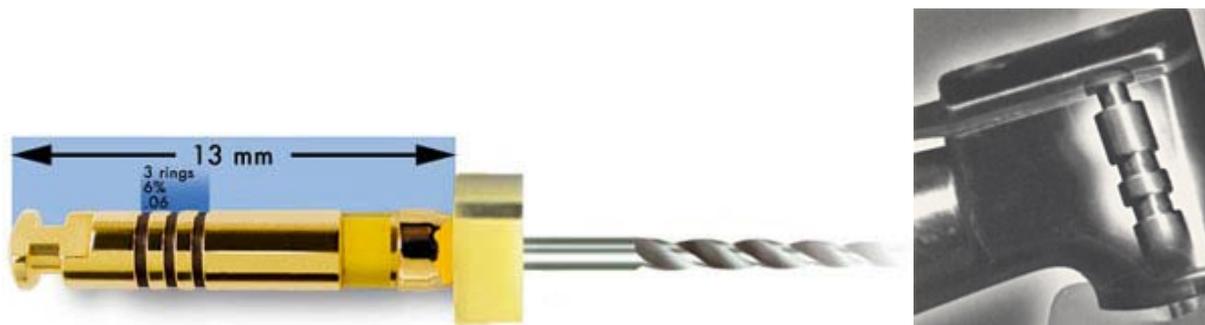


Figura 3.1. Encaixe para mandril com 13 milímetros de extensão (ex.: System GT® Rotary Files - http://www.maillefer.ch/GB_gt2.htm)

Cabe ressaltar que vários fabricantes estão produzindo contra-ângulos com redução de 64:1 com esse mandril "universal", porém, os que possuem sistema de abertura do mandril por meio de um simples apertar de um botão são mais ergonômicos.

O encaixe para mandril geralmente contém informações que indicam o Diâmetro Nominal (D0) e o Índice de Conicidade do instrumento. Essas indicações podem ser numéricas ou utilizarem padrões de anéis coloridos e/ou estrias em número variado que indicam informações que seguem padronizações peculiares a cada fabricante.

Alguns instrumentos possuem encaixe para mandril um pouco mais curtos facilitando o acesso ao canal radicular pela eliminação do choque do encaixe para mandril com a coroa dentária (ex.: K3, SybronEndo, México).

3.2 Intermediário

O intermediário geralmente é liso, maciço e muito resistente. Ele está unido no encaixe para mandril em uma extremidade e faz divisa com a ponta ativa, na outra.

3.3 Ponta Ativa

A Ponta Ativa dos instrumentos de NiTi acionados a motor apresenta diferentes aspectos dependendo do fabricante, podendo variar:

- => a conicidade;
- => o diâmetro ou bitola;
- => o comprimento;
- => o ângulo de inclinação das hélices em relação ao longo eixo dos instrumentos;
- => a constância ou variação do ângulo de inclinação das hélices em relação ao longo eixo dos instrumentos;
- => o tipo de Estrutura de Corte;
- => o número de hélices;
- => o tipo de canaleta;
- => o número de canaletas;
- => o morfologia do guia de penetração;
- => a morfologia e tamanho do núcleo.

A Ponta Ativa é a estrutura que se estende da ponta até o intermediário dos instrumentos endodônticos. Ela é composta por duas estruturas:

- => Haste Helicoidal;
- => Guia de Penetração.

3.3.1 Guia de Penetração

Guia de Penetração é a estrutura cônica ou piramidal de vértice puntiforme localizada na extremidade delgada da Ponta Ativa do instrumento que possibilita a manutenção do instrumento endodôntico na luz do canal durante o movimento de penetração. Os Guias de Penetração cônicos são mais eficientes que os piramidais pois as arestas da pirâmide podem cortar a parede dentinária do canal radicular provocando perfurações, desvios, "zippers" ou deslocamentos.

3.3.2 Haste Helicoidal

A Haste Helicoidal dos instrumentos de níquel-titânio acionados a motor com redução se estende do Guia de Penetração até o intermediário do instrumento. Os processos de fabricação desses instrumentos não são amplamente divulgados, no entanto, os procedimentos industriais de obtenção da Haste Helicoidal devem, provavelmente, utilizar métodos mecânicos, tais como:

- => usinagem (fresamento ou fresagem);
- => usinagem (roscamento);

=> conformação (torção ou enrolamento).

"Usinagem: operação de corte em metais realizada para conferir a forma à peça, quanto à dimensão, acabamento ou uma combinação qualquer destes três itens, com produção de cavacos..."

Centro de Informação Metal Mecânica - http://www.conexaorio.com/bit/tesauro/exerc_integrado.htm

Usinagem: o termo usinagem compreende todo processo mecânico onde a peça é o resultado de um processo de remoção de material. Este processo não exclui um processo anterior, como por exemplo, conformação. Existem vários processos de usinagem, entre eles serramento, aplainamento, torneamento, fresamento (ou fresagem), furação, brochamento, eletroerosão entre outros. A usinagem começou em tempos remotos com processos totalmente manuais e hoje em dia evolui muito com o uso de máquinas de alta precisão, por exemplo chamadas CNC (com comando numérico central), que são controladas por computador. A precisão de tais máquinas chega a ser tão pequena quanto 1 micrometro. Para se ter uma idéia, um fio de cabelo tem o diâmetro de 80 microns. A usinagem atende, hoje em dia, a diversos mercados, como automotivo, naval, aeroespacial, eletrônico, eletrodomésticos, etc.

Wikipédia - <http://pt.wikipedia.org/wiki/Usinagem>

"Rosçamento: operação de usinagem que pode ser realizada por máquinas ou manualmente, para criar roscas externas ou internas, cônicas ou paralelas, por meio de ferramenta monocortante, de perfil único, macho, coccinete ou máquinas para roscas laminadas..."

Centro de Informação Metal Mecânica - http://www.conexaorio.com/bit/tesauro/exerc_integrado.htm

Conformação: os processos de conformação mecânica alteram a geometria do material através de forças aplicadas por ferramentas adequadas que podem variar desde pequenas matrizes até grandes cilindros, ... Em função da temperatura e do material utilizado, a conformação mecânica pode ser classificada como trabalho a frio, a morno e a quente."

Centro de Informação Metal Mecânica - <http://www.cimm.com.br/materialdidatico/conformacao.shtml>

Os processos industriais podem utilizar uma haste original de NiTi que, mais tarde, será submetida á usinagem (fresamento ou roscamento) ou conformação (torção ou enrolamento). As hastes originais poderiam ser:

- => cônica (base circular);
- => cilíndrica (base circular);
- => piramidal (base triangular);
- => piramidal (base quadrangular);
- => piramidal (base hexagonal);
- => paralelepípedo (base quadrangular).

Poder-se-ia dizer que, geralmente, a Haste Helicoidal desses instrumentos é cônica com diâmetros tão menores quanto mais próximos da ponta do instrumento e, por meio da usinagem (fresamento ou roscamento) ou da conformação (torção ou enrolamento) da Haste Original de NiTi, produzem-se Canaletas Helicoidais e Estruturas de Corte (Hélices Helicoidais) na superfícies dessas hastes. A usinagem escavaria canaletas e a conformação produziria, ao mesmo tempo, Estruturas de Corte e Canaletas.

As Estruturas de Corte e as Canaletas apresentam-se em direção oblíqua ao longo eixo do instrumento perfazendo uma rosca direta. Ou seja, se fossem parafusos de rosca soberba (de madeira) penetrariam na madeira pelo giro horário observado pela cabeça do parafuso. Se fossem

torneiras, fechariam a água pelo giro horário observado pelas costas do manete. Ou ainda, por analogia, se o eixo dos ponteiros do relógio de parede fosse um instrumento endodôntico, seu cabo ou encaixe para mandril estaria voltado para o vidro de proteção (para o observador) e a ponta ativa estaria voltada para a parede. Essa analogia é válida para todos os instrumentos acionados a motor (tanto de baixa rotação, com ou sem redução, quanto de alta-rotação) utilizados na Odontologia, tais como: brocas, fresas, pontas diamantadas e etc.

O número de Estruturas de Corte e de Canaletas de um instrumento dependerá da morfologia da Haste Original de NiTi e do processo ao qual ele será submetida: usinagem (fresagem ou roscamento), conformação (torção ou enrolamento) ou qualquer outro meio não divulgado por segredo industrial. Cabe ressaltar que esses instrumentos são constituídos, basicamente, por duas estruturas helicoidais importantíssimas:

=> Canaletas (Estrutura de Remoção de Resíduos de Corte) e

=> Estruturas de Corte (Hélices Helicoidais).

3.3.2.1 Estruturas de Corte ou Hélices Helicoidais

As Hélices Helicoidais são responsáveis pelo corte da parede do canal radicular. As hélices variam morfologicamente em função do fabricante o que modifica o comportamento do instrumento podendo influenciar a escultura e a limpeza do canal principal de um dente.

As Hélices Helicoidais podem ser de dois tipos:

=> lineares,

- bordas,

- filetes,

- linhas de corte, ou

- fios de corte;

=> superficiais, relativo à superfície ou plano, guias planos (*radial land*),

-arestas,

- superfícies de corte, ou

- planos de corte.

Poder-se-ia especular que as Estruturas de Corte Lineares realizam cisalhamento da estrutura dentinária quando é comprimida contra a parede do canal radicular e, ao mesmo tempo, rotacionada. Esse cisalhamento ocorreria em direção que tende a ser perpendicular ao longo eixo do canal. No caso das Estruturas de Corte planas, o cisalhamento ocorreria em direção que tenderia a ser paralela ao longo eixo do canal.

Os instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor são alargadores helicoidais cônicos, destinados a aumentar ou ampliar, por meio de corte, o diâmetro de um furo, túnel ou canal cônico preexistente. Para que o alargamento ocorra, é necessário que algum ponto, perímetro ou área da Haste Helicoidal de maior diâmetro pressione algum ponto, perímetro ou área do canal radicular de menor diâmetro para ocorrer o alargamento.

É com a intenção de realizar o corte que se exerce, no instrumento endodôntico em rotação, uma força na direção do longo eixo do canal radicular no sentido para o ápice radicular, ou seja, cinemática de movimento de bicada realizada pelo operador acompanhado de rotação horária conferida pelo propulsor.

Alguns fabricantes especularam que as Estruturas de Corte planas (guias planos) poderiam promover efeitos indesejados, tais como:

=> aquecimento devido à fricção ou atrito entre a superfície da liga e da dentina do canal radicular;

=> elevação das tensões provocada pela torção na estrutura do instrumento;

=> aumento da formação do "Smear Layer".

Os opositores a essas especulações estabelecem o contraditório discutindo o fato de que apenas parte da superfície guia entra em contato com a parede do canal radicular devido ao seu projeto de fabricação, morfologia e disposição. Além disso, não seria significativo o aquecimento uma vez que as rotações de 150 a 600 rpm são consideradas reduzidas e os instrumentos são utilizados em canais radiculares inundados com soluções irrigantes que agem como lubrificantes e refrigerantes.

Por sua vez, instrumentos com secção transversal com forma triangular, com Estrutura de Corte linear, com canaletas convexas e, conseqüentemente, com núcleo mais espesso apresentariam maior resistência mecânica à tensão e a deformação provocadas pela torção.

3.3.2.2 Canaletas Helicoidais;

As Canaletas Helicoidais são sulcos úteis para o transporte de resíduos de corte e pelo fluxo das soluções irrigantes. É conveniente que os resíduos de corte sejam transportados para a região da coroa e não para o forame apical. Assim, o risco de extrusão fica reduzido.

Os resíduos de corte são gerados pela atuação das Estruturas de Corte na parede do canal radicular (compressão + rotação = cisalhantes = corte e resíduos).

A remoção dos resíduos de corte ocorre de duas maneiras:

=> ação das Canaletas Helicoidais;

=> sistemática de irrigação, aspiração e inundação (irriga, inunda, instrumenta, aspira, irriga, aspira, inunda, instrumenta, aspira, irriga, aspira, inunda,...).

Cabe ressaltar que as canaletas helicoidais simétricas poderiam produzir efeito de parafusamento no instrumento fazendo com que o instrumento tenda a parafusar e entrar mais profundamente no canal radicular comprometendo o comprimento de trabalho. Isso dificultaria a produção do batente apical e a manutenção cuidadosa da extensão de preservação apical (extensão que vai do forame até o início do canal cirúrgico).

3.3.2.3 Ângulo de Inclinação da Hélice/Canaleta Helicoidal

A "Hélice/Canaleta Helicoidal" (H/CH) descreve um ângulo com o "Longo Eixo do Instrumento" (LEI) que pode variar de 1 a 90 graus, sendo que:

=> Se 1°, então H/CH tenderia ao paralelismo com o LEI e

=> Se 90°, então H/CH seria perpendicular ao LEI.

Os instrumentos de NiTi acionados a motor apresentam ângulo de inclinação H/CH ^ LEI que variam em função do comprimento da Haste Helicoidal.

Esses ângulos são menores nos marcos iniciais mais delgados, 20 a 30°, e ficam maiores quanto mais próximos do marco dezesseis, 40 a 50°, mais espessos.

O ângulo de inclinação H/CH ^ LEI influencia o passo da rosca do instrumento. O fenômeno é o mesmo da mecânica comum, onde os parafusos apresentam rosca fina (maior número de espiras por comprimento da haste) ou rosca grossa (menor número de espiras por comprimento da haste). A correlação é a seguinte:

=> ângulos de inclinação H/CH ^ LEI pequenos estão correlacionados com rosca grossa (de passo maior) e

=> ângulos de inclinação H/CH ^ LEI grandes estão correlacionados com rosca fina (de passo menor).

Passo de hélice é a distância entre duas cristas ou duas Hélices Helicoidais, ou entre dois vales ou entre duas Canaletas Helicoidais cuja aferição é realizada paralelamente ao longo eixo do instrumento.

A variação do ângulo de inclinação da Hélice/Canaleta Helicoidal em função do comprimento da hélice (ângulos maiores nos marcos maiores) tenta limitar o efeito parafuso do instrumento quando rotacionado, ou seja, ao girar no sentido horário um parafuso de rosca direta ele tende a entrar cada vez mais no canal ou túnel onde está. Inclinações diferentes da hélice em um mesmo instrumento reduzem esse fenômeno. Assim, fica mais fácil manter o comprimento de

trabalho durante o preparo biomecânico e esculpir, no terço apical do canal, um ombro ou batente apical.

No caso dos instrumentos do sistema Race (FKG Dentaire, Suíça), a limitação do efeito parafuso é conseguida pela disposição variável das Hélices Helicoidais, que, a partir da ponta do instrumento, são dispostas alternadamente na direção paralela e na oblíqua em relação ao longo eixo do instrumento.

Cabe ressaltar que a ampliação por corte durante a rotação de uma haste em um canal ou túnel torna-se mais eficiente nos instrumentos em que, por projeto, as estruturas de corte ficam dispostas de forma a tenderem a estar paralelas ao longo eixo do instrumento (Ângulo de Inclinação tendendo a 1°).

3.3.2.4 Número de Hélices/Canaletas Helicoidais

O número de Hélices/Canaletas Helicoidais, ou melhor, o número de segmentos de Hélices/Canaletas Helicoidais depende, principalmente, do projeto de fabricação do instrumento. Assim, o processo de fabricação define, por exemplo, quantas canaletas serão realizadas por usinagem ou que tipo de Haste Original será submetida à conformação (torção ou enrolamento).

Os instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor podem apresentar duas ou mais estruturas de corte e duas ou mais canaletas, sendo que o número de canaletas geralmente corresponde ao número de estruturas de corte.

3.4 Núcleo

O núcleo do instrumento é maciço e estende-se da ponta do instrumento até o encaixe para mandril. O intermediário é a manifestação plena do núcleo e, poder-se-ia dizer, da haste original. No entanto, na Haste Helicoidal, o núcleo cede ou perde massa que dá lugar às canaletas. Isso ocorre no processo de fabricação, como, por exemplo, por meio da usinagem ou conformação (torção) alterando a morfologia da haste original.

Em geral, os núcleos são cônicos de diâmetros tão menores quanto mais próximos da ponta do instrumento, mas podem ser cilíndricos ou, até mesmo, possuírem configuração cone-invertido de maneira a terem diâmetros tão maiores quanto mais próximos da ponta do instrumento.

A forma e o diâmetro do núcleo observáveis nos cortes longitudinais das Hastes Helicoidais dos instrumentos de NiTi estão correlacionados com a flexibilidade e a resistência à fratura.

O diâmetro do núcleo possui relação inversa com a flexibilidade e, quando da rotação de um instrumento no interior de um canal curvo, o diâmetro do núcleo, também, possui relação inversa com a resistência à fratura por flexão ou arqueamento.

O diâmetro do núcleo possui relação direta com a resistência à fratura por torção ou cisalhamento. Isso ocorre quando a ponta do instrumento para de rodar, mas o restante dele continua rotacionando.

A forma e o diâmetro do núcleo também estão correlacionados com a profundidade da Canaleta Helicoidal. Canaletas com profundidade significativa elevam as possibilidades de remoção das raspas da instrumentação ("debris"). Além disso, o fluxo ou vazão da solução irrigante será maior quanto maior for a canaleta o que melhora tanto a ação hidrodinâmica de limpeza quanto as atuações químicas dessas soluções auxiliares à biomecânica, já que ambas dependentes do volume utilizado.

3.5 Morfologia da Superfície Obtida pelo Corte Transversal da Haste Helicoidal

Ao se realizar um corte transversal, ou seja, perpendicular, de uma haste, cria-se duas superfícies, uma vez que o corte divide a haste em duas partes, sendo uma superfície em cada segmento.

As superfícies obtidas pelo corte transversal podem ser analisadas e, para tanto, temos que ter em mente que os cilindros, cones e pirâmides possuem um eixo longitudinal (longo eixo) que corresponde à altura desses corpos tridimensionais. O corte transversal é realizado em ângulo de 90° com esse eixo e, na análise de uma das superfícies obtidas, ele passa a ser um simples ponto.

Nos instrumentos usinados, o Longo Eixo da Haste Original é o mesmo da Haste Helicoidal. No entanto, nos instrumentos conformados, o Longo Eixo da Haste Original pode se desalinhar com o novo Longo Eixo do Instrumento.

A morfologia das superfícies geradas pelo corte transversal das Hastes Helicoidais dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor de diferentes fabricantes, mesmo quando de diâmetros iguais, podem variar quanto à área total, forma do núcleo e área do núcleo. Essa variação ocorre, também, de marco para marco de um mesmo instrumento. Na análise dessas superfícies, pode-se identificar tanto as Estruturas de Corte (maciças) quanto as Canaletas Helicoidais (Figura 3.5).

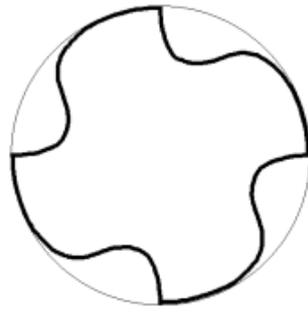


Figura 3.5. Superfícies geradas pelo corte transversal das Hastes Helicoidais

3.5.1 Morfologia das Canaletas Observadas na Superfície do Corte Transversal da Haste Helicoidal

As canaletas observadas na superfície do corte transversal da haste helicoidal podem ser:

=> côncavas;

=> convexas;

=> sinuosas (côncava e convexa) e

=> retilíneas.

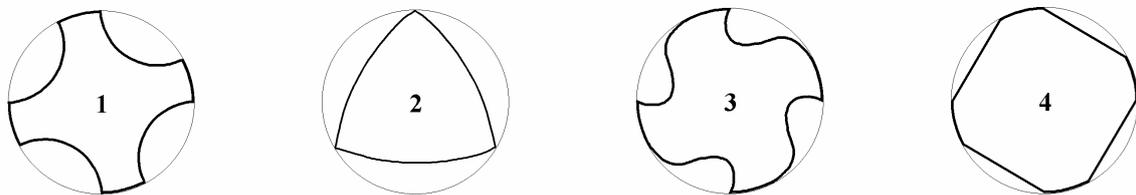


Figura 3.5.1 Canaletas côncavas (1); convexas; (2); sinuosas (3) e retilíneas (4).

Reitera-se que os instrumentos acionados a motor giram no sentido horário. Lembre-se da analogia com o relógio analógico de parede onde o instrumento está para o eixo dos ponteiros, o encaixe p/a mandril fica voltado para o observador e a ponta do instrumento fica voltada para a parede.

Para melhor entendimento do texto seguinte, aconselha-se que o leitor imagine sempre o instrumento em rotação, como se fosse analisar o Globo Terrestre que também está em rotação constante além de estar transladando ao redor do sol.

Geralmente, o instrumento endodôntico rotatório de NiTi possui, pelo menos, duas estruturas de corte (geralmente três) e duas canaletas (geralmente três) e o número de canaletas helicoidais geralmente corresponde ao número de estruturas de corte.

3.5.1.1. Canaletas à frente, de Ataque ou de Saída e Canaleta atrás, de Folga ou de Incidência.

No instante em que uma estrutura de corte está atacando a parede dentinária do canal radicular em determinado ponto, existe uma canaleta à frente dessa estrutura de corte (que já passou por esse ponto) e outra atrás (que não passou ainda por esse ponto). A canaleta à frente da estrutura de corte acumula fragmentos da dentina cortada e é denominada de superfície de ataque (à frente). A canaleta atrás da estrutura de corte, por sua vez, é chamada de superfície de folga (atrás). Portanto, as canaletas podem ser:

=> Canaletas à frente da Estrutura de Corte ou Superfícies de Ataque ou de Saída e

=> Canaletas atrás da Estrutura de Corte ou Superfícies de Folga ou de Incidência.

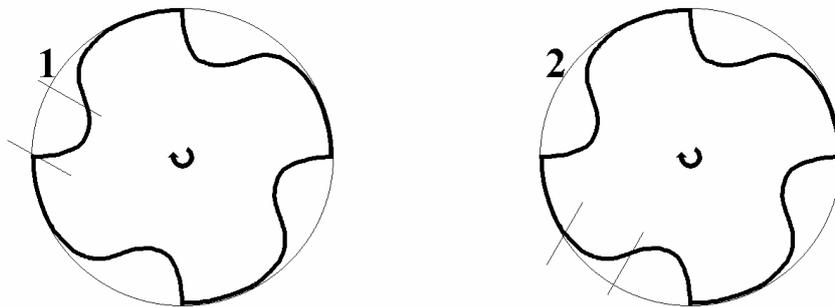


Figura 3.5.1.1. Canaletas à frente, de Ataque ou de Saída (1); Canaleta atrás, de Folga ou de Incidência (2).

Poder-se-ia dizer que uma mesma canaleta é, na verdade, de ataque e de folga ao mesmo tempo, isto é, quando a referência é apenas uma estrutura de corte, tem-se, para ela, uma canaleta à frente e outra atrás. No entanto, deve-se ter em mente que uma mesma canaleta que está atrás de uma Estrutura de Corte também está à frente da Estrutura de Corte seguinte. Há quem interprete esse fato com uma pequena variação: a parte da canaleta está à frente de uma estrutura de corte é considerada superfície de ataque e a outra parte dessa mesma canaleta, que está atrás da estrutura de corte seguinte é a superfície de folga.

Outra participação importante das canaletas é a de composição da própria Estrutura de Corte. A Estrutura de Corte em forma de linha é conformada pelo encontro da canaleta de ataque com a canaleta de folga. Realizando uma analogia com um triângulo, um determinado vértice do triângulo compõe um ponto da linha de corte. Esse vértice ou ângulo do triângulo é formado por duas arestas. Nesse caso, as duas arestas do triângulo seriam as duas canaletas adjacentes ao vértice ou ângulo. No caso da Estrutura de Corte em superfície, o corte ocorre no vértice ou ângulo formado pela própria superfície (superfície guia) e a canaleta de ataque que fica à frente dessa estrutura de corte.

A zona maciça posicionada centralmente na superfície gerada pelo corte transversal da haste corresponde ao núcleo de um instrumento endodôntico.

A observação da superfície gerada pelo corte transversal da haste helicoidal e a abstração dessa estrutura atuando na parede dentinária do canal radicular geram pontos, segmentos, ângulos e superfícies que estão denominados e caracterizados a seguir:

=> Ponto de Referência;

=> Linha de Referência;

=> Linha de Corte;

=> Ângulo de Corte das Estruturas de Corte em Linha;

=> Ângulo de Corte das Estruturas de Corte em Superfície (Superfície Guia);

=> Ângulo de Ataque ou de Saída das Estruturas de Corte em Superfície (Superfície Guia) e

=> Ângulo de Folga ou incidência das Estruturas de Corte em Superfície (Superfície Guia).

3.5.1.1 Ponto de Referência

O Ponto de Referência é o ponto que a Estrutura de Corte do instrumento efetivamente toca a parede do canal radicular durante o preparo.

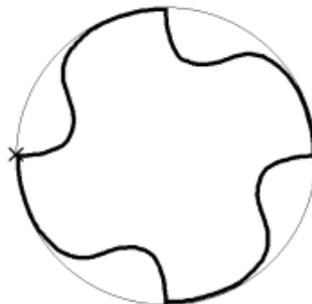


Figura 3.5.1.1 Ponto de Referência

3.5.1.2 Linha de Referência

A Linha de Referência é a linha traçada do centro do instrumento ao Ponto de Referência.

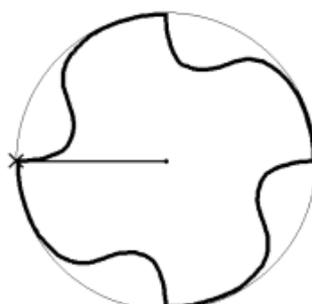


Figura 3.5.1.2 Linha de Referência

3.5.1.3 Linha de Corte

A Linha de Corte é a tangente à circunferência externa do instrumento ou circunferência do canal radicular no Ponto de Referência. A Linha de Corte é, por conseguinte, perpendicular á linha de referência do instrumento.

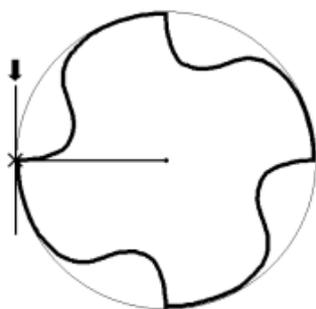


Figura 3.5.1.3. Linha de Corte.

3.5.1.4 Ângulo de Corte das Estruturas de Corte em Linha

O Ângulo de Corte das Estruturas de Corte em Linha é o ângulo formado pelas Canaletas adjacentes à Estrutura de Corte (Estrutura de Corte em Linha).

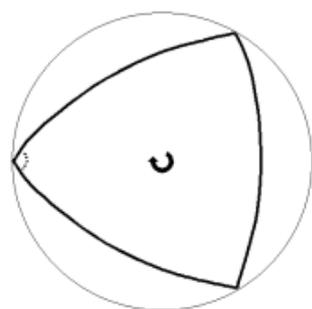


Figura 3.5.1.4. Ângulo de Corte das Estruturas de Corte em Linha.

3.5.1.5 Ângulo de Corte das Estruturas de Corte em Superfície

O Ângulo de Corte das Estruturas de Corte em Superfície (Superfície Guia) é o ângulo formado pela interseção da superfície guia com a canaleta de ataque (à frente).

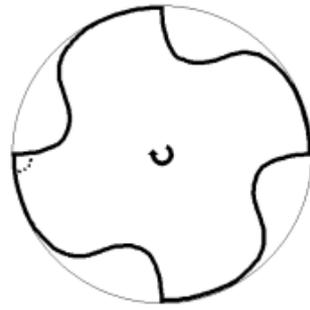


Figura 3.5.1.5. Ângulo de Corte das Estruturas de Corte em Superfície

3.5.1.6 Ângulo de Ataque ou de Saída das Estruturas de Corte em Superfície

O Ângulo de Ataque ou de Saída das Estruturas de Corte em Superfície (Superfície Guia) é, na verdade, a entidade correspondente ao Ângulo de Corte, mas com nome diferente.

3.5.1.7 Ângulo de Folga das Estruturas de Corte em Superfície

O Ângulo de Folga das Estruturas de Corte em Superfície (Superfície Guia) é o ângulo formado pela interseção da Superfície Guia com a Canaleta de Folga (atrás).

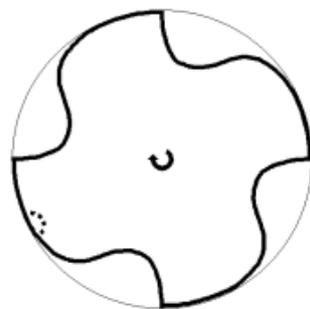


Figura 3.5.1.7. Ângulo de Folga das Estruturas de Corte em Superfície.

3.5.1.8 Ângulos de Ataque Negativos e Positivos

Os Ângulos de Ataque podem ser de dois tipos, a saber:

=> Negativos e

=> Positivos.

3.5.1.8.1 Ângulos de Ataque Negativos

Os Ângulos de Ataque Negativos (AAN) são aqueles nos quais o Ponto de Referência encontra-se atrasado em relação à superfície de ataque. Nesses casos, a superfície de ataque está adiantada em relação ao plano de referência do instrumento. Uma analogia para entender a ação do Ângulo de Ataque Negativo, seria imaginar cavar o solo utilizando a aresta de um cubo como ferramenta.

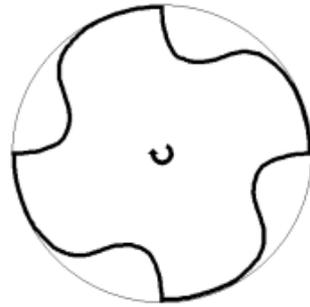


Figura 3.5.1.8.1. Ângulos de Ataque Negativos.

3.5.1.8.2 Ângulos de Ataque Positivos

Os Ângulos de Ataque Positivos (AAP) são aqueles em que o Ponto de Referência está adiantado em relação à Superfície de Ataque, ou seja, a superfície de ataque esta situada atrasada em relação ao plano de referência. Uma analogia para entender a ação do Ângulo de Ataque Positivo, seria imaginar cavar o solo utilizando a borda de uma concha de feijão como ferramenta. AAP parecem ser mais eficientes e menos seguros, porém, poder-se-ia especular que a elasticidade da liga de NiTi deforma a Estrutura de Corte fazendo com que a morfologia com AAP tenda a ficar com aspecto de um AAN resultando em menor desgaste, mas em maior segurança.

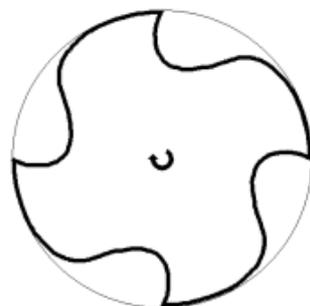


Figura 3.5.1.8.2 Ângulos de Ataque Positivos

Cabe, porém, ressaltar que, parte dos relatos da literatura, caracterizam a utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi com Ângulo de Ataque Negativo como prudente, pois possuem comportamento de corte menos agressivo; menos eficiente; porém, mais seguro. No entanto, há

relatos na literatura que sinalizam para um maior rendimento com segurança na utilização de instrumentos com Ângulo de Ataque Positivo.

O caráter ou eficiência da Estrutura de Corte depende, também, de outros fatores, tais como:

=> Ângulo de Inclinação da Hélice Helicoidal (Estruturas de Corte em relação ao Longo Eixo do Instrumento);

=> Ângulo de Ataque;

=> Ângulo do Corte;

=> morfologia e projeto do instrumento e

=> dureza da dentina.

3.5.2 Interação da Morfologia das Canaletas e da Espessura do Núcleo (Observadas na Superfície do Corte Transversal da Haste Helicoidal) com a Flexibilidade

O aspecto morfológico da superfície gerada pelo corte transversal sugere uma relação entre a Canaleta e o Núcleo. Canaletas côncavas e retas relacionam-se com Núcleos mais delgados. Ao contrário, canaletas sinuosas e convexas correlacionam-se com Núcleos mais espessos. A espessura do núcleo possui relação inversamente proporcional com a flexibilidade.

3.5.3 Caracterização dos Instrumentos Rotatórios de NiTi pelo Aspecto Morfológico da Superfície Gerada pelo Corte Transversal da Haste Helicoidal

Os instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor foram caracterizados por alguns fabricantes como sendo de primeira, segunda, terceira ou quarta geração em função do aspecto morfológico da superfície gerada pelo corte transversal da Haste Helicoidal. Os instrumentos com Estruturas de Corte em superfície como os sistemas ProFile e K3 foram caracterizados como sendo de primeira geração. Os com forma triangular, Estrutura de Corte linear e canaletas convexas como a Flex-Master (VDW, Alemanha), de terceira geração. Os do sistema EndoSequence (Brasseler, EUA) com forma triangular e ponto alternado de contato seriam de quarta geração.

No entanto, poder-se-ia considerar que, tal caracterização, estaria mais ligada às demandas promocionais que com as características dos instrumentos. Além disso, alguns instrumentos considerados por alguns fabricantes como sendo de "última geração" exibem aspectos presentes em instrumentos endodônticos convencionais de aço inoxidável fabricados ainda do Século XX.

Portanto, classificar os instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor em gerações seria inapropriado.

4 Caracterização de Alguns Instrumentos Rotatórios de NiTi

4.1 Profile, Dentsply-Maillefer, Suíça-USA (http://www.maillefer.ch/GB_prf1.htm)

A superfície gerada pelo corte transversal do sistema Pro-File apresenta:

- => forma triangular modificada (tríplice U);
- => três Estruturas de Corte;
- => Estrutura de Corte do tipo superfície;
- => três Canaletas;
- => canaletas côncavas e
- => ângulo de ataque negativo.

A figura à seguir ilustra instrumentos Profile. Note que o instrumento Profile possui pelo menos um anel colorido no encaixe para mandril que indica o Diâmetro Nominal do instrumento pelo sistema ISO.

O número de anéis no encaixe para mandril também determina o Índice de Conicidade (IC) da seguinte maneira:

- => uma estria e um anel colorido determina IC = 0,02;
- => um anel colorido determina IC = 0,04;
- => dois anéis coloridos determina IC = 0,06;
- => Três anéis coloridos determinam Instrumento para Preparo Cervical.



Sistema Profile, Dentsply-Maillefer, Suíça-USA.

O sistema ProFile foi projetado para ser rotacionado continuamente entre 150 e 350 revoluções por minuto (rpm) com encaixe para mandril universal para contra-ângulo.

4.2 Sistema Hero (High Elasticity in Rotation), Micro Mega, França (<http://www.micro-mega.com/>)

A superfície gerada pelo corte transversal do sistema Hero (642) mostra:

- => três Estruturas de Corte;
- => Estrutura de Corte do tipo superfície;
- => três Canaletas;
- => Canaletas sinuosas:

- sendo que o segmento côncavo configura a superfície de ataque,
 - e o segmento convexo configura a superfície de folga;
- => Ângulo de Ataque:
- positivo (AAP) segundo fabricante,
 - negativo (AAN) segundo a literatura científicas.

4.3 Sistema K3, SybronEndo, México (<http://www.sybronendo.com/>)

O Sistema K3 provê, no mandril do instrumento, a identificação do Diâmetro Nominal e do Índice de Conicidade por meio de cores (ISO) e numeração (Figura 4.3). O anel colorido mais próximo da ponta ativa determina do D0 e o mais distante, o IC.

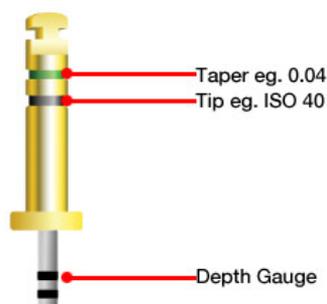


Figura 4.3. Mandril do Sistema K3: identificações de Diâmetro Nominal e Índice de Conicidade.

A superfície gerada pelo corte transversal do sistema K3 apresenta:

- => três Estruturas de Corte;
 - => Estrutura de Corte do tipo superfície;
 - => três canaletas;
 - => canaletas sinuosas;
 - sendo que o segmento côncavo configura a superfície de ataque,
 - e o segmento convexo configura a superfície de folga;
- => Ângulo de Ataque:
- positivo (AAP) segundo fabricante,
 - negativo (AAN) segundo a literatura científicas.

4.4 Alargadores Cervicais do sistema K3, SybronEndo, México (<http://www.sybronendo.com/>)

A superfície gerada pelo corte transversal dos Alargadores Cervicais do sistema K3 apresenta:

- => duas Estruturas de Corte;

- => Estrutura de Corte do tipo superfície;
- => duas canaletas;
- => canaletas côncavas;
- => ângulo de ataque negativo (AAN) segundo a literatura científica.

4.5 Sistema Race, FKG Dentaire, Suíça (<http://www.fkg.ch/e/instruments/home.asp>)

A superfície gerada pelo corte transversal do sistema Race apresenta:

- => forma triangular;
- => três Estruturas de Corte;
- => Estrutura de Corte em linha;
- => três Canaletas;
- => canaletas retas;
- => ângulo de ataque negativo (AAN).

As figuras a seguir ilustram algumas características dos instrumentos Race.



Figura 4.5. Ilustração de algumas características dos instrumentos Race.

À esquerda, pode ver o disco para controle da vida útil, no centro, o ângulo hélice ^ longo eixo e à direita o Guia de Penetração arredondado.

4.6 Sistema Protaper, Dentsply-Maillefer, Suíça-USA (http://www.maillefer.ch/GB_prf1.htm)

A superfície gerada pelo corte transversal do sistema Protaper (S1, S2, F1, F2 e F3) exhibe:

- => forma triangular;
- => três Estruturas de Corte;
- => Estrutura de Corte em linha;
- => três Canaletas;
- => canaletas convexas;
- => ângulo de ataque negativo (AAN).

O sistema Protaper foi projetado para ser utilizado em rotação constante de 250 a 350 revoluções por minuto.

As figuras a seguir ilustram algumas características dos instrumentos Protaper.



Figura 4.6. Sistema Protaper Dentsply-Maillefer, USA-Suíça: à esquerda, vista geral do instrumento, à direita, superfície gerada pela Secção Transversal.

4.7 Visão Geral das Características de Alguns Sistemas Rotatórios de NiTi

A Tabela a seguir ilustra uma visão geral das características de alguns sistemas rotatórios de NiTi.

Tabela 1. Visão geral das características de alguns sistemas rotatórios de NiTi.

Instrumentos	Seção Transversal	rpm Sugerido Pelo Fabricante	Estrutura de Corte		Canelas Helicoidais		Ângulo de Ataque
			Tipo	Nº	Tipo	Nº	
ProFile	Forma de U	150 a 350	Superfície	3	Côncava	3	Negativo
Hero	Complexa	300 a 600	Superfície	3	Sinuoso	3	Negativo
K3	Complexa		Superfície	3	Sinuoso	3	Negativo
A.C. K3	Complexa		Superfície	2	Côncava	2	Negativo
Race	Triangular		Linear	3	Retas	3	Negativo
ProTaper	Triangular	250 a 350	Linear	3	Convexas	3	Negativo

5 Bibliografia

- BAUGH D. & WALACE J. The role of apical instrumentation in root canal treatment: A review of the literature. **J Endodon** 2005; 31 (5): 333-340
- BERGMANS L, VAN CLEYNENBREUGEL J, WEVERS M, LAMBRECHTS P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotatory instruments: rationale, performance and safety. **Am J Dent** 2001;14: 324-333.

- CHOW DY, STOVER SE, BABCALL JK, JAUNBERZINS A, TOTH JM Na in vitro comparison of the rake angles between K3 and Profile endodontic file systems. **J Endodon** 2005; 31: 180-182
- CIMM - Centro de Informação Metal Mecânica. "<http://www.cimm.com.br/>". 2006.
- CIMM - Centro de Informação Metal Mecânica. Conformação Mecânica. "<http://www.cimm.com.br/materialdidatico/conformacao.shtml>". 2006.
- CIMM - Centro de Informação Metal Mecânica. Material Didático. "<http://www.cimm.com.br/materialdidatico/>". 2006.
- COHEN S & BURNS RC. **Caminhos da polpa**. 2ª ed. Rio de Janeiro:Guanabara Koogan;2000.
- EndoSequence Products Catalogue.Brasseler USA.2005.
- Everything Endo. SybronEndo Products Catalogue 2002; volume1.
- Ferraresi D Fundamentos da usinagem dos metais. São Paulo: Edgard Blücher;1970.
- Flexmaster. VDW Endodontie Synergy Catalogue 2005. Germany. VW 000163ver. 8/9.2.05.
- FREIRE J. M. **Tecnologia mecânica-máquinas de serrar e furar**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora; 1983.
- Hero (High Elasticity in Rotation), Micro Mega, França (<http://www.micro-mega.com/>).
- International Organization for Standardization. ISO 3630 -1. Dental root canal instruments. Part 1; Files,reamers, barbedbroaches,raps, past carriers. Geneve: ISO;1992
- K3, SybronEndo, México (<http://www.sybronendo.com/>).
- LEONARDO M. R. & LEONARDO RT. **Sistemas rotatórios em Endodontia –instrumentos de níquel-titânio**. São Paulo: Artes Médicas;2002
- LOPES H. P. & SIQUEIRA JÚNIOR J. F. **Endodontia: Biologia e técnica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.
- LOPES H. P., ELIAS C. N., SIQUEIRA JÚNIOR, ESTELA C. Considerações sobre a conicidade e o diâmetro das limas endodônticas. **Ver Paul Odontol** 1998; 20 (2); 8-14.
- LOPES H. P., ELIAS C. N., VIEIRA M. V. B., MANGELLI M., MOREIRA E. J. L. Geometria da haste helicoidal de instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor: estudo crítico. **Revista Paulista de Odontologia**. v. 28, n. 1, jan., fev., mar., 2006.

PEREIRA, J. C.; BIFFI, J. C. G.; COELHO, C. S. M.; ABRAHÃO, A; SOARES, C. J. Influência do tipo de pino intra-radicular na distribuição de tensões em incisivo superior restaurado indiretamente. **Angelus Ciência e Tecnologia**, v. 01, n. 04, 2006.

Profile, Dentsply-Maillefer, Suíça-USA (http://www.maillefer.ch/GB_prf1.htm).

Quantec, SybronEndo, México (<http://www.sybronendo.com/products/quantec/index.cfm>).

Race, FKG Dentaire, Suíça (<http://www.fkg.ch/e/instruments/home.asp>).

Protaper, Dentsply-Maillefer, Suíça-USA (http://www.maillefer.ch/GB_prf1.htm).

SCELZA NETO P. **Análise morfométrica de instrumentos de NiTi acionados a motor.** (Dissertação de Mestrado) São Paulo; Faculdade de Odontologia da universidade de São Paulo; 2002.

SCHÄFER E. & FLOREK H. Efficiency of rotatory nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1: Shaping ability in simulated curved canals. **Int Endod J** 2003;36:199-207.

WILDEY W. L., SENIA S., MONTGOMERY S. Another look at root canal instrumentation. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, 1992;74:499 – 507.