

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

LUCIANA APARECIDA PEREIRA BARBOSA

**ANÁLISE PREDITIVA DA RESISTÊNCIA À DEFLEXÃO DOS
INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NiTi EM DIFERENTES
DIÂMETROS NOMINAIS, CONICIDADES E TEMPERATURAS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a
obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Programa
Odontologia Restauradora, opção Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva

Ribeirão Preto
2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Barbosa, Luciana Aparecida Pereira

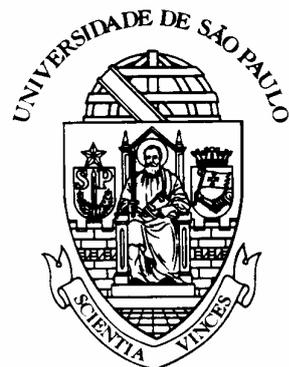
“Análise preditiva da resistência à deflexão dos instrumentos rotatórios de NiTi em diferentes diâmetros nominais, conicidades e temperaturas.” Ribeirão Preto, 2008

69p.: il.; 28 cm

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/ USP, Departamento de Odontologia Restauradora – Endodontia

Orientador: Gariba, Ricardo Silva

1. Deflexão dos instrumentos.
2. Diâmetro nominal e conicidade.
3. Temperaturas.
4. Análise preditiva.



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Agradecimientos

Ao meu orientador **Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva**

Pela oportunidade de realizar o curso do Mestrado na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, tendo o senhor como meu orientador. Pela orientação e crescimento científico que me proporcionou. Muito obrigada pela atenção e dedicação a mim dispensada.

Ao **Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora**,

Obrigada pela oportunidade de realizar o curso de Mestrado na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, tendo o senhor como Mestre e exemplo.

Minha mais profunda gratidão e admiração!

Ao **Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan** professor da Disciplina Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP pela convivência, apoio, amizade, incentivo e inúmeras contribuições.

A todos Profs. que participaram da minha formação no curso de Pós-Graduação **Profs. Drs. Ricardo Novak Savioli, Manoel Damião Sousa Neto**, pelos ensinamentos transmitidos e convivência.

Aos amigos **Profs. Luiz Eduardo Barbin e Júlio César Emboava Spanó, Alexandre Capelli**, pela convivência e amizade ao longo do curso.

À amiga **Juliana Barroso** pela companhia, ajuda, orientação e principalmente pela amizade.

Ao Colega de curso **Renato Schiavoni**, pela convivência e companhia nos trabalhos do laboratório, pelas caronas e amizade, sucesso em todas suas conquistas.

À Luiza Godoi Pitol, técnica do Laboratório de pesquisa em Endodontia da FORP-USP, por sempre estar disposta a ajudar, pela atenção e incentivo.

Aos funcionários e funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP, Maria Amália Viesti de Oliveira, Maria Isabel Cesário, pela disponibilidade e atenção.

Aos técnicos Edson Volta e Ricardo de Sousa Antunes do Laboratório LIPEM da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pela atenção, disponibilidade, confiança e dedicação.

Muito Obrigada.

Agradecimento Especial

*Ao amigo **Prof.Dr. Danilo Mathias Zanello Guerisoli**, por todo incentivo, ajuda, orientação, respeito, amizade e colaboração ao longo do curso de Mestrado, que foram imprescindíveis para o desenvolvimento dessa pesquisa. Pelas inúmeras horas destinadas a esse trabalho contribuindo para que se tornasse realidade, e, sobretudo, pela grandeza de sua amizade.*

Obrigada por compartilhar seus riquíssimos conhecimentos.

Minha mais profunda gratidão e admiração!

*À **Profa. Dra. Isabel Cristina Froner** professora da Disciplina Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia Restauradora da Universidade de São Paulo (FORP-USP) pela ajuda incondicional, pela amizade, paciência, ensinamentos transmitidos, e, sobretudo, pelo privilégio da sua convivência enriquecedora.*

Obrigada de coração, que Deus continue iluminando seus caminhos...

Minha mais profunda gratidão e admiração!

*Aos **amigos Reginaldo Santana e Carlos Feitosa**.*

Minha eterna gratidão pela amizade incondicional, pelos incontáveis favores, pelo carinho, respeito, confiança e consideração. Obrigada por tudo!

Que Deus abençoe vocês e a todos os seus.

*A amiga **Laise Daniela Carrasco**, pela convivência, inúmeras ajudas, companheirismo, e principalmente por sua amizade. Minha mais profunda gratidão.*

Obrigada a todos que, de alguma forma, colaboraram para realização deste trabalho!

Sumário

RESUMO	
ABSTRACT	
INTRODUÇÃO.....	1
PROPOSIÇÃO.....	7
REVISÃO DA LITERATURA.....	9
MATERIAL E MÉTODO.....	35
Seleção e preparo da Amostra.....	35
Temperaturas.....	37
Ensaio.....	39
Análise estatística.....	40
RESULTADOS	41

DISCUSSÃO.....	55
CONCLUSÃO.....	61
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	63

Resumo

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à deflexão dos instrumentos endodônticos rotatórios K₃ SybronEndo, de vários diâmetros nominais - padrão ISO – e diferentes conicidades, .02, .04 e .06, avaliar se as alterações de temperatura de 25° (ambiente) para 37°(corpórea) e uma baixa temperatura 0° influenciam de maneira significativa na resistência à deflexão dos mesmos; e por último estabelecer uma equação para prever o comportamento desses instrumentos em relação a sua resistência à deflexão em diferentes ângulos de curvaturas. Foram utilizados cinco instrumentos K₃ nos diâmetros nominais: 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 45 nas três conicidades: .06, .04, .02 totalizando 105 instrumentos que foram submetidos a um teste de deflexão numa máquina universal, onde se avaliou a resistência à deflexão destes instrumentos de 0° (instrumentos sem deflexão, reto) até um ângulo de deflexão de 16° nas três diferentes temperaturas: 27°, 37° e 0°. Foram obtidos resultados onde a resistência à deflexão dos instrumentos não foi influenciada de modo significativo nas alterações de temperatura analisadas e não seguem um padrão linear. Entretanto, o diâmetro nominal e principalmente a conicidade (*taper*) dos instrumentos influenciam de maneira

significante na resistência à deflexão dos mesmos, um teste de regressão linear por função polinomial de primeiro grau indicou que esses instrumentos apresentavam uma resistência à deflexão que segue um padrão linear, e pôde ser predito através da seguinte equação: $RD = a + bx$ onde se é possível calcular a resistência à deflexão de um instrumento em um determinado ângulo de curvatura do canal radicular.

Abstract

The aim of this work was to evaluate the resistance to the deflection of the SybronEndo K₃ NiTi rotary instruments in relation to the nominal diameter standard ISO in the three tapers: .06, .04, .02; to evaluate if the temperature changes of 25° (room temperature) to 37° (body temperature) and a low temperature 0° influence the resistance to the deflection of these instruments in a significant way; and at last, to establish an equation to foresee the behaviour of these instruments in relation to their resistance to the deflection in different angles of curvatures. Five K₃ instruments were used in the nominal diameters: 15, 20, 25, 30, 35, 40, and 45 in the three tapers: .06, .04, .02 adding up 105 instruments, which were subjected to an deflection test in an universal machine, where it was evaluated the resistance to the deflection of these instruments of 0° (instruments without deflection, straight) until a angle of deflection of 16° in the three different temperatures: 27°, 37° and 0°. It was obtained a result where the resistance to the deflection of the instruments was not influenced, in significant way, the analyzed temperature changes, and they do not follow a linear standard. Nevertheless, the nominal diameter and mainly the taper of the instruments influence, in significant way, the

resistance to the deflection of them, a linear regression test for polynomial function of first degree indicated that these instruments presented a resistance to the deflection that follows a linear standard, and it could be predicted through the equation: $RD = a + bx$ where it is possible to calculate the resistance to the deflection of an instrument in a determinate angle of curvature of root canal.

Introdução

O preparo biomecânico do canal radicular é um aspecto crítico do tratamento endodôntico porque influencia no resultado das fases subsequentes e também no sucesso do tratamento. O canal preparado deve ter forma cônica e uniforme desde a sua embocadura até o ápice, o que permite a existência de espaço suficiente para a irrigação (limpeza) e efetiva obturação do espaço trabalhado, buscando-se, sempre, o hermetismo do preenchimento como ideal a ser alcançado (JAVAHERI; JAVAHERI, 2007).

Esse preparo biomecânico constitui-se em fase muito importante da terapia endodôntica (SHENG-BO LIU et al., 2006), sendo certo que a intervenção em canais radiculares atresiaados e curvos é um desafio até mesmo para os profissionais mais experientes (PECORA et al, 2002). Na preparação desses tipos de canais, a incidência de complicações e iatrogenias, tais como transporte do canal, formação de degraus, *zip* e perfurações, são mais freqüentes do que em canais retos (SHENG-BO LIU et al., 2006).

Outro fator complicador na manipulação dos canais radiculares é a fadiga do

operador, que pode ser reduzida com o uso dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio (NiTi), que implica, também, na diminuição do tempo requerido para realizar a preparação e dos erros associados ao processo de instrumentação dos canais radiculares, tais como o transporte do canal e a perda do comprimento de trabalho, ocorrências associadas ao uso de instrumentos de aço-inoxidável que têm inadequada flexibilidade (JAVAHERI; JAVAHERI, 2007).

Segundo Kichens et al. (2007), em 1988 Walia et al. foram os pioneiros na indicação do uso da liga de níquel-titânio para fabricar instrumentos endodônticos manuais, sendo que Civjam et al. (1945), aperfeiçoaram o design dos instrumentos propostos pelos pesquisadores inovadores e sugeriram então a fabricação de instrumentos manuais e rotatórios.

O uso de instrumentos feitos a partir da liga em questão difundiu-se na endodontia devido às suas superiores propriedades mecânicas, com ênfase à superelasticidade, alta resistência à corrosão e boa compatibilidade. Essas características facilitam a instrumentação dos canais radiculares, tornando-a mais eficiente (MIYAI et al., 2006; PARASHOS; MESSER, 2006).

A estrutura cristalográfica do instrumento rotatório de NiTi em repouso, na temperatura ambiente, é austenita (estrutura cristal cúbica de face centrada). Quando a liga é congelada ou então submetida à uma força, tal como a penetração num canal radicular curvo, a austenita dá lugar à martensita, numa transformação que é denominada transformação martensítica. Nesta fase, seus átomos, ou seja, sua estrutura cristalográfica se torna complexa de modo a permitir que a liga exiba sua propriedade mecânica de superelasticidade. Contudo, quando a força é removida ou quando a temperatura aumenta, o instrumento de NiTi retorna a sua configuração estrutural original, a austenita. Essa capacidade de reverter a transformação é chamada de memória de forma, que, em termos práticos, se traduz na capacidade de o instrumento retornar a sua forma original tão logo a força seja removida, sem guardar nenhuma deformação residual (TROIAN et al., 2006).

Contudo, as propriedades mecânicas da liga de NiTi, em particular a superelasticidade e a memória de forma, são facilmente influenciadas por alguns fatores,

tais como pequenas mudanças na composição da liga, presença de impurezas e alterações de temperatura ou aquecimento (HAYASHI et al., 2007).

A transformação estrutural dos instrumentos, de austenita para martensita, é completada entre a temperatura ambiente (25°) e a temperatura corporal (37°), pois os instrumentos são completamente austenitos no ambiente oral, entretanto essas diferenças não têm importância clínica, visto que a superelasticidade ocorre quando a austenita está presente (ALEXANDROU et al., 2006).

Portanto, a superelasticidade é a propriedade que confere aos instrumentos sua flexibilidade, que é o seu principal atrativo. Lopes e Siqueira Jr. (2004), reportam que a força para flexionar um deles, de diâmetro nominal 45, é equivalente àquela necessária para realizar a mesma manobra em uma lima convencional de aço-inoxidável de diâmetro nominal 25. Isso faz com que os instrumentos de NiTi sejam indicados principalmente para canais curvos, pois acompanham com facilidade a curvatura do canal radicular, reduzindo o seu deslocamento apical e não alterando a sua forma original.

Muitos estudos têm demonstrado a habilidade dos instrumentos rotatórios de NiTi em manter a forma original do canal radicular e produzir uma forma mais cônica desse canal para posterior obturação (SHENG-BO LIU et al., 2006). Também nos canais curvos, eles mantêm a curvatura original e permitem a instrumentação em tempo aceitável, sendo que diferenças no tempo de trabalho refletem o grau de experiência do operador em preparar eficientemente o canal radicular, assim o tempo de trabalho para a instrumentação não é claramente definido e depende da seqüência e quantidade de instrumentos que serão utilizados, da morfologia do canal radicular e da habilidade de corte dos instrumentos (RÖDIG et al., 2007).

Os instrumentos rotatórios de NiTi são fabricados com conicidade (*taper*) variável, o que se revela em vantagem em relação aos instrumentos convencionais de aço-inoxidável no que se relaciona à limpeza e desinfecção dos canais, além de facilitarem as suas modelagens durante o preparo biomecânico (AYDIN et al., 2007).

Entretanto, uma preocupação em relação aos instrumentos rotatórios de NiTi é a alta incidência de fraturas que, segundo Rödíg et al.(2007), guarda relação direta com o

aumento do diâmetro nominal dos instrumentos, sendo que a maioria dessas fraturas ocorre com o tamanho nominal de 30 e 35. O tempo para ocorrer a fratura, quando o instrumento está sendo utilizado no interior do canal radicular, é inversamente proporcional ao seu diâmetro (TRIPPI; BONACCORSO, CONDORELLI, 2006)

O *taper* ou conicidade dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio deve ser considerado na instrumentação dos canais radiculares curvos, pois instrumentos com *tapers* maiores são mais propensos à fratura quando utilizados em canais com curvaturas acentuadas do que aqueles com *tapers* menores devido ao aumento das forças (estresses) neles aplicadas durante a instrumentação, nos seus pontos de flexão (KICHENS et al., 2007).

Assim, a maior restrição no uso dos instrumentos rotatórios de NiTi é a dificuldade de realizar o controle das distribuições dos esforços neles incidentes durante o preparo do canal radicular, o que pode levar às suas fraturas, que podem ocorrer por torção (55,7% dos casos) ou por flexão rotativa (44,3% dos casos), sendo que o primeiro tipo de fratura está relacionada ao torque aplicado aos instrumentos (LOPES et al., 2006).

Outra causa de fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi é a fadiga cíclica. A presença de defeitos de fabricação causados por irregularidades na sua superfície, produzidas durante o processo de manufatura, com a contínua aplicação de forças durante o uso do instrumento, pode levar à fratura quando o material não mais resistir às forças nele aplicadas (KICHENS et al., 2007). De acordo com Trippi, Bonaccorso e Condorelli (2006), a FKG, fabricante de instrumentos rotatórios de NiTi, na tentativa de reduzir a fratura dos instrumentos, realiza o seu eletropolimento, que é a remoção eletroquímica da camada externa amorfa da superfície do metal, que o torna mais brilhante e livre de partículas e áreas que servem como concentração de forças, de modo a reduzir a fadiga cíclica.

Outra questão a ser considerada em relação à fratura dos instrumentos é a velocidade com que são rotacionados dentro do canal, já que, ali, o ângulo de curvatura é aumentado. Quanto maior a velocidade, mais rotações e mais flexões ocorrem por unidade de tempo. Entretanto, o ângulo de curvatura é mais importante, visto que, num

ângulo de 0°, o instrumento poderia permanecer rotacionando infinitamente, sem que ocorra a sua fratura, pois a flexão não ocorre. No entanto, se o instrumento é flexionado em determinado ângulo, ele irá se flexionar a cada rotação. Conseqüentemente, o tempo para ocorrer a fratura varia em função do ângulo de flexão. Dessa forma, o ângulo de curvatura é uma variável importante a ser considerada nos estudos preditivos para a fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi (KICHENS et al., 2007; SHENG-BO et al., 2006).

A preocupação em determinar, antecipadamente, o risco de fratura dos instrumentos rotatórios norteou o estudo preditivo realizado por Low et al. (2006), que estabeleceram um modelo matemático para caracterizar o comportamento em flexão dos instrumentos de NiTi, estabelecendo-se uma função exponencial negativa adequada, segundo os pesquisadores, para descrever citado comportamento.

Vários são os motores e peças de mão que impulsionam os instrumentos rotatórios: pneumáticos, elétricos, com controle de alto e baixo torque, peças de mão com torque limitado. Estudos recentes mostram que os motores elétricos com controles de baixo torque e as peças de mão movidas a ar comprimido com torque limitado são adequados para a preparação de canais curvos e ao mesmo tempo seguros para utilização (BÜRKLEIN; SCHAFFER, 2006).

Bergmans et al. (2001), afirmam que o crescente uso dos instrumentos de NiTi demanda um bom entendimento da concepção de sua liga e de seu desenho para melhor aproveitar as suas propriedades, respeitando as suas limitações. A superelasticidade desses instrumentos mantém-nos mais centralizados no interior do canal radicular, fazendo com que ocorra menos transporte apical e diminuição dos acidentes operacionais.

Levando em consideração que a fratura é um acontecimento problemático para a terapêutica endodôntica, com o advento dos instrumentos rotatórios de NiTi, o correto entendimento das suas propriedades, qualidades e limitações tornou-se assunto proeminente para a adoção dessa técnica inovadora, o que levou a um crescente número de pesquisas no intuito de entender os mecanismos da fratura dos instrumentos fabricados com essa liga, para minimizar sua ocorrência.(PARASHOS; MESSER,

2006).

Assim, torna-se importante estudar e conhecer a deflexão dos instrumentos rotatórios de NiTi, a influência da variação de temperatura sobre a sua flexibilidade, e tentar estabelecer, mediante análise preditiva, as suas resistências à deflexão, com vistas à diminuição dos riscos de fraturá-los.

Proposição

O objetivo do presente estudo foi:

- avaliar a resistência à deflexão dos instrumentos endodônticos rotatórios K₃ SybronEndo, de vários diâmetros nominais - padrão ISO – e de diferentes conicidades, ou seja, .02, .04 e .06;
- avaliar se a resistência à deflexão dos instrumentos acima referidos sofre alteração diante de variações determinadas de temperatura, a saber: 25°, 37° e 0°;
- estabelecer equação para prever o comportamento desses instrumentos com relação às suas resistências à deflexão, fazendo assim análise preditiva.

Revisão da Literatura

A liga de níquel-titânio foi desenvolvida por W. F. Buehler quando investigava ligas não magnéticas, resistentes ao sal e impermeáveis, para o programa espacial no Naval Ordnance Laboratory, NOL, em Silver Springs, Maryland, EUA. A liga recebeu o nome Nitinol, formado a partir da junção das palavras NiTi (composição) e nol (referência ao laboratório onde foi desenvolvida). Trata-se de liga intermetálica, com memória de forma (BUEHLER, WANG, 1968).

Walia et al. (1988), construíram o primeiro instrumento de NiTi, tamanho 15, de secção transversal triangular, a partir de um fio de ortodontia de 0,02mm. Esse instrumento apresentava 2 ou 3 vezes mais elasticidade, flexibilidade em flexão e era bem mais resistente à fratura por torção quando comparado a uma lima tamanho 15 de aço inoxidável, fabricada pelo mesmo processo de manufatura. Surgiu então a

possibilidade de uma nova geração de instrumentos, processados com um grau de flexibilidade ideal para instrumentar canais curvos.

Lee et al. (1996) produziram uma melhor liga de NiTi com maior resistência das lâminas de corte, sem afetar suas características superelásticas, através da implantação de boro. A superfície “marcada” das ligas de NiTi foi melhorada com a implantação de 4.8×10^{17} de boro/cm², resultando em alta concentração desse elemento (30 atm%) incorporada à liga, à temperatura ambiente.

Pruett et al. (1997), estudaram o ciclo de fadiga dos instrumentos de NiTi pelo efeito determinante da curvatura do canal, operando em velocidade até a quebra de instrumentos *Lightseepd* (Lightseepd Technologies, Inc., San Antonio, TX). O método de avaliação da curvatura do canal que dirigiu esse estudo foi obtendo-se o ângulo de curvatura e o raio de curvatura. A curvatura do canal foi simulada pela construção de seis tubos guias de aço inoxidável, com ângulo de curvatura de 30, 45 e 60°, e raios de curvatura de 2 e 5mm. *Lightseepd*, diâmetro nominal de # 30 e # 40 foram colocadas através dos tubos guias e os cabos segurados por dispositivo do dinamômetro (Magtrol Dynamometer). Uma simulada operação de aplicação de carga de 10g/cm foi aplicada nas velocidades 750, 1300 e 2000 rpm (rotações por minuto) até ocorrer a fratura, assim, determinando a fadiga cíclica. A fadiga cíclica não foi afetada pela rpm, entretanto, baixa rpm é benéfica e fornece maior vida útil para os instrumentos. Os instrumentos não se separaram no cabo e sim num ponto de máxima flexão na haste ativa, correspondendo ao ponto médio da curvatura dentro do tubo guia, contudo, clinicamente, devido ao movimento axial durante a instrumentação, o ponto de máxima flexão não se localiza num ponto fixo e sim ao longo de toda a haste. Os instrumentos com diâmetros nominais maiores que #40 fraturaram depois de pouquíssimos ciclos, comparados com os #30 em condições de testes idênticas. A fadiga cíclica diminui significativamente quando o raio de curvatura diminui de 5 para 2mm e quando o ângulo de curvatura aumenta mais que 30°, clinicamente, o raio de curvatura de 5mm, embora desafiador, é menos difícil do que numa curva abrupta de 2mm de raio. Quanto menor o raio de curvatura e maior o diâmetro do instrumento menor os números de ciclo, pois é alto o *stress* do instrumento. A avaliação pelo microscópio eletrônico de varredura...

(MEV) revelou fraturas em ductos como modelo de fratura por fadiga. Esses resultados indicam que, para os instrumentos de NiTi, o raio de curvatura, o ângulo de curvatura e o diâmetro nominal do instrumento são mais importantes do que a velocidade para prever a separação.

Haïkel et al. (1998), avaliaram as propriedades mecânicas de quatro marcas de instrumentos de NiTi comparados com aquelas de aço inoxidável tipo K e concluíram que os instrumentos de NiTi exibem resistência à fratura por torção inferior quando comparada ao aço inoxidável, a explicação para isso é que o aço inoxidável da lima tipo K necessita de alto torque para fraturar; para todos os instrumentos de NiTi testados, os valores de força para flexionar os instrumentos aumentaram com o diâmetro nominal de 15 para 40 em todos os casos, exceto em dois instrumentos de diâmetro nominal 40, isso se deve às modificações no *design* do tamanho 40, feita pelo fabricante para manter baixo o valor de força no momento da flexão; os instrumentos de NiTi exibem superior flexibilidade quando comparados ao aço inoxidável, sendo 5 a 6 vezes menor a força para flexionar um instrumento de NiTi.

A quantidade de força para flexionar um instrumento depende:

- da liga usada;
- do processo de fabricação (se usinagem ou se torção);
- da quantidade de massa (metal) presente no instrumento, e isso depende do diâmetro nominal do instrumento e de sua seção transversal que, por sua vez, varia de marca para marca.

Também concluíram os autores que o hipoclorito de sódio não afetou as propriedades mecânicas dos instrumentos de NiTi, nas condições em que foi realizado o estudo e, possivelmente, nas condições clínicas, que a deflexão angular permanente foi nula para os instrumentos de NiTi, sendo uma vantagem desse sobre o aço inoxidável, em ambos os casos movimento de rotação e linear.

Thompson (2000), em revisão das ligas de NiTi usadas na odontologia, relatou que a mesma tem enorme resistência e baixo módulo de elasticidade comparada com o aço inoxidável, e que essa pode ser a vantagem do uso de instrumentos de NiTi durante o preparo de canais radiculares curvos, pois esses instrumentos não se deformam

permanentemente como ocorre facilmente com as ligas tradicionais. Relatou também que as ligas de NiTi, usadas na fabricação dos instrumentos endodônticos, contêm aproximadamente 56% (em peso) de níquel e 44% (em peso) de titânio. Em algumas ligas de NiTi uma pequena porcentagem (<2% em peso) do níquel pode ser substituído pelo cobalto, essas ligas assim modificadas são genericamente chamadas de 55-Nitinol que têm inerente habilidade para alterar sua estrutura atômica que causa significantes mudanças nas propriedades mecânicas e no arranjo cristalográfico da liga. Essas mudanças ocorrem em função de temperatura e aplicação de força (*stress*). A estrutura cristal das ligas de NiTi em altas temperaturas, até 100°C, é estável, latente cúbica de face-centrada, chamada *austenite phase*. Segundo o mesmo autor, a manufatura dos instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi é mais complexa do que a dos instrumentos de aço inoxidável, pois esses devem ser usinados ao invés de torcidos, pois a superelasticidade não permite que se mantenha em espiral como as ligas que sofrem deformação permanente. O instrumento Profile é fabricado a partir de um fio de Nitinol e as maiores dificuldades, durante a produção, dizem respeito à eliminação de irregularidades presentes na superfície e rebarbas das lâminas de corte, que podem comprometer a habilidade de corte desses instrumentos e, potencialmente, causar problemas de corrosão. A composição do Nitinol usada para construir os instrumentos endodônticos é de 56% de níquel e 44% de titânio. Vale ressaltar que somente a Maillefer revelou a composição e detalhes do processo de manufatura dos seus instrumentos.

Kazemi et al. (2000), compararam os instrumentos de aço inoxidável e de NiTi em testes de flexibilidade e resistência à fratura por torção e flexão. Como não há no mercado instrumentos de aço inoxidável e de NiTi com *design* idênticos, e para uma comparação verdadeira com parâmetros clinicamente relevantes, foram fabricados instrumentos idênticos de aço inoxidável e de NiTi tipo Hedström, com dupla hélice e diâmetro nominal 30. Os resultados mostraram que os instrumentos de NiTi eram superiores aos de aço inoxidável em resistência à torção e mais flexíveis; os instrumentos de NiTi requerem menos força para deflexão, mas necessitam significativamente mais deflexão antes da fratura. Concluíram que os instrumentos de

NiTi seriam menos eficientes para a limpeza circunferencial do canal radicular, entretanto, seria superior para acompanhar um canal curvo, portanto, os instrumentos de NiTi, embora mais flexíveis que os de aço inoxidável, requerem menos força para se deformar e fraturar.

Para Sattapam et al. (2000), quando a fratura dos instrumentos endodônticos rotatórios não ocorre, mas somente a deformação, a inspeção visual do instrumento usado não é um método seguro de avaliação, pois a fratura pode ocorrer sem defeitos visíveis de deformação permanente.

Lopes e Elias (2001), definiram o termo ligas com memória de forma como aquele aplicado ao grupo de materiais metálicos que demonstram habilidades de retomar tamanho ou forma previamente definido quando submetidos a determinado procedimento termomecânico apropriado. Nesse trabalho, os autores estudaram as fraturas dos instrumentos de NiTi acionados a motor e descreveram suas fraturas por torção e por flexão. A fratura por torção ocorre quando, durante o avanço do instrumento acionado a motor no interior do canal radicular, sua ponta fica imobilizada e, com o giro do instrumento, na sua ponta ocorre a ultrapassagem do limite de escoamento da liga ocasionando uma deformação plástica na lâmina de corte do instrumento ou, então, a fratura do instrumento no ponto de imobilização. Contudo, a imobilização do instrumento no interior do canal pode ser minimizada, reduzindo a força e o avanço do mesmo em direção apical. A força axial aplicada ao instrumento deve ser de, aproximadamente, 150 gramas, semelhante àquela que se exerce em uma escrita com lapiseira, e o avanço do instrumento deve ser de 0,5 a 0,2mm. Assim, quanto menor a força e o avanço, menor a resistência de corte da dentina e a força de atrito, o que reduz a possibilidade de imobilização da ponta do instrumento no interior do canal radicular. Portanto, a fratura por torção acontece quando a ponta, ou qualquer parte do instrumento, fica presa no canal enquanto o restante continua sua rotação. Vista ao MEV, esse tipo de fratura se caracteriza por deformação plástica das lâminas de corte, reversão do sentido original das hélices, e a superfície da fratura é plana e perpendicular ao longo eixo do instrumento.

A fratura por flexão ocorre quando, durante a instrumentação do canal radicular, o instrumento endodôntico rotatório fica submetido a forças ocasionadas devido à resistência das paredes dentinárias. Essas forças provocam no instrumento deformação elástica ou plástica. A deformação elástica pode ocorrer devido à flexão e/ou flambagem. A flexão ocorre quando o instrumento se encurva, ao avançar em direção apical no interior do canal curvo, devido à resistência das paredes dentinárias, e a flambagem ocorre quando o instrumento, ao avançar em direção apical, fica encurvado devido à força compressiva na direção de seu eixo, geralmente ocorre em áreas onde há mudança acentuada do diâmetro e direção do canal radicular. Na região de flexão de um instrumento são geradas tensões, que variam alternadamente entre tração e compressão. A repetição cíclica de aplicação de força, mesmo com tensão abaixo do limite de escoamento, obtida em ensaio de flexão, induz a formação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até a fratura do instrumento. Em alguns casos, pode-se caracterizar a fratura como sendo por fadiga de baixo ciclo. A frequência de fratura está relacionada ao número de ciclos de aplicação de forças e à intensidade das tensões trativas e compressivas, impostas na região de flexão do instrumento. O número de ciclos é cumulativo e depende da velocidade de rotação e do tempo do ensaio de flexão. Durante a instrumentação do canal radicular, quanto maior a velocidade de rotação e do tempo de permanência do instrumento, girando em flexão, maior será a incidência de fratura. A intensidade das tensões trativas e compressivas na região de flexão de um instrumento dependem do raio de curvatura do canal ou do ângulo de curvatura e do diâmetro do instrumento empregado, ou seja, quanto menor o raio de curvatura e maior o diâmetro do instrumento, maior será a incidência de fratura do instrumento. Concluíram os autores que a fratura por flexão acontece pela fadiga que o metal sofre em canais radiculares de pequeno raio de curvatura, onde o limite de flexibilidade é excedido, resultando em sua fadiga cíclica. Ao MEV, as fraturas por flexão se caracterizam pela ausência de deformação plástica na lâmina de corte e a superfície da fratura se apresenta em um plano onde se inicia e se propaga uma única trinca, ou em diversos planos, quando a ruptura é oriunda da propagação de mais de uma trinca.

Reis e Elias (2001), reportaram que a maior parte dos materiais metálicos apresenta comportamento elástico no qual, dentro de certos limites, a deformação causada é diretamente proporcional à força aplicada. Essa relação é conhecida por Lei de Hooke e, se a força excede determinado limite, provoca no material metálico (corpo) deformação permanente. Segundo os autores, o efeito memória de forma acontece quando o corpo é capaz de recuperar completamente sua forma original, simplesmente sendo aquecido acima de uma determinada temperatura, de acordo com as características da sua composição, ou seja, varia de acordo com a composição química da liga de NiTi. Esse efeito tende a deslumbrar o observador, já que não se espera normalmente que corpos metálicos deformem por si mesmos sob a ação de forças aparentemente “invisíveis”, ou seja, pelo aquecimento. A superelasticidade e o efeito memória de forma são dois aspectos do mesmo efeito, ambos resultantes de um tipo peculiar de transformação cristalina, denominada transformação martensítica termoelástica. Uma primeira preocupação ao se trabalhar com as ligas com memória de forma é conhecer as temperaturas de transformação (M_s , M_f , A_s , A_f) uma vez que essas temperaturas alteram as propriedades da liga. E uma maneira de se determinar essas temperaturas é usando o DSC (*Differential Scanning Calorimeter*) que mede a quantidade de calor emitida ou absorvida durante a mudança de fase, em relação a uma amostra de comportamento conhecido. O DSC é largamente utilizado na determinação das temperaturas de transformação, pois suas amostras são pequenas e sua preparação não exige cuidados especiais. As temperaturas de transformação das ligas de NiTi estão extremamente ligadas à composição da liga e dos tratamentos térmicos sofridos durante o processo de fabricação.

Kuhn et al. (2001), investigaram a influência da estrutura das ligas NiTi na presença de defeitos de fabricação e fratura dos instrumentos endodônticos fabricados com essa liga. Observaram, com o auxílio do MEV que as superfícies dos instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi são muito marcadas, riscadas e onduladas devido à manufatura desses instrumentos e há alta densidade na liga que pode perturbar a transformação de fase, ou seja, degradação das propriedades mecânicas. Assim, tratamentos frios (congelamento) e tratamentos com calor (aquecimento) são

importantes variáveis durante a manufatura desses instrumentos para minimizar as degradações. Também, através do MEV, alguns instrumentos que permaneceram curvados, durante o exame, mostraram na região curvada que as lâminas de corte e radiais apresentam irregularidades e defeitos e que, juntamente com o fenômeno de repetido ciclo de fadiga do metal, causado por canais curvos, pode ser o mais importante fator para a fratura do instrumento. Nos seus resultados com XRD (difratômetro Philips) mostrou que os instrumentos Hero (Micromega, França) e Profile (Desntysply/Maillefer, Suíça) são completamente austenitos na temperatura ambiente. Dessa forma, os autores concluíram que, na prática, é difícil prever a vida útil dos instrumentos baseados em modelos teóricos, e dão algumas sugestões para melhorar a vida útil desses instrumentos, tais como aplicação de tratamentos térmicos durante o processo de manufatura, escolha de condições de manufatura adaptadas para as ligas de NiTi com memória de forma, e um procedimento de eletropolimento poderia ser usado pelos fabricantes para reduzir os danos da fabricação na superfície dos instrumentos.

Bergmans et al. (2001), mostraram que a fabricação de instrumentos de NiTi com maior conicidade (*taper*) se tornou possível e assim possibilitou a irrigação mais apical com melhor dissolução de debris e melhor limpeza dos espaços e também melhor adaptação do material obturador, bem como técnicas com termoplastificação durante o tratamento endodôntico. Uma haste com novo *design* de ponta possibilitou o uso em rotação, a esses instrumentos geralmente usados com acesso *crown-down* e movimento contínuo preparam canais mais circulares, com menos retificação de suas curvaturas e menor extrusão apical. Entretanto, mediante todas essas vantagens e sua incrível flexibilidade, a separação ou fratura é ainda um problema, o fenômeno da repetição cíclica e fadiga do metal e a variável tensão torsional são dois importantes fatores que podem levar à fratura. Portanto, os rotatórios de NiTi podem realizar o preparo final do canal com superior qualidade e segurança, simples, mais rápido e previsível quando comparado com os tradicionais métodos.

Machado e Savi (2002), explicaram que, nas ligas de NiTi, existem duas fases cristalinas ou cristalográficas distintas: martensita e austenita.

A fase martensita é monoclinica e apresenta distorção da sua estrutura tetragonal, denominada B19, em que o maior lado é inclinado em relação à base da célula. É uma fase que, livre de tensões, é estável em baixas temperaturas e pode ser induzida tanto por tensão quanto por temperatura (resfriamento) e facilmente deformável, atingindo grandes percentuais de deformação em tensões relativamente baixas. Quando a martensita é induzida por temperatura, é conhecida por martensita maclada (*twinned*) ou, ainda, de martensita auto-acomodável, que possui 24 variantes caracterizadas por diferentes orientações cristalográficas. Quando induzida por aplicação de forças, ou tensões, é chamada martensita não-maclada (*detwinned*), na qual existe apenas uma variante, com apenas uma orientação cristalográfica, alinhada com a orientação do carregamento de tensão ou aplicação da força.

A fase austenita é fase com estrutura cristalina ou cristalográfica cúbica de face centrada, denominada CCC ou B2, é fase estável somente em altas temperaturas.

Brantley et al. (2002), demonstraram que o DSC é uma ferramenta útil para materiais caracterizados como instrumentos rotatórios, fornecendo informações diretas não facilmente avaliadas por outras técnicas de análise sobre as fases presentes no NiTi, que são fundamentalmente responsáveis por seu comportamento clínico. Os autores investigaram o relacionamento de fases dentro de três marcas de instrumentos rotatórios de NiTi: Profile (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) e *Lightspeed* (Lightseepd Technologies, Inc, San Antonio, TX) sem uso e Quantec (Analytic/Sybron Dental Specialities, Orange, C), recolhidos de uma clínica, portanto, com uso clínico. Como resultados os autores mostraram que os instrumentos Profile e *Lightspeed*, sem uso, eram completamente austenitos na temperatura ambiente, portanto, sofreriam comportamento superelástico durante o uso clínico, onde imposição de força causa transformação martensítica e a remoção dessa força (retirada do instrumento do canal radicular) resultariam em reversão da transformação para a estrutura austenita original, a menos que mais de 10%, aproximadamente, de tensão aconteça. As amostras de instrumentos Quantec mostraram forte e substancial variabilidade nos *plots* do DSC,

devido a processamentos diferentes (como, por exemplo, a esterilização) comparados com os instrumentos sem uso.

Ainda, utilizando o DSC, Brantley et al. (2002), analisaram seguimentos de instrumentos de NiTi (*Lightspeed* e *Profile*) sem uso e com uso simulado em dentes extraídos. Ambas as marcas dos instrumentos exibiam condições superelásticas, a temperatura Af onde a transformação austenita se completava foi muito acima da temperatura ambiente em todas as amostras, sendo que o uso clínico não interferiu nas transformações de ambas as marcas.

Machado e Savi (2002), discutiram as principais aplicações odontológicas das ligas de NiTi com memória de forma que exploram a superelasticidade. Esse comportamento é interessante tanto na endodontia como nos aparelhos ortodônticos, que têm como função a correção dos dentes mal posicionados. Os fios aplicados aos aparelhos com memória de forma, explorando a superelasticidade, fornecem força de restituição uniforme e praticamente constante, eliminando a necessidade de repetidos apertos e assim acelerando o processo corretivo. Na endodontia, com a fabricação dos instrumentos de NiTi, também explorando a superelasticidade, possibilita o percurso de caminhos bastante tortuosos e, logo após a supressão da força (retirada do canal radicular), recupera a forma original. Entretanto, uma das principais preocupações em relação aos instrumentos endodônticos com memória de forma é a sua resistência à fratura. Apesar da grande flexibilidade, esses instrumentos vêm apresentando fraturas inesperadas que prejudicam seriamente o tratamento.

Moreira et al. (2002), reportaram que, durante o uso clínico dos instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi no preparo de canais radiculares curvos, a fratura por flexão ocorreu em 44,3% e, por torção, em 55,7% dos instrumentos. Avaliaram *in vitro* a influência do arco de curvatura de um canal curvo na fratura por flexão em rotação de instrumentos endodônticos, acionados a motor, de dois sistemas diferentes em relação ao tempo para ocorrer a fratura, e a distância do ponto de fratura à ponta do instrumento. Verificaram ainda se o tempo para ocorrer a fratura dos instrumentos rotatórios de um mesmo diâmetro nominal, submetidos à flexão em rotação, foi influenciado pelo arco de curvatura do canal. Quanto maior o arco curvatura menor será o tempo para ocorrer a

fratura, porque o ponto de maior concentração de força varia em função desse arco. A distância do ponto da fratura à ponta do instrumento variou também de acordo com o arco de curvatura do canal, visto que, durante o ensaio de flexão em rotação, o ponto máximo de aplicação de força se localiza no meio de segmento curvo do canal.

Kuhn e Jordan (2002), caracterizaram as propriedades e a fadiga dos instrumentos rotatórios de NiTi, utilizando o DSC e testes de flexão, evidenciaram que a deformação cíclica durante o tratamento endodôntico muda o comportamento mecânico das ligas de NiTi e, finalmente, levam à fratura por fadiga. Em tais aplicações, é muito difícil antecipar a vida útil desses instrumentos baseados numa teoria. Utilizando o MEV, verificaram que os processos de manufatura promovem alta densidade e defeitos, a liga se torna muito “marcada” (*work-hardened*) superficialmente o que contribui para a ocorrência de fratura bem como aquelas que ocorrem inesperadamente. Foram usados instrumentos rotatórios Maillefer (Profile) e Micro-Mega (Hero). Alguns tratamentos térmicos são envolvidos na promoção de algumas mudanças nas propriedades mecânicas e características de transformação. Esses tratamentos consistiam no aquecimento de 350, 400, 450, 510, 600 e 700°C em banhos salinos, por 10 minutos, sendo que a 600 e 700°C, por 15 minutos, e depois lavagem em água corrente. Os autores concluíram que o aquecimento em aproximadamente 400°C, antes da manufatura dos instrumentos, mostraram bons resultados, pois diminuiu a superfície “marcada” (*work-hardening*) da liga, a reorganização permite densidade adequada para a formação da fase R e essa baixa densidade limita a fragilidade dos instrumentos.

Segundo os autores acima citados, no ambiente oral, as amostras de instrumentos endodônticos eram completamente austenitos ou uma mistura de austenita e fase R. Nas condições clínicas, as curvaturas dos canais distorcem o instrumento, e a fadiga cíclica é causada pela repetição de forças de tensão e compressão. O máximo de *stress* acontece na superfície da curva, núcleos de defeitos e propagação desses apareceram, principalmente na metade do instrumento onde está em tensão (lado interno da curva). Algumas sugestões propostas para melhorar a vida útil dos instrumentos:

- aplicações do tratamento térmico em aproximadamente 400°C, antes da fabricação dos instrumentos, para diminuir “marcas” da superfície das ligas, escolhendo condições adaptadas para essa liga com memória de forma;
- eletropolimento, feito pelo fabricante, para reduzir os perigos e defeitos de fabricação na superfície dos instrumentos;
- para a otimização da resistência à fratura numa extensão específica de deformação reversível, é necessário prestar atenção na forma do canal, as curvaturas abruptas são um parâmetro essencial;
- os instrumentos devem ser usados em, somente, poucos ciclos para canais muito curvos e para os canais retos deve-se seguir o conselho do fabricante.

Li Uei-Ming et al. (2002), analisaram a fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de NiTi Profile 0.04, em testes estáticos e dinâmicos, em diferentes rotações, submetidos à tensão e compressão em movimento de bicada, num bloco de metal que simulava a curvatura do canal. Um total de 150 Profile foram rotacionados livremente num bloco de metal inclinado às velocidades de 200, 300 e 400rpm, num contra-ângulo manual montado numa máquina Instron. O motor elétrico e a máquina Instron foram acionados até ocorrer a fratura dos instrumentos em dois moldes: estático e dinâmico com movimento de bicada. A superfície da fratura dos instrumentos foi caracterizada como dúctil ou em ductos, pelo MEV. Os resultados demonstraram que o tempo para ocorrer a fratura diminuiu significativamente quando o ângulo de curvatura ou a velocidade aumentaram. Contudo, quando as distâncias da bicada aumentaram, o tempo de fratura aumentou. Isso porque a grande distância de bicada no instrumento proporciona longo tempo de intervalo antes de o instrumento passar mais uma vez pela área de concentração de forças. Concluíram, para se prevenir a quebra do instrumento rotatório de NiTi, velocidade apropriada de rotação e movimento contínuo de bicada nos canais radiculares são recomendados.

Zinelis et al. (2002), examinaram a standardização dos instrumentos endodônticos para determinar a incidência e o grau de desvio do padrão ISO, no mesmo diâmetro nominal e diferentes fabricantes. Utilizaram instrumentos manuais tipo H e K de aço inoxidável, de diâmetros nominais 08 a 40, da marca Maillefer e Mani e

instrumentos rotatórios de NiTi, tamanhos 15 a 40 das marcas Maillefer Profile e Micro-Mega Hero. Observaram que quase todos os instrumentos estavam dentro dos limites de tolerância da ISO, e que 9 instrumentos tiveram o tamanho nominal exato. Entretanto, esses limites de tolerância ($\pm 0,02\text{mm}$) possibilitaram a coincidência de tamanhos em dois instrumentos seqüenciais ou uma grande diferença entre dois instrumentos seqüenciais, por exemplo: a lima tipo K #08 teve seu diâmetro de 0,095 (#9,5) e a lima #10 teve seu diâmetro de 0,126 (#12), portanto, grande diferença entre os dois instrumentos seqüenciais. Assim uma nova revisão da standardização é sugerida.

Bergmans et al. (2002), compararam a instrumentação com instrumentos de flexibilidade uniforme (*lightseepd*) e instrumentos com conicidade progressiva de sua haste (*GT-rotary*), reportaram que a desvantagem dos instrumentos *lightseepd* é que esses produzem uma preparação redonda e paralela, assim, o preparo com tais instrumentos ficará cônico somente usando uma seqüência *step-back* com vários instrumentos de tamanhos diferentes, por outro lado, os instrumentos *GT-rotary* com grande conicidade de sua haste, embora menos flexíveis, produzem uma preparação cônica do canal com mais eficiência. Concluíram que ambos os instrumentos produzem um preparo com características morfológicas adequadas em canais curvos, e transportaram o canal em direção à furca no terço coronário, e os instrumentos *GT* desgastaram mais dentina do lado externo da curvatura do que do lado interno no terço apical.

Pécora et al. (2002), descreveram uma técnica de instrumentação denominada *free tip preparation*, onde o profissional pode usar instrumentos rotatórios de NiTi de várias procedências, motor de qualquer marca, sendo utilizada a rotação de 250 a 300rpm. Nessa técnica é realizado inicialmente o preparo cervical, cerca de dois terços do canal, com o instrumento 25.06, evitando-se forçar o instrumento ou movimentos de báscula. O preparo cervical pode ser refinado utilizando instrumentos de maior conicidade como os *taper* 0.08, 0.10 e 0.12. O preparo apical exige maior atenção, pois é nessa fase que ocorrem os maiores índices de fratura, assim, os instrumentos utilizados agora são de menor conicidade e, portanto, maior flexibilidade (15.04 ou 20.02) até o

comprimento aparente do dente. Após a odontometria, a seqüência de instrumentos é a seguinte: 20.02, 20.04, 25.04 ou 15.04, 15.06, 20.04 e 25.04. Caso algum instrumento não alcance o comprimento de trabalho, irrigar o canal copiosamente com hipoclorito de sódio e alargar novamente o canal com um ou dois instrumentos com *taper* superior ao instrumento que não atingiu o comprimento de trabalho, então se volta ao instrumento que não havia atingido o comprimento de trabalho. A finalização é feita com instrumentos de conicidade intermediária aos usados anteriormente, a instrumentação é feita até o comprimento de trabalho com instrumentos de diâmetro D_1 , igual ou inferior ao anteriormente utilizado no preparo apical. Os instrumentos realizarão o preparo da parte intermediária do canal, procurando-se evitar qualquer tensão na região apical, assim esses instrumentos serão os responsáveis pelo alisamento das irregularidades e formatação cônica proporcional e contínua do canal radicular. As limas utilizadas nessa fase são:

- 15.06 para canais constrictos, com angulação acentuada (baioneta ou semibaioneta), duplas curvaturas, pequenos raios de curvatura;
- 20.06 para canais de calibre mediano ou constricto, com curvatura gradual acentuada, raio de curvatura moderado (de 40 a 70°);
- 25.06 para canais de curvatura suave (até 40°). Baseado na classificação de De Deus (1993).

Os autores discorreram, dentro dessa técnica, que, quando se realiza uma seqüência de instrumentação partindo-se dos instrumentos de maior conicidade para os de menor conicidade, observa-se que a ponta sofrerá o maior estresse. Na medida em que os instrumentos atuam sobre as paredes dentinárias, tem-se aumento da superfície de contato, causando *stress* suficiente para fraturar o instrumento. Sempre que o corte da dentina for realizado com a ponta do instrumento, o risco de fratura é aumentado e, havendo força vertical excessiva e alto torque, o instrumento se fraturará. Portanto, a técnica Free Tip procura preparar o canal com áreas de maior conicidade do instrumento e deixar a ponta livre. Visto que os instrumentos rotatórios se fraturam na ponta, ou próximos a ela, em sua parte mais frágil, o conceito de ponta livre diminui drasticamente o risco de fraturas. Assim, para se evitar esse problema, pode-se iniciar o preparo apical

com instrumentos de menor conicidade e facilitar a passagem do instrumento seguinte que terá sua ponta trabalhando livre, servindo somente como guia, desse modo, o canal será preparado naturalmente no sentido coroa-ápice. Entretanto, para alcançar o comprimento de trabalho, o instrumento precisará preparar primeiro a porção cervical, alargando-a antes de chegar à porção apical, dessa forma, as áreas de maior estrutura metálica do instrumento receberão as cargas de forças durante o preparo biomecânico.

Machado e Savi (2003), reportaram as aplicações médicas das ligas de NiTi em cirurgias cardiovasculares, em ortopedia e fabricação de instrumentos cirúrgicos, devido principalmente à biocompatibilidade dessas ligas, além da superelasticidade e memória de forma.

Goudues e Borba (2003), consideraram os sistemas rotatórios um avanço, constituindo a terceira geração no aprimoramento e na simplificação das técnicas endodônticas. Esses sistemas dividem-se em sistema de rotação alternada e sistema de rotação contínua.

Bergmans et al. (2003), compararam a instrumentação com instrumentos de conicidade constante (K_3 SybronEndo) e de conicidade progressiva (*ProTaper*) relataram que os instrumentos K_3 , que possuem ângulo de corte positivo e conicidade constante, permitem melhor remoção de debris, tendo maior poder de corte do que de alisamento, e os instrumentos *ProTaper* de secção transversal triangular com lâmina que possui progressiva conicidade em sua haste, o que melhora a flexibilidade do instrumento na região que esse atinge o terço apical do canal radicular. Assim, concluíram que ambos os instrumentos preparam canais curvos com características morfológicas ideais. Os instrumentos *ProTaper* foram menos influenciados pela curvatura, por isso promoveram preparo apical mais centralizado, entretanto, proporcionaram, também, desgaste de dentina em direção à furca na região coronária, devendo ser usado com cautela, enquanto que os instrumentos K_3 promoveram desgaste no lado externo de curva na região apical.

Lopes e Siqueira Jr. (2004), explicaram que as ligas de NiTi apresentam também comportamento elástico atípico. Visto que a maior parte dos materiais metálicos pode ser deformada elasticamente em até 0,1 ou 0,2% de seu comprimento inicial (Lei de

Hooke), deformação elástica de 0,5% é um valor extremamente elevado, mais pode ser encontrado em alguns poucos metais, entretanto, qualquer deformação acima desse limite (denominado limite de escoamento) será permanente. As ligas de NiTi, contudo, podem ser deformadas em até 0,8% sem guardar nenhuma deformação residual. Nestas ligas, a partir de certo grau de deformação, a Lei de Hooke não é mais observada e a força, em vez de aumentar à medida que o material se deforma elasticamente, permanece praticamente constante, num comportamento mais parecido com o de algumas borrachas. Além disso, o material responde diferentemente conforme a deformação elástica aumenta (ativação) ou diminui (desativação), comportamento chamado Curva de Histerese, novamente pouco comum nos metais.

Ainda, segundo esse autor, a superelasticidade é fenômeno observado quando uma liga de NiTi se encontra à uma temperatura acima de A_f (temperatura na qual somente a fase austenita é estável na ausência de tensões). Quando uma liga de NiTi é submetida a um carregamento mecânico, ou seja, uma aplicação de força (ativação) à uma temperatura acima de A_f , há inicialmente uma resposta elástica até que um valor crítico atingido. A partir desse nível (usualmente 2%), a austenita torna-se instável e busca a estabilidade, transformando-se em martensita. Essa martensita, surgida da aplicação de força, é denominada martensita induzida por tensão. A transformação martensítica prossegue até um determinado ponto, onde toda estrutura cristalina da liga é formada pela martensita não maclada. Quando se promove o descarregamento, ou seja, a força é removida (desativação), a liga apresenta recuperação elástica. Nesse momento, a martensita, que foi induzida por aplicação de força, não pode continuar existindo e acontece o início da reversão da transformação austenita que ocorre até um determinado ponto. A partir daí, o descarregamento ocorre no regime elástico e a austenita é novamente a fase estável. Esse processo de aplicação e remoção de força não apresenta nenhuma deformação residual. Esse é o comportamento da liga de NiTi chamado superelástico, ou pseudo-elástico.

Os autores acima citados concluíram que a grande elasticidade da liga de NiTi, comparada à dos materiais tradicionais, é denominada superelasticidade, e essa característica, mais do que o próprio efeito memória de forma, é o grande diferencial das

ligas de NiTi em relação ao aço inoxidável empregadas na fabricação dos instrumentos endodônticos. O efeito memória de forma presente nessas ligas é a transformação da austenita em martensita, também chamada transformação martensítica. Ocorre em faixas de temperatura que variam de acordo com a composição da liga. De maneira geral, definem-se quatro características nas transformações observadas nas ligas com efeito memória de forma, de acordo com as faixas de temperatura à qual são submetidas:

- Ms (*martensite start*) quando a liga é resfriada abaixo de temperatura crítica, inicia-se a transformação martensítica;
- Mf (*martensite finish*) em que a transformação se completa em determinada temperatura, ou seja, a liga agora é totalmente martensítica;
- As (*austenite start*) quando a liga é aquecida, e se inicia a transformação de martensita para austenita, ou transformação austenita;
- Af (*austenite finish*), em que a transformação austenita se completa, ou seja, a liga é totalmente austenita.

Continuam os autores citados no parágrafo anterior, que, nas ligas de NiTi, quando a temperatura está abaixo daquela em que ocorre a Mf, o corpo é totalmente martensítico. Nessa situação, a aplicação de força ao material, em vez de provocar deformação plástica, promove reorientação das variantes da martensita na direção da força aplicada. As variantes no sentido favorável à força crescem, enquanto aquelas no sentido contrário se desfazem. A deformação macroscópica observada é justamente a variação de volume surgida devido à orientação das variantes da martensita. Tal deformação é permanente, pois se a força é retirada, a martensita permanece estável, só que orientada de maneira que uma das variantes da martensita predomina sobre as demais. Porém, se o corpo é aquecido acima daquela necessária para a ocorrência da característica As, a martensita e suas variantes, que não são mais estáveis nessa temperatura, transformam-se em austenita e a forma do corpo é recuperada. Esse é o efeito memória de forma.

Os instrumentos endodônticos são fabricados a partir de fios metálicos primitivos de forma cilíndrica, obtidos por trefilação ou por conformação, depois esses fios metálicos, no caso dos instrumentos de NiTi, são submetidos a usinagem, que é um

trabalho de corte realizado pelas máquinas-ferramentas para a fabricação de uma peça com determinada forma, dimensão e acabamento. A forma final dos instrumentos endodônticos também pode ser obtida por meio de processo mecânico de usinagem do fio metálico, onde a haste helicoidal é obtida por rosqueamento externo e a ponta por torneamento cônico externo. O rosqueamento externo é processo mecânico de usinagem destinado à obtenção de filetes (aresta lateral de corte), por meio da abertura de um ou mais canais helicoidais, em superfícies cilíndricas ou cônicas, e o torneamento é destinado à obtenção de superfícies de revolução com auxílio de ferramentas de usinagem mecânica.

Os instrumentos rotatórios ou instrumentos mecanizados são denominados aqueles fabricados por usinagem, a partir de um fio metálico de NiTi de seção reta transversal circular, são esses oferecidos comercialmente como sistemas constituídos de limas e alargadores cervicais. Os instrumentos denominados limas são, na verdade, alargadores helicoidais cônicos, uma vez que executam o movimento de alargamento de um furo e não o movimento de limagem. Os instrumentos de NiTi acionados a motor apresentam comprimentos do corpo e da lâmina ativa, conicidades e diâmetros em D_0 variáveis com a marca comercial, pois ainda não há normas de padronização para esses instrumentos. Entretanto, as pontas desses instrumentos independentes da marca comercial apresentam a forma de um cone liso e não apresentam ângulo de transição. Com essa forma elipsóide de sua ponta as possibilidades de travamento no interior do canal radicular são diminuídas. Contudo, a extremidade dessa ponta pode se apresentar aguda, arredondada ou truncada, sua haste helicoidal é cônica e a quantidade de hélices varia em função de seu comprimento, diâmetro e ângulo da hélice. O ângulo de inclinação da hélice geralmente apresenta diferentes valores ao longo da haste helicoidal, sendo crescente da ponta em direção ao intermediário. O sentido da hélice é à esquerda e esses instrumentos devem ser empregados por meio de motores com giro à direita. Por meio da seção reta longitudinal da lâmina ativa, pode-se verificar que o núcleo de um instrumento pode apresentar forma cônica com diâmetro maior voltado para o intermediário, cilíndrica ou cônica invertida, com diâmetro menor voltado para o intermediário. A forma e dimensão do núcleo determinam a profundidade do canal

helicoidal, sendo que, para núcleos cônicos, a profundidade do canal é constante, para núcleos cilíndricos e cônicos invertidos a profundidade do canal aumenta em direção ao intermediário, e quanto maior a profundidade do canal, maior será a capacidade do instrumento transportar resíduos da instrumentação. Além disso, a forma do núcleo é significativa para a flexibilidade do instrumento, sendo que, quanto menor o diâmetro do núcleo, maior a flexibilidade e a resistência à fratura por flexão em rotação, contudo, menor será sua resistência à fratura por torção. A força para flexão de 45° de instrumento número 40, conicidade 0,04mm/mm e comprimento de 25mm é de 250gf para a marca Profile e de 330gf para a marca K₃. A seção transversal pode apresentar diferentes formas, com duas ou três arestas cortantes com ângulos de corte positivos ou negativos, diâmetro de núcleo variável, podem ou não apresentar guia radial.

Baumann (2004), denominou a superelasticidade como sendo a habilidade de uma liga para resistir a *stress* sem se deformar permanentemente, voltando à sua forma original. Segundo o autor, não só a liga de NiTi possui essa característica, as ligas de CuZn, CuAl, AuCd, e NiNb também a possuem, entretanto, são menos biocompatíveis. A superelasticidade do NiTi é mais pronunciada no começo, nas primeiras deformações atinge 8% de seu comprimento inicial e retornam à sua forma original totalmente, após 100 deformações essa tolerância cai para 6% e depois de 100.000 deformações fica em torno de 4%.

Estrela (2004), explicou que a fratura por fadiga cíclica do instrumento rotatório de NiTi acontece quando, na região de flexão, são geradas tensões que variam alternadamente entre tração e compressão, a partir da repetição cíclica de aplicação de força, mesmo com tensão abaixo do limite de escoamento, induz a nucleação de trincas que podem se propagar até à fratura do instrumento.

Rodrigues e Luque (2004), reportaram que a instrumentação dos canais radiculares é realizada para se conseguir morfologia cônica progressiva da embocadura do canal até à constrição apical, assim permitindo adequada limpeza e desinfecção do complexo sistema de canais radiculares, com máxima preservação da sua morfologia inicial. Entretanto, canais curvos são de grande importância para os endodontistas, ainda que a sua instrumentação pode, com frequência, produzir transporte apical, zip e

degraus. Os autores, utilizaram os instrumentos Hero 642, K₃ e Profile mostraram que os instrumentos Hero 642 foram aqueles que mais produziram mudanças na secção transversal do canal radicular, eliminando significativamente mais dentina do que os instrumentos K₃ e Profile nos três diferentes terços do canal radicular, não havendo diferenças significantes entre os dois últimos instrumentos.

Parashos e Messer (2004), realizaram um questionário onde verificaram a extensão do uso dos instrumentos rotatórios de NiTi e suas técnicas entre clínicos gerais e endodontistas australianos. Concluíram que 22% dos clínicos gerais e 64% dos endodontistas estavam usando os instrumentos rotatórios de NiTi. As duas principais razões para o não uso dos mesmos eram: não haver vantagem de seu uso e sua grande fragilidade, pois verificaram que 74% tinham tido experiência com fratura dos instrumentos, sendo suas duas principais causas: pressão excessiva dos instrumentos e o número de uso além das recomendações do fabricante, denominados por eles como sobre uso. Outros dois problemas comuns encontrados foram dificuldades no uso desses instrumentos (53%) e degraus (45%), entretanto, respostas positivas, quanto ao uso dos instrumentos rotatórios de NiTi, também foram observadas e 73% dos dentistas que usavam e aprovavam o uso desses instrumentos fizeram cursos de aperfeiçoamento com instrumentos rotatórios de NiTi, geralmente fornecidos por companhias ligadas ao ramo (dentais e fabricantes). Concluíram, portanto, que existe responsabilidade em relação à incorporação dos instrumentos rotatórios de NiTi e suas técnicas para a instrumentação dos canais radiculares, e que os dentistas estavam conscientizados das limitações das novas técnicas e estavam passo a passo se tornando familiarizados com as propriedades e o comportamento desses instrumentos e que, embora a fratura ocorresse com frequência, ela não impedia que os profissionais continuassem usando a nova tecnologia.

Lopes et al. (2005), compararam os instrumentos ProFile (Desntysply/Maillefer, Suíça), K₃ (SybronEndo, México) e *ProTaper* (Desntysply/Maillefer, Suíça), em relação às suas flexibilidades em um ensaio de flexão que consistia na aplicação de uma carga (força) crescente em um corpo de prova (instrumento), engastado em uma das extremidades (*cantilever*), empregando-se uma máquina de ensaio universal, medindo-se a carga *versus* a deformação. Desse experimento concluíram que os instrumentos

ProFile são mais flexíveis do que os *ProTaper* e K_3 , provavelmente devido ao menor diâmetro de sua haste helicoidal.

Lopes et al. (2006), utilizaram os instrumentos rotatórios de NiTi, marcas Hero (Micromega, França) e RaCe (FKG, Alemanha), de diferentes conicidades, avaliaram a resistência à fratura por torção em flexão, imprimindo-se nas extremidades deles um ângulo de flexão de 45°. Com esse ensaio buscaram simular a aplicação clínica quando a ponta do instrumento é imobilizada no terço apical de um canal radicular curvo e submetida a movimento de rotação em torno de seu eixo longitudinal. Assim, para os instrumentos de mesma conicidade e diâmetro nominal, os da marca Hero necessitaram de torque máximo maior no momento da fratura dos que os da marca RaCe.

Bahia et al. (2005), analisaram o comportamento mecânico dos fios de NiTi envolvidos na fabricação dos instrumentos endodônticos, reportaram que instrumentos rotatórios usados em rotação contínua facilitam a instrumentação, bem como mantêm a forma original do canal e a posição do forame apical. Entretanto, a rotação do instrumento endodôntico, durante o preparo de canais curvos, sujeita o mesmo a ciclos de deformação com tensão e compressão, eventualmente levando à fratura pela fadiga. A fadiga do ponto de vista da engenharia é definida como o resultado de forças repetitivas ou flutuantes (variantes), muito mais baixas do que aquelas requeridas para causar fratura numa aplicação simples de carga (força), mas que pode levar à fratura do instrumento após um período de uso. A principal característica de fratura por fadiga é aquela que acontece sem qualquer aviso óbvio, tais como deformação permanente, ou mudança na estrutura do material. Claramente, resistência à fadiga é um dos aspectos mais importantes a se considerar, quando se utiliza materiais ou ferramentas com partes rotatórias. Conhecimento detalhado de como os instrumentos rotatórios de NiTi se comportam frente à fadiga é de fundamental importância para se ter certeza de sua segurança no uso clínico. Questão relevante é se o ciclo de aplicação de forças, durante o preparo de canais curvos, afeta suas propriedades superelásticas. A literatura estabelece quem em muitos casos, a propriedade funcional das ligas superelásticas é afetada pelo ciclo de aplicação de forças. Isso significa que instrumentos rotatórios de NiTi podem ter diminuição da flexibilidade devido ao uso repetido. Ainda, nesse trabalho, os autores concluíram que o comportamento mecânico dos fios de NiTi, usados na fabricação de

instrumentos endodônticos rotatórios, é pouquíssimo modificado pelo ciclo de aplicação de força tensional no platô superelástico, significando que os instrumentos mantêm sua característica superelástica depois do uso no preparo de canais radiculares curvos. Entretanto, o acúmulo de defeitos no interior dos instrumentos associados aos ciclos de aplicação de forças indica que o uso do instrumento pode fracassar por causa da fadiga ou sobrecarga torcional.

Lopes et al. (2006), utilizaram os instrumentos rotatórios de NiTi Hero (Micromega, França) e RaCe (FKG, Alemanha) de diferentes conicidades, avaliaram a resistência à fratura por torção em flexão, imprimindo-se nas extremidades deles ângulo de flexão de 45°. Com esse ensaio buscaram simular a aplicação clínica quando a ponta do instrumento é imobilizada no terço apical de um canal radicular curvo e submetida a movimento de rotação em torno de seu eixo longitudinal. Assim, para os instrumentos de mesma conicidade nominal os da marca Hero necessitaram de torque máximo maior no momento da fratura do que aqueles da marca RaCe.

Também, compararam instrumentos rotatórios de NiTi, Jodway e Hülsmann (2006), utilizaram os instrumentos NiTi-TEE e K₃ e concluíram que mantiveram a curvatura original do canal, mostraram-se seguros para o uso, a limpeza foi satisfatória, entretanto, esses sistemas não foram capazes de remover suficientemente a camada de *smear*.

Sheng-bo Liu (2006), teve como resultado, em seu trabalho, onde instrumentava canais curvos, com curvaturas de ângulos entre 20 e 40° com dois instrumentos rotatórios de NiTi (ProTaper e GT Rotary) e com um de aço inox (Flexofile), a fratura de dois instrumentos rotatórios de NiTi, esses se fraturaram em curvaturas com ângulo de 34,5 e 30,5°, respectivamente, mostrando assim que, quanto maior o ângulo de curvatura, maior a possibilidade de fratura dos instrumentos, bem como o uso de instrumentos de maiores conicidades como o GT *Rotary* com *taper* .08.

Em relação ao torque, Bürklein e Schäfer (2006), reportaram que o uso de motores especiais e peças de mão pneumáticas, movidas em baixas velocidades e com controle de torque, são recomendado para a utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi, bem como motores elétricos com controle de alto e baixo torque se mostram seguros para a utilização na instrumentação dos canais radiculares curvos. O Endo IT

(VDW, Munich, Alemanha) é um exemplo de motor com controle de baixo torque que deve ter seu torque ajustado a cada instrumento. A peça de mão pneumática Mtwo (Sirona, Bensheim, Alemanha), com torque e velocidade limitados, foi recentemente introduzida no mercado, embora ajustada somente para os instrumentos de NiTi Mtwo, atuais estudos mostraram que esses, mesmo a despeito de necessitarem da seqüência *crowdown* de instrumentação, se mostram rápidos e seguros, respeitando a curvatura dos canais. No estudo, os autores investigaram a atuação desses 2 sistemas em relação ao preparo biomecânico e incidência de fratura dos mesmos, em canais simulados e em dentes extraídos, concluíram que a peça de mão Mtwo se mostra segura e capaz de preparar canais curvos, como alternativa aos motores elétricos.

Mais uma vez, utilizaram testes de flexão e torção, Miyai et al. (2006), verificaram as propriedades de torção e flexão dos seguintes instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi: Hero (Micromega, França), K₃ (SybronEndo, México), *ProTaper* (Desntysply/Maillefer, Suíça), ProFile (Desntysply/Maillefer EndoWave (FKG Dentaire, La-Chaux-de-Fondas, Suíça). O teste de torção foi realizado de acordo com a -ISO-3630-1, medindo-se o máximo torque e a máxima deflexão angular na fratura, e o teste de flexão foi à temperatura de 37° com máxima deflexão de 4,0mm. O instrumento de aço inoxidável K-File foi utilizado como referência. Mostraram que o torque, para a máxima torção, foi maior nos instrumentos Hero, K₃ e *ProTaper* do que os demais instrumentos, sendo que o K-file teve o menor torque, os valores de força para a deflexão dos instrumentos Hero e K₃ foram maiores do que para os demais e o instrumento K-File teve deflexão residual de 0.20mm.

Low et al. (2006), estabeleceram modelo matemático para caracterizar o comportamento em flexão dos instrumentos de NiTi, e a função exponencial negativa foi adequada para descrever esse comportamento e é descrita como:

$$y=A.e^{-x/b}$$

onde y é deflexão lateral da ponta;

x distância da ponta medida na direção axial;

A envergadura da deflexão e

b característica da curvatura em parâmetro decomposto.

Visto que as grandes alterações de temperatura influenciam as propriedades mecânicas da liga de NiTi, e o efeito da esterilização sobre os mesmos ainda não foi

suficientemente avaliado, Alexandrow et al. (2006), investigaram a superfície e a microestrutura de duas populares marcas de instrumentos rotatórios de NiTi (*Profile* e *Flexmaster*) novos e após vários ciclos de esterilização, utilizando para isso o microscópio eletrônico -SEM- e o DSC, verificaram que todas as amostras submetidas à esterilização apresentavam as superfícies mais ásperas quando comparadas àquelas dos instrumentos não submetidos ao processo de esterilização. Possível explicação para isso reside no fato de que houve nos instrumentos esterilizados o acúmulo de camada TiO_2 cobrindo a sua superfície.

Parashos e Messer (2006), em revisão sobre fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi e suas conseqüências, mostraram o quão problemático se torna a terapêutica endodôntica frente a esse acontecimento no interior do canal radicular. Com o advento dos instrumentos rotatórios de NiTi, o correto entendimento de suas propriedades, qualidades e limitações tornou-se assunto proeminente para a adoção dessa técnica inovadora, o que levou ao crescente número de pesquisas no intuito de entender os mecanismos da fratura dos instrumentos fabricados com essa liga, para minimizar sua ocorrência. Os autores reportaram que a fratura é relacionada ou influenciada desde o processo de manufatura, e que a sua prevalência nos instrumentos de NiTi é maior quando comparada aos instrumentos convencionais, fabricados com aço inoxidável. Apresentam também os fatores que predisõem à fratura, a saber: o *design* do instrumento, o processo de fabricação, a dinâmica do uso desses instrumentos e as técnicas de instrumentação, a configuração dos canais radiculares, a quantidade de uso dos mesmos instrumentos e o seu processo de limpeza e esterilização.

Troian et al. (2006), compararam a deformação e a fratura dos instrumentos RaCe e K_3 de acordo com o número de uso, obtiveram como resultado que depois de 5 vezes de uso do instrumento 25 .04 em canais simulados, os instrumentos RaCe mostraram distorções de suas espirais, fato que não ocorreu com os instrumentos K_3 . Os autores atribuíram essa ocorrência ao fato de que canais simulados com pequeno raio conduzem à fratura dos instrumentos RaCe.

O eletropolimento, de acordo com Tripi, Bonaccorso e Condorelli (2006), é a remoção eletroquímica da camada externa amorfa (*amorphous outer layer*) da

superfície do metal, que o torna mais brilhante e livre de partículas e áreas que servem como concentração de forças. A FKG, fabricante de instrumentos rotatórios de NiTi RaCe, realiza esse procedimento, pois advoga que um dos seus benefícios é reduzir a fadiga cíclica, sendo que os defeitos de fabricação onde se iniciam as fraturas por fadiga são eliminados. Nesse trabalho, foram analisados, através do microscópio eletrônico (SEM), os instrumentos K₃, que mostraram superfícies apresentando defeito de fabricação e RaCe com superfícies livres de defeitos devido ao eletropolimento.

Hayashi et al. (2007), também estudaram os instrumentos rotatórios de NiTi, afirmaram que, não somente as propriedades mecânicas da liga utilizada para a fabricação desses instrumentos, mas principalmente a configuração, e especialmente a seção transversal são importantes fatores para a performance dos mesmos, também citaram que tratamentos térmicos (aquecimentos) influenciam as propriedades mecânicas da liga de NiTi e, segundo esses autores, Yoneyama et al. já em 1993 mostraram melhor flexibilidade dos fios de NiTi, submetidos a tratamentos térmicos em comparação com aqueles com a liga original.

Kichens et al. (2007), estudaram o efeito da velocidade operacional na fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi, encontraram que a velocidade operacional não afeta o número de rotações requeridas para fraturar os instrumentos, ou seja, o número de rotações para fraturar um instrumento permanece constante, indiferentemente da velocidade. As velocidades analisadas pelos autores foram de 350rpm e 600rpm. Concluíram, portanto, que o ângulo de curvatura afeta o tempo para ocorrer a fratura e que, quanto maior esse ângulo, menor o tempo requerido para a ocorrência da fratura, os ângulos utilizados nesse estudo foram de 25, 28 e 35,5°.

A erradicação dos microorganismos do interior dos canais radiculares também é um dos objetivos da instrumentação, embora todos os procedimentos sejam importantes para esse propósito, uma vez realizada a instrumentação eficientemente, os demais procedimentos são facilitados e principalmente a obturação do canal se torna menos trabalhosa (AYDIN et al. 2007).

Também utilizaram canais curvos, com curvaturas entre 20 e 30° de molares inferiores extraídos, Rödiger et al. (2007), compararam o preparo biomecânico com dois

instrumentos rotatórios de NiTi (Profile e GT Rotart), e verificaram que eles mantêm a curvatura original, embora os erros de procedimento e fraturas ocorreram mais nos instrumentos Profile .04 do que nos GT Rotary, entretanto, ambos permitem a instrumentação em tempo aceitável, sendo que diferenças no tempo de trabalho refletem o grau de experiência do operador em preparar eficientemente o canal radicular, assim, o tempo de trabalho para a instrumentação não é claramente definido e depende da seqüência e quantidade de instrumentos que serão utilizados, da morfologia do canal radicular e da habilidade de corte dos instrumentos.

Javaheri e Javaheri (2007), em dentes extraídos apresentando curvaturas de 25 e 35°, com os instrumentos Hero (Micromega, França), RaCe (FKG, Alemanha) e ProTaper (Desntysply/ Maillefer), verificaram as mudanças na forma original do canal, especialmente o transporte apical, os resultados mostraram que, na instrumentação com o grupo ProTaper, houve incidência maior dessa ocorrência, assim os autores sugerem o uso de outros instrumentos com menor conicidade e, portanto, mais flexíveis, associados ao sistema ProTaper na instrumentação dos canais curvos.

Materiais e Método

Seleção e preparo da amostra

Foram utilizados neste estudo instrumentos rotatórios de NiTi K3 (SybronEndo), novos e sem uso, com os seguintes diâmetros nominais: 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 45, nos *tapers* .02, .04, .06 (Figura 1), sendo 5 instrumentos de cada número e *taper* (n=5), totalizando 105 instrumentos (5 instrumentos X 7 diâmetros nominais X 3 *tapers*), que foram submetidos aos ensaios realizados em três temperaturas (25°, 37° e 0°), assim totalizando 315 ensaios.

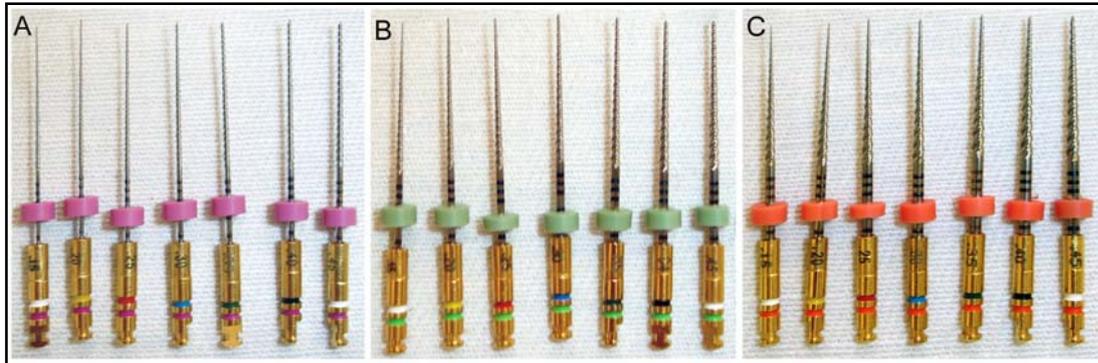


Figura 1. A- Seqüência dos instrumentos números 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 45. A - *taper* .02; B- *taper* 04; C - *taper* .06.

Utilizou-se uma caixa confeccionada em acrílico, com 10 cm de comprimento por 10 cm de largura e 8 cm de altura (Figura 2), que foi preenchida com água nas temperaturas de 25°, 37° e 0° para a realização dos ensaios, de modo que os instrumentos ali permaneceram imersos na água por 5 minutos antes de serem utilizados, para que atingissem a temperatura desejada.

Nessa caixa, fixou-se um cilindro metálico dotado de um orifício no centro, com diâmetro compatível com cabo dos instrumentos, e parafusos para fixá-los. Os instrumentos eram fixados nesse dispositivo durante o ensaio, de modo que ficassem sempre numa mesma posição e nela permanecessem fixos do início até o final do ensaio



Figura 2. Caixa de acrílico.

Os instrumentos foram colocados e fixados neste cilindro, e assim posicionados de modo que somente 12,0 mm de sua ponta permanecessem de fora do dispositivo, imersos na água (Figura 3). Essa dimensão foi denominada “comprimento útil do corpo de prova”.

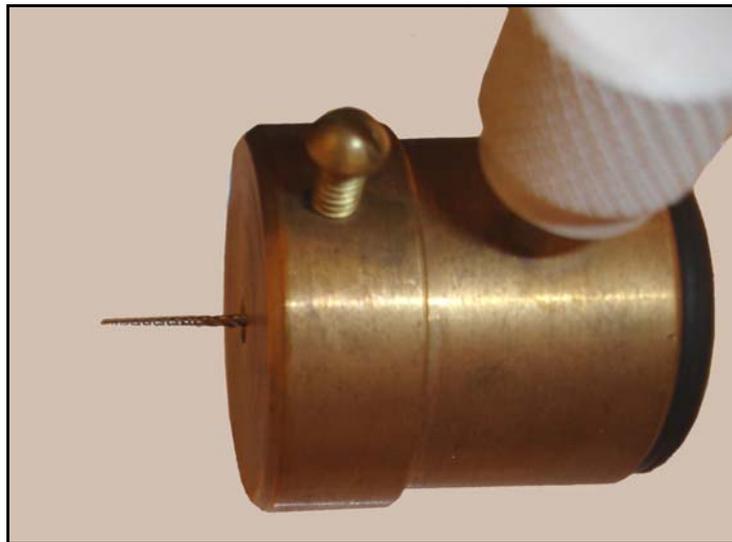


Figura 3. Instrumento afixado ao dispositivo cilíndrico, com 12 mm disponíveis para a realização dos ensaios.

Temperaturas

Todos os instrumentos foram submetidos a ensaios realizados em três diferentes temperaturas: 0°, 25° e 37°.

As temperaturas de 25° e 37° foram conseguidas com o enchimento da caixa de acrílico com água nestas temperaturas e foram permanentemente monitoradas com um termômetro que permaneceu dentro da caixa (Figura 4B). A temperatura de 0° foi conseguida enchendo a caixa com cubos de gelo em cubos, gelo moído e água. (Figura 4A)

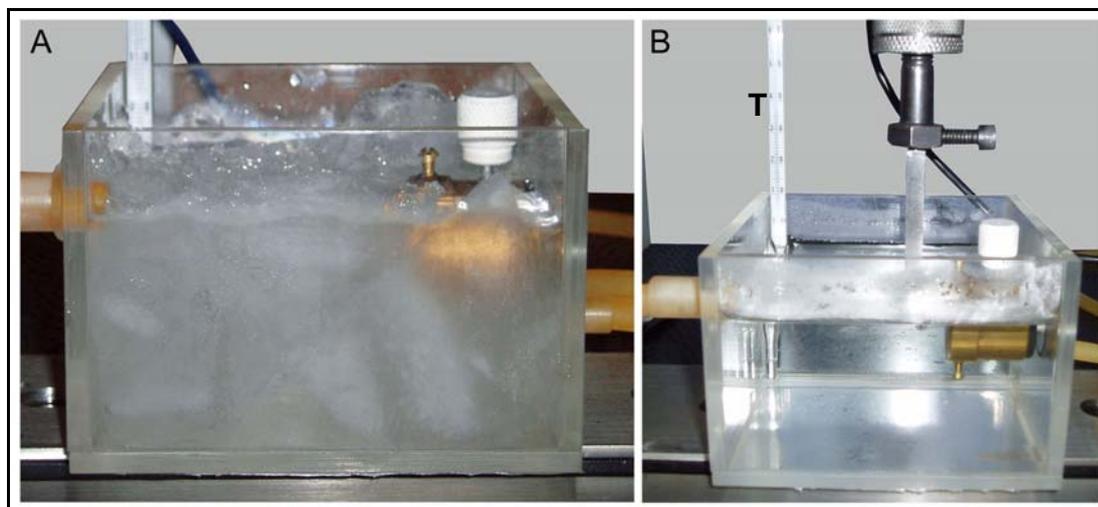


Figura 4. A – Caixa de acrílico preenchida com cubos de gelo, gelo moído e água; B – Caixa com água na temperatura de 37°, aferida pelo termômetro (T).

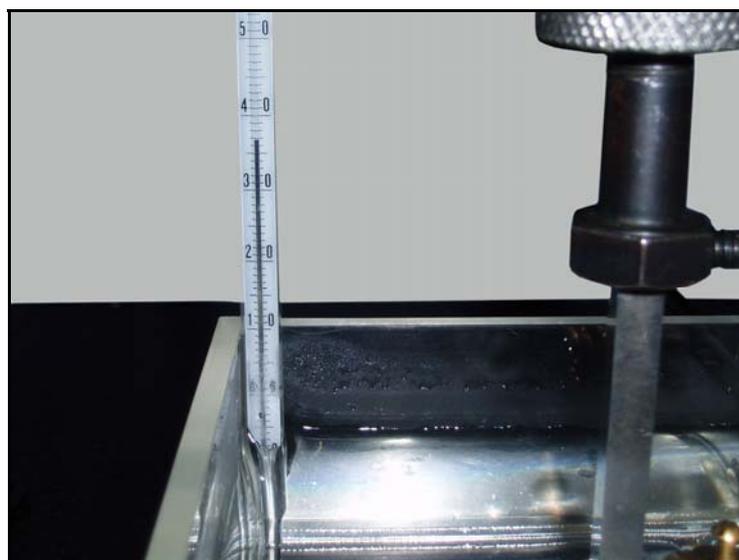


Figura 5. Detalhe mostrando o posicionamento do termômetro dentro da caixa para aferição da temperatura.

Ensaaios

Os testes foram realizados com a utilização da Máquina de Ensaio Universal Emic (DL 10.000), dotada de uma célula de carga de 50 kg, pertencente ao Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais - LIPEM, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Nesta máquina, a caixa de acrílico foi posicionada de modo que o cinzel tocasse o instrumento testado a 1,0 mm da sua extremidade ativa.



Figura 6. Caixa de acrílico posicionada na máquina universal de ensaios.

O ensaio se iniciava quando o cinzel tocava o instrumento e este se encontrava com ângulo de 0° em relação ao seu longo eixo. A força foi aplicada até que o marcador digital da Máquina atingisse 3,0 mm de deslocamento do cinzel, à velocidade constante de 1 mm por minuto, oportunidade que a extremidade do instrumento se apresentava com ângulo de 16° em relação ao seu longo eixo. Portanto, a duração de cada ensaio foi de 3 minutos para cada instrumento e os instrumentos foram flexionados (deformados elasticamente) de 0° até 16° , ângulos que eram fornecidas pela Máquina de Ensaio Universal Emic durante a realização dos procedimentos.

Foi medida e anotada a força (carga), expressa em Newtons (N), utilizada para flexionar os instrumentos (deformação elástica dos instrumentos), sendo que esse teste se deu nas três diferentes temperaturas já citadas.

Ao todo, foram realizados 315 ensaios, sendo 105 a 0°, 105 a 27° e 105 a 37°.

Análise Estatística

Para a análise estatística, foi utilizado o programa Prism versão 5.0 (GraphPad Software, San Diego, CA, EUA). Os dados obtidos nos ensaios (força de compressão para flexionar os instrumentos) foram anotados e analisados inicialmente por meio do teste de D'Agostino e Pearson para verificar se a distribuição amostral era normal ou não. Verificada a não normalidade da amostra, realizou-se o teste de Kruskal-Wallis, complementado pelo teste de Dunn.

Resultados

Os dados utilizados neste estudo foram os valores correspondentes à uma variável, chamada de resistência à deflexão e expressa em Newtons (N), submetida a quatro fatores de variação distintos:

- a) diâmetro nominal ISO dos instrumentos (15; 20; 25; 30; 35; 40 e 45);
- b) *taper* (conicidade) dos instrumentos (.02, .04 e .06);
- c) ângulo de deflexão (de 0° a 16°);
- d) temperatura do sistema durante os testes (0° C; 25° C ou 37° C).

O número total de dados amostrais, portanto, é igual à multiplicação de todos os valores referentes aos fatores de variação e o número de repetições. Desta forma:

$$N_{TOT} = 7 \times 3 \times 17 \times 3 \times 5 = 5.355$$

Devido ao grande número de fatores de variação, havia a necessidade de desmembramento dos dados, para facilitar a compreensão dos resultados obtidos e da aplicação de análise estatística. Assim, optou-se por separar os dados de acordo com a conicidade dos instrumentos e temperatura do sistema. As Tabelas I a IX mostram os valores da média e o desvio padrão das amostras.

Tabela I. Média e desvio padrão ($\bar{X} \pm DP$) dos valores de resistência à deflexão, expressos em $N \times 10^3$, para os instrumentos de conicidade .02, a 0°C.

Ângulo	Instrumentos						
	15/.02	20/.02	25/.02	30/.02	35/.02	40/.02	45/.02
0°	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
1°	14,9 ± 0,9	15,0 ± 2,5	17,5 ± 3,8	21,6 ± 7,5	17,7 ± 0,6	25,9 ± 6,7	36,6 ± 7,1
2°	16,3 ± 1,2	18,0 ± 1,3	28,2 ± 4,9	37,4 ± 10,6	33,1 ± 1,1	58,7 ± 7,7	79,5 ± 13,9
3°	18,3 ± 1,7	24,4 ± 8,4	37,5 ± 4,4	55,1 ± 14,9	43,0 ± 5,3	88,6 ± 9,6	121,3 ± 21,5
4°	23,0 ± 4,3	31,9 ± 4,1	43,9 ± 6,9	71,9 ± 17,7	55,5 ± 4,7	119,5 ± 12,8	164,8 ± 26,2
5°	25,3 ± 5,2	41,0 ± 10,9	58,3 ± 8,5	91,7 ± 19,3	64,3 ± 8,2	147,2 ± 13,5	206,0 ± 30,5
6°	31,3 ± 4,5	42,8 ± 12,1	65,4 ± 9,8	107,0 ± 29,3	77,9 ± 8,8	177,6 ± 12,8	246,2 ± 28,9
7°	34,2 ± 0,0	48,6 ± 12,9	73,2 ± 14,2	121,5 ± 27,5	87,8 ± 11,0	204,5 ± 12,9	287,7 ± 33,8
8°	34,2 ± 0,0	54,9 ± 14,5	85,2 ± 13,3	138,6 ± 29,7	101,3 ± 14,8	233,6 ± 14,7	325,1 ± 34,9
9°	37,3 ± 4,3	59,0 ± 10,7	91,0 ± 12,9	153,2 ± 30,2	110,4 ± 12,6	263,4 ± 15,5	360,9 ± 36,9
10°	44,0 ± 6,8	62,3 ± 16,3	99,1 ± 14,8	167,0 ± 32,5	127,0 ± 9,0	287,5 ± 15,8	400,3 ± 34,8
11°	47,2 ± 3,1	66,7 ± 18,2	108,5 ± 16,2	182,2 ± 36,9	139,0 ± 10,8	314,9 ± 16,6	436,4 ± 38,1
12°	50,7 ± 6,1	75,0 ± 21,4	113,8 ± 19,0	197,3 ± 37,7	153,2 ± 10,7	338,1 ± 16,5	474,9 ± 35,0
13°	50,5 ± 1,9	77,2 ± 20,2	121,8 ± 19,1	207,7 ± 38,0	165,1 ± 8,9	364,3 ± 18,5	511,3 ± 38,6
14°	53,7 ± 6,3	83,7 ± 19,3	126,6 ± 19,5	221,4 ± 38,3	180,9 ± 11,1	386,7 ± 19,7	545,4 ± 39,6
15°	53,7 ± 6,4	87,6 ± 23,8	139,3 ± 17,3	235,8 ± 41,6	196,3 ± 15,7	410,3 ± 19,3	584,5 ± 43,4
16°	54,8 ± 6,0	94,3 ± 25,3	144,4 ± 20,7	248,5 ± 39,8	212,2 ± 19,5	429,9 ± 24,0	619,5 ± 46,1

Tabela II. Média e desvio padrão ($\bar{X} \pm DP$) dos valores de resistência à deflexão, expressos em $N \times 10^3$, para os instrumentos de conicidade .02, a 25°C.

Ângulo	Instrumentos						
	15/.02	20/.02	25/.02	30/.02	35/.02	40/.02	45/.02
0°	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
1°	14,0 ± 3,2	15,7 ± 1,9	17,5 ± 1,1	19,7 ± 6,1	30,0 ± 1,2	32,9 ± 5,1	46,2 ± 10,7
2°	18,4 ± 3,2	27,4 ± 4,8	33,4 ± 1,2	42,8 ± 8,6	55,9 ± 4,0	75,7 ± 6,7	99,5 ± 16,9
3°	22,7 ± 3,2	35,5 ± 1,8	48,8 ± 3,5	62,5 ± 11,1	84,3 ± 1,1	115,8 ± 8,5	151,3 ± 24,0
4°	30,3 ± 3,3	47,9 ± 4,1	58,6 ± 3,5	84,3 ± 14,7	110,7 ± 5,6	156,6 ± 11,1	204,4 ± 26,6
5°	33,5 ± 3,7	56,8 ± 3,9	71,2 ± 2,9	104,7 ± 19,7	134,8 ± 1,9	199,9 ± 14,8	255,3 ± 36,0
6°	37,5 ± 1,9	65,7 ± 6,1	85,6 ± 0,0	127,1 ± 23,4	156,6 ± 6,2	239,4 ± 18,6	303,7 ± 37,5
7°	44,5 ± 6,5	75,3 ± 7,8	101,8 ± 1,9	144,6 ± 25,0	182,2 ± 4,9	279,8 ± 19,4	354,7 ± 41,5
8°	50,5 ± 1,9	86,4 ± 10,7	116,4 ± 5,6	164,6 ± 29,0	208,6 ± 6,3	320,0 ± 21,3	404,4 ± 50,1
9°	58,2 ± 6,5	97,2 ± 9,9	129,0 ± 7,8	182,2 ± 32,0	232,7 ± 7,2	365,5 ± 26,4	452,6 ± 53,3
10°	61,4 ± 6,7	107,8 ± 7,7	142,0 ± 8,2	201,9 ± 30,5	259,9 ± 8,2	405,6 ± 28,3	505,0 ± 58,1
11°	70,2 ± 8,9	112,1 ± 7,7	154,9 ± 10,7	221,4 ± 32,0	286,3 ± 9,8	451,9 ± 27,6	557,0 ± 60,6
12°	72,6 ± 8,0	126,3 ± 7,1	170,4 ± 12,2	240,3 ± 32,1	309,9 ± 13,0	491,1 ± 32,8	608,7 ± 66,3
13°	79,6 ± 12,7	134,8 ± 12,9	180,7 ± 12,5	260,4 ± 33,4	340,9 ± 11,0	533,6 ± 38,1	656,8 ± 68,1
14°	87,4 ± 11,5	142,9 ± 9,3	192,5 ± 15,4	278,4 ± 37,2	363,1 ± 13,8	575,3 ± 37,8	706,4 ± 72,5
15°	91,7 ± 8,5	151,6 ± 12,3	202,8 ± 13,7	297,2 ± 39,6	388,3 ± 15,4	615,3 ± 40,2	755,8 ± 76,1
16°	93,9 ± 10,1	161,9 ± 9,8	211,8 ± 13,1	315,5 ± 37,3	410,7 ± 14,5	652,1 ± 46,5	808,2 ± 78,6

Tabela III. Média e desvio padrão ($\bar{X} \pm DP$) dos valores de resistência à deflexão, expressos em $N \times 10^3$, para os instrumentos de conicidade .02, a 37°C.

Ângulo	Instrumentos						
	15/.02	20/.02	25/.02	30/.02	35/.02	40/.02	45/.02
0°	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
1°	11,3 ± 5,9	16,2 ± 2,7	14,6 ± 2,4	18,5 ± 0,5	25,9 ± 7,1	33,1 ± 9,3	46,7 ± 16,8
2°	15,5 ± 4,0	25,0 ± 4,9	25,0 ± 4,8	36,9 ± 2,1	53,7 ± 7,4	68,9 ± 10,0	93,8 ± 24,2
3°	20,2 ± 4,6	34,6 ± 1,0	37,4 ± 5,8	57,8 ± 8,9	77,7 ± 10,6	106,5 ± 13,6	140,5 ± 29,2
4°	25,1 ± 3,2	46,0 ± 2,6	47,4 ± 5,9	72,0 ± 13,3	103,1 ± 11,4	141,9 ± 19,8	187,1 ± 30,6
5°	30,8 ± 4,2	52,7 ± 3,1	60,2 ± 8,6	87,5 ± 12,5	124,6 ± 13,8	174,8 ± 20,6	235,5 ± 35,1
6°	36,8 ± 5,7	66,7 ± 2,3	73,6 ± 5,6	107,3 ± 13,7	148,9 ± 11,9	210,7 ± 25,4	282,3 ± 41,0
7°	40,0 ± 4,4	69,8 ± 3,1	82,7 ± 7,9	123,6 ± 16,1	169,4 ± 16,5	247,8 ± 26,6	322,6 ± 44,3
8°	45,5 ± 5,9	80,1 ± 4,8	95,7 ± 6,7	138,6 ± 17,8	193,9 ± 19,6	278,4 ± 29,8	371,7 ± 53,8
9°	52,4 ± 5,4	89,8 ± 5,2	106,9 ± 5,2	154,7 ± 20,8	217,3 ± 20,8	313,8 ± 34,9	422,7 ± 54,6
10°	55,4 ± 5,3	100,3 ± 3,7	115,3 ± 8,2	174,5 ± 24,1	241,3 ± 21,3	349,1 ± 34,7	469,6 ± 60,5
11°	60,2 ± 6,8	110,5 ± 7,8	129,2 ± 8,8	187,9 ± 23,6	264,4 ± 26,4	384,7 ± 38,6	518,8 ± 67,2
12°	64,2 ± 7,4	118,9 ± 4,7	142,0 ± 9,8	209,6 ± 29,9	287,5 ± 25,9	417,5 ± 39,5	567,3 ± 71,3
13°	70,2 ± 9,4	126,1 ± 4,9	148,9 ± 10,2	225,9 ± 30,6	310,2 ± 30,7	451,8 ± 37,4	615,2 ± 77,7
14°	71,9 ± 7,7	137,6 ± 3,4	161,7 ± 14,0	239,6 ± 35,8	336,3 ± 28,3	487,3 ± 40,3	662,1 ± 84,0
15°	71,9 ± 8,0	143,4 ± 7,1	172,8 ± 12,2	256,3 ± 37,3	360,7 ± 34,0	521,6 ± 38,9	714,4 ± 91,7
16°	78,5 ± 10,0	155,9 ± 6,3	183,1 ± 11,5	272,4 ± 39,9	380,4 ± 30,8	555,1 ± 40,7	761,0 ± 99,0

Tabela IV. Média e desvio padrão ($\bar{X} \pm DP$) dos valores de resistência à deflexão, expressos em $N \times 10^3$, para os instrumentos de conicidade .04, a 0°C.

Ângulo	Instrumentos						
	15/.04	20/.04	25/.04	30/.04	35/.04	40/.04	45/.04
0°	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
1°	16,3 ± 2,1	22,1 ± 7,3	30,0 ± 5,7	43,5 ± 17,1	57,0 ± 15,3	78,0 ± 17,8	78,3 ± 17,7
2°	30,8 ± 6,0	45,3 ± 15,2	61,3 ± 5,9	89,0 ± 31,2	124,4 ± 24,4	176,1 ± 25,0	178,8 ± 22,3
3°	46,6 ± 8,7	65,9 ± 22,5	93,7 ± 4,0	132,0 ± 47,5	192,6 ± 32,4	272,3 ± 30,9	273,8 ± 29,1
4°	61,3 ± 15,0	82,4 ± 28,0	119,8 ± 6,7	175,4 ± 60,8	260,4 ± 43,1	366,3 ± 44,2	368,6 ± 41,4
5°	77,5 ± 18,7	103,4 ± 37,2	151,3 ± 8,9	226,2 ± 89,7	327,0 ± 53,2	457,2 ± 54,7	462,0 ± 48,4
6°	93,4 ± 25,4	122,0 ± 43,0	183,3 ± 11,4	267,8 ± 109,8	389,1 ± 57,3	551,5 ± 65,5	554,9 ± 61,1
7°	110,4 ± 23,5	142,9 ± 48,5	211,5 ± 19,1	313,3 ± 127,4	453,5 ± 67,8	646,7 ± 72,8	650,1 ± 68,1
8°	128,9 ± 25,1	162,1 ± 51,2	245,2 ± 26,3	358,5 ± 140,5	518,7 ± 73,5	738,2 ± 75,3	741,6 ± 70,8
9°	142,9 ± 31,2	180,4 ± 53,5	281,5 ± 32,5	403,7 ± 150,8	580,8 ± 80,6	831,5 ± 76,6	834,0 ± 73,0
10°	158,6 ± 34,1	199,5 ± 64,2	314,7 ± 41,7	449,9 ± 161,8	641,7 ± 88,3	927,3 ± 86,0	928,2 ± 84,9
11°	173,7 ± 36,2	213,9 ± 68,4	338,6 ± 47,1	493,9 ± 176,1	703,5 ± 97,3	1024,2 ± 99,0	1021,4 ± 102,6
12°	190,6 ± 40,0	232,9 ± 72,6	376,3 ± 50,4	538,2 ± 185,7	765,6 ± 106,5	1122,0 ± 110,1	1117,3 ± 116,6
13°	204,5 ± 40,9	251,5 ± 76,1	408,3 ± 49,1	576,7 ± 197,3	825,5 ± 111,4	1211,5 ± 125,4	1205,5 ± 133,1
14°	218,5 ± 48,9	266,3 ± 83,4	438,4 ± 58,3	617,2 ± 203,9	885,5 ± 119,2	1301,4 ± 139,3	1295,2 ± 146,8
15°	234,3 ± 54,1	285,9 ± 87,4	470,2 ± 61,5	655,9 ± 211,8	940,3 ± 127,8	1386,9 ± 149,6	1380,3 ± 157,6
16°	250,0 ± 56,3	302,4 ± 94,7	499,3 ± 67,6	694,9 ± 224,4	998,1 ± 129,1	1463,6 ± 153,0	1456,0 ± 161,8

Tabela V. Média e desvio padrão ($\bar{X} \pm DP$) dos valores de resistência à deflexão, expressos em $N \times 10^3$, para os instrumentos de conicidade .04, a 25°C.

Ângulo	Instrumentos						
	15/04	20/04	25/04	30/04	35/04	40/04	45/04
0°	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
1°	19,7 ± 3,2	28,2 ± 15,3	41,1 ± 7,2	55,6 ± 18,6	70,4 ± 25,4	90,5 ± 22,1	97,5 ± 23,2
2°	43,7 ± 7,4	70,9 ± 19,9	87,2 ± 10,2	126,7 ± 28,4	158,2 ± 42,5	216,3 ± 22,0	227,5 ± 21,7
3°	65,0 ± 7,8	114,7 ± 25,7	142,2 ± 12,7	198,0 ± 46,1	250,5 ± 55,5	343,7 ± 33,7	361,0 ± 26,9
4°	82,7 ± 8,6	155,9 ± 32,0	194,4 ± 17,4	275,4 ± 55,9	338,8 ± 64,8	475,6 ± 38,8	495,0 ± 28,1
5°	108,8 ± 12,0	197,2 ± 36,1	245,8 ± 25,7	347,7 ± 73,2	425,7 ± 76,3	610,2 ± 47,7	631,4 ± 37,2
6°	128,2 ± 14,8	240,9 ± 47,3	298,3 ± 31,0	423,4 ± 84,9	514,2 ± 87,7	747,6 ± 60,3	773,3 ± 45,3
7°	153,8 ± 13,5	283,2 ± 50,0	352,7 ± 34,9	500,7 ± 105,7	612,1 ± 97,5	889,0 ± 75,6	920,8 ± 58,0
8°	181,6 ± 15,6	332,7 ± 55,0	404,5 ± 37,3	576,7 ± 121,0	713,1 ± 108,7	1030,7 ± 91,9	1070,0 ± 75,5
9°	208,1 ± 18,7	374,4 ± 61,7	460,3 ± 41,2	657,3 ± 134,1	806,8 ± 119,3	1174,4 ± 109,3	1223,2 ± 94,7
10°	227,6 ± 20,6	420,1 ± 67,2	515,4 ± 46,0	732,4 ± 154,6	906,4 ± 132,9	1317,8 ± 128,3	1375,1 ± 112,4
11°	250,0 ± 25,0	463,7 ± 73,1	570,9 ± 48,2	803,7 ± 158,5	1004,0 ± 133,6	1456,9 ± 149,1	1524,9 ± 134,2
12°	277,2 ± 25,4	503,1 ± 76,4	620,8 ± 51,0	879,0 ± 174,3	1097,7 ± 152,0	1598,1 ± 169,4	1672,7 ± 154,9
13°	297,2 ± 23,2	547,6 ± 83,3	674,9 ± 58,0	954,0 ± 190,5	1191,0 ± 162,5	1731,2 ± 190,6	1812,7 ± 176,9
14°	314,4 ± 23,2	585,7 ± 88,5	725,7 ± 60,7	1021,6 ± 201,7	1279,3 ± 176,2	1860,8 ± 208,6	1951,0 ± 199,6
15°	333,2 ± 27,0	624,6 ± 90,8	771,2 ± 62,0	1088,2 ± 215,1	1363,5 ± 186,6	1985,0 ± 227,6	2081,2 ± 215,9
16°	353,9 ± 29,6	666,3 ± 92,8	814,5 ± 63,9	1150,8 ± 228,3	1446,7 ± 195,4	2106,1 ± 244,2	2199,9 ± 227,9

Tabela VI. Média e desvio padrão ($\bar{X} \pm DP$) dos valores de resistência à deflexão, expressos em $N \times 10^3$, para os instrumentos de conicidade .04, a 37°C.

Ângulo	Instrumentos						
	15/04	20/04	25/04	30/04	35/04	40/04	45/04
0°	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
1°	20,0 ± 4,2	35,7 ± 4,6	36,8 ± 12,3	52,5 ± 17,5	60,9 ± 19,1	77,5 ± 13,4	77,5 ± 13,4
2°	40,5 ± 5,7	72,9 ± 7,1	79,7 ± 17,1	120,1 ± 24,4	138,7 ± 25,5	185,5 ± 28,0	185,5 ± 28,0
3°	63,2 ± 8,5	109,8 ± 8,5	123,2 ± 21,7	192,1 ± 34,2	216,0 ± 36,0	295,6 ± 42,2	295,6 ± 42,2
4°	86,5 ± 13,4	151,2 ± 11,6	169,9 ± 26,3	265,9 ± 42,1	290,0 ± 46,1	405,9 ± 55,5	405,9 ± 55,5
5°	108,8 ± 12,4	188,9 ± 13,6	213,2 ± 31,8	339,0 ± 55,2	371,0 ± 61,7	517,4 ± 67,8	517,4 ± 67,8
6°	132,8 ± 15,2	226,9 ± 18,1	264,0 ± 38,8	415,3 ± 71,7	450,7 ± 81,4	634,7 ± 83,8	634,7 ± 83,8
7°	154,5 ± 18,4	269,5 ± 21,8	311,1 ± 49,5	490,9 ± 84,8	537,7 ± 89,3	754,5 ± 102,7	754,5 ± 102,7
8°	176,3 ± 23,7	310,8 ± 25,8	357,6 ± 56,9	569,1 ± 98,0	629,4 ± 94,1	878,2 ± 118,2	878,2 ± 118,2
9°	198,7 ± 28,8	355,1 ± 35,1	406,6 ± 66,1	647,4 ± 114,2	720,1 ± 100,4	998,3 ± 139,1	998,3 ± 139,1
10°	219,2 ± 31,5	393,1 ± 39,4	455,4 ± 80,1	718,7 ± 125,6	807,3 ± 106,1	1125,3 ± 161,5	1125,3 ± 161,5
11°	244,7 ± 35,2	434,8 ± 44,6	501,9 ± 87,1	797,1 ± 141,4	900,6 ± 111,2	1247,6 ± 177,8	1247,6 ± 177,8
12°	267,8 ± 42,1	476,1 ± 51,7	548,8 ± 98,4	871,2 ± 153,8	989,9 ± 121,0	1372,5 ± 203,4	1372,5 ± 203,4
13°	290,6 ± 42,9	516,1 ± 56,8	599,9 ± 109,2	941,2 ± 165,1	1080,8 ± 128,3	1499,9 ± 220,5	1499,9 ± 220,5
14°	309,7 ± 44,5	552,4 ± 63,5	648,4 ± 117,0	1010,1 ± 180,5	1173,6 ± 135,4	1622,4 ± 238,9	1622,4 ± 238,9
15°	326,0 ± 45,7	587,5 ± 75,4	693,5 ± 126,3	1081,8 ± 194,4	1258,6 ± 142,0	1742,7 ± 262,3	1742,7 ± 262,3
16°	346,7 ± 44,9	627,2 ± 75,5	740,4 ± 136,1	1152,1 ± 208,6	1340,9 ± 153,0	1857,8 ± 275,8	1857,8 ± 275,8

Tabela VII. Média e desvio padrão ($\bar{X} \pm DP$) dos valores de resistência à deflexão, expressos em $N \times 10^3$, para os instrumentos de conicidade .06, a 0°C.

Ângulo	Instrumentos						
	15/.06	20/.06	25/.06	30/.06	35/.06	40/.06	45/.06
0°	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
1°	46,1 ± 11,3	50,8 ± 16,3	71,1 ± 15,8	104,2 ± 29,2	114,0 ± 10,3	104,6 ± 22,2	124,8 ± 18,2
2°	99,5 ± 16,7	110,6 ± 28,7	153,0 ± 23,7	227,7 ± 38,6	251,7 ± 8,8	255,6 ± 42,6	316,5 ± 37,4
3°	156,6 ± 19,2	169,2 ± 39,9	239,1 ± 27,3	353,4 ± 54,6	386,0 ± 29,2	417,8 ± 73,0	525,2 ± 58,2
4°	215,4 ± 21,7	225,4 ± 48,1	330,7 ± 30,8	479,1 ± 73,3	520,1 ± 61,2	586,9 ± 101,9	732,4 ± 71,6
5°	273,8 ± 30,1	290,9 ± 56,3	420,3 ± 36,7	610,6 ± 82,6	675,7 ± 75,2	758,4 ± 127,8	960,2 ± 67,0
6°	338,0 ± 30,2	360,4 ± 58,1	523,6 ± 52,0	746,4 ± 83,7	831,0 ± 85,9	934,3 ± 159,4	1167,9 ± 76,3
7°	404,2 ± 35,1	433,4 ± 58,9	627,2 ± 74,8	898,0 ± 97,5	989,1 ± 101,3	1116,2 ± 191,2	1377,5 ± 81,9
8°	476,7 ± 37,3	510,8 ± 73,3	725,5 ± 82,4	1043,3 ± 106,3	1149,1 ± 111,4	1299,3 ± 223,4	1584,3 ± 96,5
9°	546,0 ± 47,5	582,7 ± 84,7	815,6 ± 84,0	1187,4 ± 118,0	1308,5 ± 119,7	1479,3 ± 253,1	1788,2 ± 107,4
10°	622,4 ± 60,4	648,7 ± 96,3	899,7 ± 82,8	1331,7 ± 121,7	1470,8 ± 124,7	1653,9 ± 282,0	1993,5 ± 123,1
11°	689,3 ± 69,9	718,5 ± 104,3	983,8 ± 84,0	1460,3 ± 127,8	1636,9 ± 119,3	1825,2 ± 309,9	2195,5 ± 139,8
12°	754,1 ± 78,2	781,7 ± 112,3	1069,0 ± 84,9	1588,8 ± 128,0	1801,6 ± 116,6	1994,8 ± 333,8	2399,7 ± 156,0
13°	815,6 ± 82,6	844,5 ± 123,8	1155,9 ± 84,8	1718,0 ± 128,8	1958,6 ± 110,6	2163,1 ± 362,7	2602,2 ± 174,5
14°	867,2 ± 86,8	906,8 ± 127,6	1234,3 ± 80,9	1845,2 ± 133,1	2107,5 ± 114,4	2322,1 ± 385,3	2806,4 ± 192,1
15°	916,4 ± 95,7	962,4 ± 128,9	1312,0 ± 87,2	1961,2 ± 131,5	2250,6 ± 116,5	2473,7 ± 411,9	3003,1 ± 108,7
16°	957,9 ± 95,5	1015,6 ± 127,5	1383,3 ± 95,0	2072,4 ± 130,1	2387,3 ± 127,8	2625,8 ± 436,4	3193,4 ± 221,3

Tabela VIII. Média e desvio padrão ($\bar{X} \pm DP$) dos valores de resistência à deflexão, expressos em $N \times 10^3$, para os instrumentos de conicidade .06, a 25°C.

Ângulo	Instrumentos						
	15/.06	20/.06	25/.06	30/.06	35/.06	40/.06	45/.06
0°	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
1°	39,8 ± 9,7	52,2 ± 12,7	76,5 ± 23,0	115,2 ± 17,6	125,5 ± 32,6	139,1 ± 43,1	169,2 ± 48,7
2°	87,4 ± 13,0	122,1 ± 16,7	179,2 ± 31,5	259,0 ± 24,5	288,8 ± 48,8	333,0 ± 59,6	435,4 ± 89,4
3°	141,1 ± 18,3	192,0 ± 24,9	284,8 ± 42,9	410,0 ± 40,7	456,9 ± 58,5	539,0 ± 74,8	710,5 ± 128,1
4°	194,4 ± 22,3	267,6 ± 29,9	395,0 ± 61,2	564,7 ± 50,5	635,3 ± 71,5	749,3 ± 85,9	995,7 ± 171,3
5°	251,2 ± 30,7	345,9 ± 34,0	505,8 ± 74,0	716,0 ± 63,7	815,9 ± 82,7	963,5 ± 99,2	1280,7 ± 209,9
6°	311,4 ± 29,9	432,4 ± 31,8	626,0 ± 83,9	874,4 ± 80,0	998,7 ± 104,1	1184,3 ± 118,8	1563,9 ± 247,8
7°	374,2 ± 32,7	517,0 ± 38,9	754,0 ± 80,8	1043,0 ± 95,1	1183,3 ± 127,6	1411,9 ± 146,7	1860,1 ± 288,8
8°	439,6 ± 33,2	606,3 ± 43,9	882,0 ± 88,8	1213,1 ± 97,8	1368,6 ± 155,9	1636,6 ± 171,8	2151,5 ± 324,9
9°	498,0 ± 40,0	697,3 ± 49,2	1008,6 ± 94,5	1383,2 ± 107,1	1559,6 ± 180,3	1855,3 ± 199,4	2452,8 ± 352,2
10°	560,8 ± 46,3	785,4 ± 60,6	1132,0 ± 104,0	1557,2 ± 114,1	1747,5 ± 212,9	2077,4 ± 238,9	2756,4 ± 382,7
11°	621,5 ± 49,6	867,6 ± 66,4	1255,2 ± 108,7	1722,5 ± 117,7	1933,7 ± 238,7	2296,4 ± 267,6	3057,4 ± 402,2
12°	677,6 ± 48,8	950,1 ± 73,5	1379,2 ± 113,6	1886,1 ± 124,5	2122,9 ± 261,2	2504,9 ± 294,9	3364,0 ± 422,5
13°	735,8 ± 52,1	1030,0 ± 84,5	1498,3 ± 117,9	2045,1 ± 127,5	2305,3 ± 281,4	2708,8 ± 323,2	3653,7 ± 439,9
14°	784,9 ± 56,5	1106,8 ± 88,4	1610,8 ± 119,6	2199,9 ± 133,8	2484,7 ± 302,1	2909,5 ± 345,1	3938,0 ± 461,6
15°	838,5 ± 59,7	1186,9 ± 97,7	1716,0 ± 119,6	2342,1 ± 140,8	2658,3 ± 320,3	3100,7 ± 360,9	4217,6 ± 471,7
16°	879,9 ± 64,5	1255,2 ± 104,2	1814,2 ± 122,9	2471,0 ± 142,2	2819,9 ± 339,9	3279,3 ± 373,2	4479,1 ± 484,4

Tabela IX. Média e desvio padrão ($\bar{X} \pm DP$) dos valores de resistência à deflexão, expressos em $N \times 10^3$, para os instrumentos de conicidade .06, a 37°C.

Ângulo	Instrumentos						
	15/.06	20/.06	25/.06	30/.06	35/.06	40/.06	45/.06
0°	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
1°	42,2 ± 12,1	74,8 ± 3,4	89,1 ± 4,6	104,8 ± 24,0	103,8 ± 55,9	148,8 ± 48,1	123,4 ± 74,1
2°	99,7 ± 11,6	156,7 ± 3,6	197,3 ± 9,3	244,6 ± 35,3	267,1 ± 46,1	353,6 ± 67,8	294,9 ± 167,7
3°	154,1 ± 13,2	237,3 ± 4,5	306,3 ± 16,2	389,4 ± 42,6	445,3 ± 37,4	568,8 ± 106,4	511,4 ± 206,6
4°	208,8 ± 15,1	315,1 ± 5,1	416,7 ± 23,5	540,5 ± 54,1	626,9 ± 31,2	783,6 ± 146,1	746,2 ± 256,8
5°	266,3 ± 18,6	402,1 ± 6,2	523,9 ± 33,5	692,9 ± 63,8	807,7 ± 30,6	1000,4 ± 193,4	992,4 ± 297,6
6°	329,4 ± 21,0	491,8 ± 8,8	641,5 ± 42,2	850,5 ± 77,1	995,1 ± 24,9	1220,3 ± 239,7	1247,3 ± 337,1
7°	391,2 ± 33,3	581,8 ± 8,0	760,6 ± 50,3	1004,5 ± 89,5	1183,8 ± 26,8	1441,7 ± 291,9	1506,4 ± 371,8
8°	460,3 ± 36,4	667,7 ± 12,4	870,7 ± 53,9	1164,0 ± 98,8	1379,2 ± 37,1	1666,7 ± 344,7	1767,8 ± 411,7
9°	526,2 ± 44,7	753,3 ± 20,9	991,3 ± 66,6	1324,1 ± 116,9	1566,6 ± 53,8	1888,8 ± 392,7	2022,0 ± 447,0
10°	589,5 ± 47,8	840,2 ± 24,7	1102,9 ± 75,8	1483,9 ± 134,6	1765,3 ± 78,5	2107,8 ± 452,4	2276,4 ± 487,5
11°	652,5 ± 55,8	927,6 ± 34,6	1214,4 ± 85,9	1641,0 ± 162,6	1954,4 ± 98,6	2337,2 ± 512,9	2533,1 ± 522,4
12°	711,9 ± 61,1	1018,7 ± 37,0	1325,8 ± 94,8	1801,7 ± 177,5	2139,0 ± 119,0	2561,3 ± 573,0	2792,0 ± 560,1
13°	769,2 ± 70,5	1100,6 ± 49,2	1431,9 ± 109,4	1962,1 ± 197,1	2323,8 ± 146,0	2782,9 ± 632,1	3036,9 ± 597,4
14°	828,6 ± 72,8	1178,3 ± 64,3	1538,5 ± 118,3	2120,5 ± 212,6	2509,3 ± 168,1	3030,2 ± 642,2	3290,6 ± 634,2
15°	878,0 ± 84,4	1256,3 ± 77,2	1632,0 ± 136,8	2277,8 ± 221,4	2685,4 ± 187,3	3282,4 ± 642,8	3524,6 ± 656,8
16°	926,9 ± 89,7	1326,0 ± 92,0	1734,6 ± 144,0	2426,2 ± 229,3	2851,5 ± 205,5	3522,7 ± 641,1	3743,8 ± 673,9

Para facilitar a visualização dos resultados, foram gerados gráficos da resistência em função do ângulo de deflexão para cada instrumento analisado. As Figuras 7 e 8 apresentam estes gráficos.

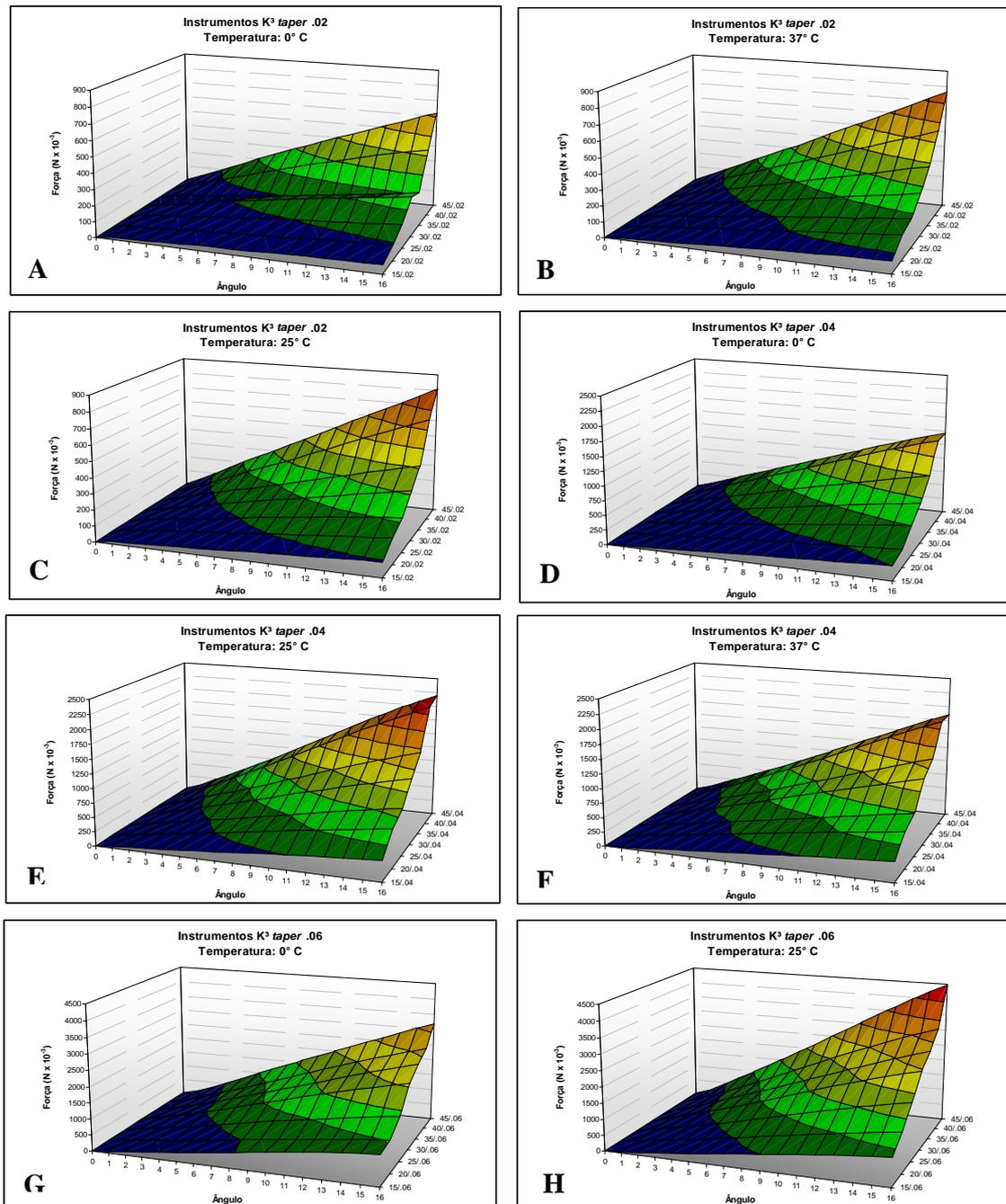


Figura 7. A. Resistência à deflexão de instrumentos K³ taper .02, a 0° C; B. instrumentos K³ taper .02, a 37° C; C. instrumentos K³ taper .02, a 25° C; D. instrumentos K³ taper .04, a 0° C; E. instrumentos K³ taper .04, a 25° C; F. instrumentos K³ taper .04, a 37° C; G. instrumentos K³ taper .06, a 0°; H. instrumentos K³ taper .06, a 25°. O eixo x expressa os diferentes ângulos de deflexão, em graus (também mostrados por meio das linhas verticais do gráfico). O eixo y representa os valores de resistência à deflexão (força) expressos em Newtons ($N \times 10^3$), ilustrados também pelas diferentes cores apresentadas no gráfico. O eixo z e as linhas horizontais expressam os diâmetros nominais dos instrumentos.

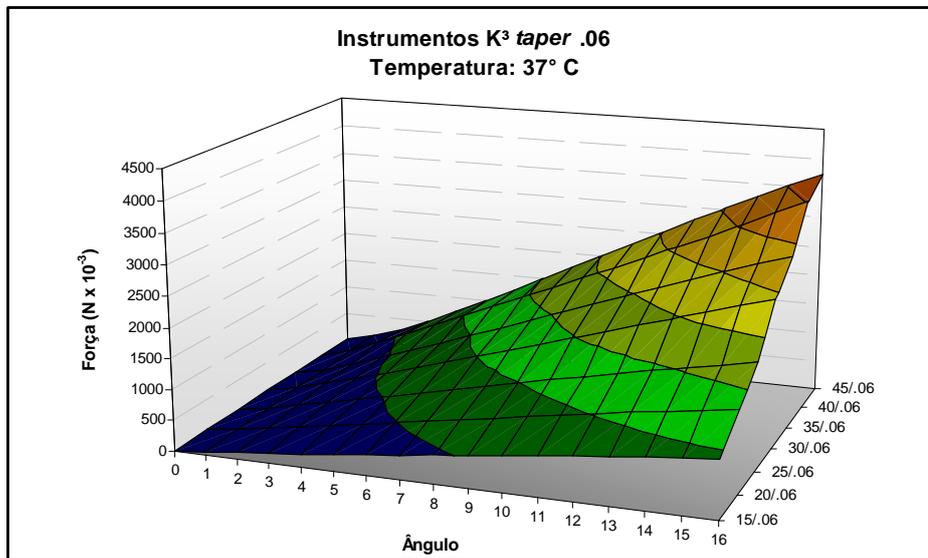


Figura 8. Resistência à deflexão de instrumentos K³ taper .06, a 37° C. O eixo x expressa os diferentes ângulos de deflexão, em graus (também mostrados por meio das linhas verticais do gráfico). O eixo y representa os valores de resistência à deflexão (força) expressos em Newtons (N x 10³), ilustrados também pelas diferentes cores apresentadas no gráfico. O eixo z e as linhas horizontais expressam os diâmetros nominais dos instrumentos.

Inicialmente, era necessário determinar se a temperatura do sistema influía na resistência à deflexão dos instrumentos. Uma análise preliminar dos dados experimentais foi realizada, aplicando-se o teste de D’Agostino e Pearson para verificar se a distribuição amostral era normal ou não. Para a aplicação deste teste, foi utilizado o software Prism, versão 5.00 (GraphPad Software, San Diego, CA, EUA), e os resultados do teste encontram-se na Tabela X. A Figura 10 apresenta um histograma da distribuição amostral.

Tabela X. Teste de normalidade de D’Agostino e Pearson aplicado aos dados amostrais

Teste de normalidade de D'Agostino & Pearson	
Valor de P	P<0.0001
A distribuição é normal? ($\alpha=0.05$)?	Não

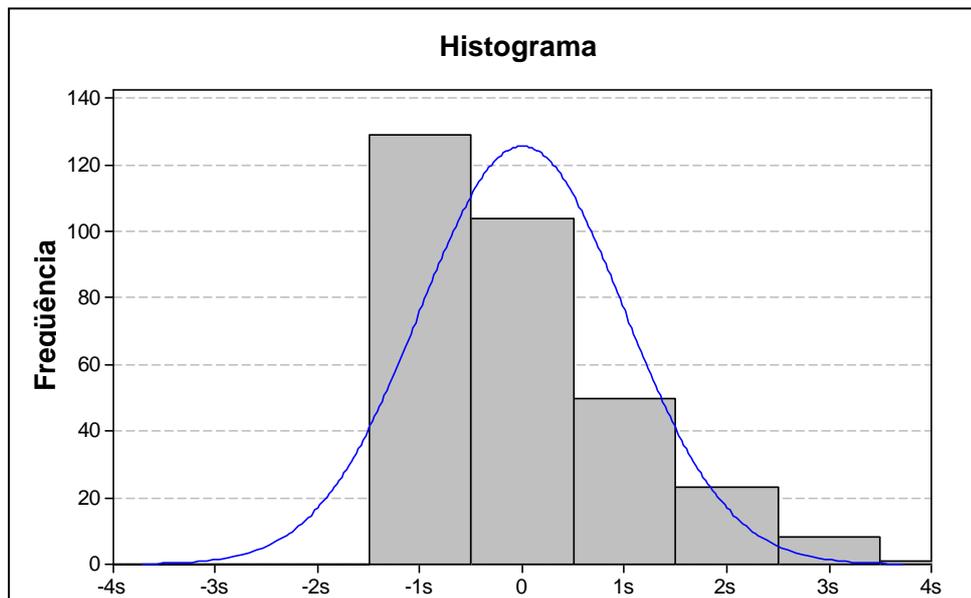


Figura 9. Histograma de distribuição normalizada (frequências absolutas) para os dados amostrais originais referentes à resistência à deflexão dos instrumentos.

O teste de normalidade revelou tratar-se de uma distribuição não-paramétrica, o que pode ser confirmado pelo histograma de distribuição das frequências. Percebe-se uma clara tendência dos dados a agruparem-se na faixa correspondente a -1 desvio padrão (-1s). As tentativas de transformação dos dados para adequação da curva experimental mostraram-se infrutíferas, razão pela qual optou-se pela estatística não-paramétrica, com a utilização do teste de Kruskal-Wallis complementado por comparações múltiplas (teste de Dunn) para as diferentes conicidades e temperaturas do sistema. Os resultados obtidos estão expostos na Tabela XI.

Tabela XI. Resultados do teste de Kruskal-Wallis e teste complementar de Dunn aplicados aos instrumentos K³ com diferentes conicidades e temperaturas do sistema.

Teste Kruskal-Wallis		
Valor de P:	P<0.0001	
Valor exato ou aproximado?	aproximação gaussiana	
Há diferença estatística (P < 0.05)?	Sim	
Número de grupos comparados:	9	
valor do teste de Kruskal-Wallis:	415,5	
teste de Dunn (comparações múltiplas)	diferença dos escores	valor de P
.02 (0° C) vs .02 (25° C)	-71,03	P > 0.05 (ns)
.02 (0° C) vs .02 (37° C)	-48,01	P > 0.05 (ns)
.02 (0° C) vs .04 (0° C)	-241,4	P < 0.001 (s)
.02 (0° C) vs .06 (0° C)	-466	P < 0.001 (s)
.02 (25° C) vs .02 (37° C)	23,02	P > 0.05 (ns)
.02 (25° C) vs .04 (25° C)	-271,9	P < 0.001 (s)
.02 (25° C) vs .06 (25° C)	-429,1	P < 0.001 (s)
.02 (37° C) vs .04 (37° C)	-271,6	P < 0.001 (s)
.02 (37° C) vs .06 (37° C)	-452,3	P < 0.001 (s)
.04 (0° C) vs .04 (25° C)	-101,6	P > 0.05 (ns)
.04 (0° C) vs .04 (37° C)	-78,25	P > 0.05 (ns)
.04 (0° C) vs .06 (0° C)	-224,7	P < 0.001 (s)
.04 (25° C) vs .04 (37° C)	23,37	P > 0.05 (ns)
.04 (25° C) vs .06 (25° C)	-157,2	P < 0.01 (s)
.04 (37° C) vs .06 (37° C)	-180,7	P < 0.001 (s)
.06 (0° C) vs .06 (25° C)	-34,11	P > 0.05 (ns)
.06 (0° C) vs .06 (37° C)	-34,25	P > 0.05 (ns)
.06 (25° C) vs .06 (37° C)	-0,1384	P > 0.05 (ns)

O resultado do teste de Kruskal-Wallis indica diferenças significantes entre os grupos testados ($p < 0,0001$) As comparações múltiplas (teste complementar de Dunn) esclarecem que o fator de variação que promove essa diferença estatística entre os

grupos é a conicidade do instrumento ($P < 0.01$), sendo que a temperatura do sistema não exerceu influência sobre a resistência do corpo-de-prova à deflexão ($P > 0.05$).

Constata-se, pois, que o aumento da conicidade (*taper*) redundou em maior resistência à deflexão dos instrumentos endodônticos rotatórios K₃ SybronEndo avaliados no presente estudo.

A distribuição dos dados sugere uma relação positiva entre o ângulo de deflexão e a resistência do instrumento a essa força, o que foi verificado pelo teste de regressão linear, aplicado aos resultados obtidos a 0° C, 25° C e 37° C. Os resultados do teste encontram-se nas Tabelas XII a XIV.

Tabela XII. Teste de regressão linear (força de deflexão *versus* ângulo, função polinomial de primeiro grau) para os instrumentos K₃, a 0°C.

	Taper .02							Taper .04							Taper .06						
	15	20	25	30	35	40	45	15	20	25	30	35	40	45	15	20	25	30	35	40	15
Valores calculados																					
Interceptação em Y	11,6	10,6	13,0	12,3	2,9	10,5	8,9	0,1	9,7	-4,1	4,0	7,7	-7,9	16,3	30,8	26,4	14,4	41,7	78,5	83,0	78,6
Coefficiente angular	3,0	5,2	8,4	15,2	12,6	27,1	38,7	15,7	18,5	31,5	43,9	62,8	93,2	84,4	63,8	66,4	89,5	135	155	172	206
Qualidade dos ajustes																					
Graus de liberdade	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78
Coefficiente de correlação (R ²)	0,91	0,74	0,90	0,87	0,97	0,99	0,97	0,86	0,72	0,95	0,70	0,94	0,96	0,97	0,97	0,94	0,98	0,98	0,99	0,92	0,9
Erros aleatórios na população																					
Erro padrão da estimativa	4,4	15,7	14,0	30,2	10,8	15,4	33,4	33,3	59,2	38,0	149	84,6	93,0	82,5	58,7	88,3	69,6	105	97,9	267	129
Desvio padrão da discrepância	4,94	4,29	6,33	9,44	8,07	15,6	13,2	3,41	7,01	6,49	12,5	17,9	16,3	12,3	33,6	26,0	39,1	42,5	42,8	40,9	29,0
Discrepância (F)	1,28	0,07	0,20	0,10	0,56	1,02	0,16	0,01	0,01	0,03	0,01	0,04	0,03	0,02	0,33	0,09	0,32	0,17	0,19	0,02	0,05
Valores de P	0,25	1,00	1,00	1,00	0,88	0,45	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,99	1,00	0,99	1,00	1,00	1,00	1,00
O modelo é inadequado	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não
Pontos analisados	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80

Tabela XIII. Teste de regressão linear (força de deflexão *versus* ângulo, função polinomial de primeiro grau) para os instrumentos K³, a 25°C.

	Taper .02							Taper .04							Taper .06						
	15	20	25	30	35	40	45	15	20	25	30	35	40	45	15	20	25	30	35	40	45
Valores calculados																					
Intercepção em Y	6,49	7,75	7,70	5,43	5,91	-9,04	-0,34	-3,19	-14,2	-14,5	-19,1	-31,7	-61,8	-70,0	-28,6	-50,6	-68,5	-69,5	-84,3	-86,6	-161
Coefficiente angular	5,61	9,72	13,2	19,6	25,4	41,6	50,6	22,8	42,9	52,6	74,2	93,3	137	120	58,0	82,5	119	161	183	214	292
Qualidade do ajuste																					
Graus de liberdade	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78
Coefficiente de correlação (R ²)	0,94	0,97	0,98	0,93	1,00	0,98	0,96	0,97	0,93	0,98	0,88	0,94	0,96	0,94	0,98	0,98	0,98	0,99	0,96	0,96	0,95
Erros aleatórios na população																					
Erro padrão da estimativa	7,10	8,01	8,70	27,7	9,04	27,0	52,9	18,9	62,6	42,3	141	124	136	160	41,3	60,6	92,2	101	203	229	338
Desvio padrão da discrepância	3,63	3,77	6,95	5,55	4,51	4,91	4,32	10,0	8,32	11,0	16,3	19,1	27,3	29,6	21,1	25,3	35,5	42,6	29,9	52,6	45,8
Discrepanciai (F)	0,26	0,22	0,64	0,04	0,25	0,03	0,01	0,28	0,02	0,07	0,01	0,02	0,04	0,03	0,26	0,17	0,15	0,18	0,02	0,05	0,02
Valores de P	1,00	1,00	0,82	1,00	1,00	1,00	1,00	0,99	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
O modelo é inadequado?	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não
Pontos analisados	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80

Tabela XIV. Teste de regressão linear (força de deflexão *versus* ângulo, função polinomial de primeiro grau) para os instrumentos K³, a 37°C.

	Taper .02					Taper .04					Taper .06										
	15	20	25	15	20	25	15	20	25	15	20	25	15	20	25						
Valores calculados																					
Intercepção em Y	7,97	7,25	3,60	5,43	6,37	1,53	-3,91	-1,58	-7,98	-18,1	-26,8	-50,9	-70,0	-70,0	-26,0	-14,9	-22,2	-78,2	-108	-112	-213
Coefficiente angular	4,57	9,24	11,3	19,6	23,5	34,7	47,6	22,1	40,0	47,4	74,2	86,6	120	120	60,7	85,1	111	156	186	224	249
Qualidade do ajuste																					
Graus de liberdade	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78	78
Coefficiente de correlação (R ²)	0,92	0,99	0,98	0,93	0,97	0,97	0,94	0,94	0,96	0,91	0,91	0,95	0,94	0,94	0,97	0,99	0,98	0,97	0,99	0,88	0,89
Erros aleatórios na população																					
Erro padrão da estimativa	6,47	4,56	8,53	27,7	21,5	30,7	60,2	30,0	41,9	78,2	123	99,6	160	160	50,3	39,6	79,6	139	103	428	456
Desvio padrão da discrepância	4,79	3,74	3,32	5,55	3,84	3,63	6,75	6,39	7,48	7,19	11,6	29,1	29,6	29,6	20,3	18,7	24,4	23,8	29,7	51,4	71,8
Discrepanciai (F)	0,55	0,68	0,15	0,04	0,03	0,01	0,01	0,05	0,03	0,01	0,01	0,09	0,03	0,03	0,16	0,22	0,09	0,03	0,08	0,01	0,02
Aloros de P	0,89	0,79	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
O modelo é inadequado	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não
Pontos analisados	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80	80

O teste de regressão linear por função polinomial de primeiro grau indica que todos os instrumentos apresentam resistência à deflexão que segue padrão linear, que pode ser predito por uma equação do tipo $y = a+bx$, onde y é igual à resistência à deflexão, a é o valor da interceptação da reta no eixo Y do gráfico, b é o valor do coeficiente angular e x é o valor do ângulo de deflexão (dados disponíveis nas tabelas XII, XIII e XIV).

Os coeficientes de correlação R^2 apresentados na regressão linear, compreendidos entre 0 e 1, indicam quão preciso o modelo matemático é em relação à observação experimental. Valores próximos de 1 significam que o modelo matemático proposto para explicar o comportamento do instrumento é adequado e prediz, com elevado grau de acerto, qual será a força de resistência do instrumento a um certo ângulo de deflexão.

Discussão

O preparo biomecânico do canal radicular é um dos passos mais importantes para o sucesso do tratamento endodôntico. Grandes dificuldades residem no preparo dos canais curvos, pois complicações como o transporte do canal, formação de degraus, *zip*, e perfurações são mais incidentes do que na manipulação de canais retos (SHENG-BO et al., 2006). Em canais curvos, a permanência da forma original, e a manutenção do forame apical em sua posição original são tarefas difíceis de serem alcançadas (LOPES et al., 2005)

O surgimento das ligas de NiTi, que têm enorme resistência e baixo módulo de elasticidade (superelasticidade) quando comparadas ao aço inoxidável, fez com que elas fossem adotadas na preparação de canais radiculares curvos já que não se deformam permanentemente tão facilmente como as ligas tradicionais (THOMPSON, 2000). Essas características fizeram com que os instrumentos de NiTi encontrassem grande aplicação na endodontia pois permitem o percurso de caminhos bastante tortuosos e, logo após a

supressão da força (retirada do canal radicular), recuperam a sua forma original (BAHIA et al., 2005; LOPES; ELIAS, 2001; LOPES; SIQUEIRA JR., 2004; MACHADO; SAVI, 2005; REIS; ELIAS, 2001; THOMPSON, 2000). O uso dos instrumentos feitos com a liga de NiTi associados a sistemas rotatórios são considerados um avanço, e constituem a terceira geração no aprimoramento e na simplificação das técnicas endodônticas (GOUDUES; BORBA, 2003).

Entretanto, o aumento ou diminuição da flexibilidade dos instrumentos em comento depende de fatores tais como: composição da liga (LEE et al., 1996), quantidade de massa metálica, da forma, da secção transversal, do diâmetro nominal e, principalmente, da conicidade dos instrumentos (BERGMANS et al., 2002; BERGMANS et al., 2003; HAÏKEL et al., 1998). Da mesma forma que os instrumentos feitos com aço inoxidável, os feitos com NiTi são passíveis de apresentarem fadiga que, quando verificada em rotação, denomina-se fadiga cíclica (PRUETT et al., 1997), influenciada pelo raio e ângulo de curvatura.

Assim, e tendo em vista a disseminação do uso dos sistemas rotatórios em endodontia, com o emprego de instrumentos de NiTi de diferentes *design* e conicidades, justifica-se a realização do presente estudo. A possibilidade de existirem diferentes graus de curvatura nos canais radiculares, decorrentes das suas complexidades anatômicas, enfatiza a necessidade da análise preditiva, que tem como característica a possibilidade de se extrapolarem os resultados do presente estudo para situações clínicas futuras mediante a aplicação da equação aqui encontrada, como será comentado posteriormente.

Existe controvérsia na literatura em relação à influência da temperatura sobre a flexibilidade da liga de Niti. Entretanto, no presente estudo, ao achados relacionados à resistência à deflexão não sofreram influência das três temperaturas estudadas (0°, 25° e 37°), o que concorda com os resultados obtidos por Machado e Savi, (2002) e Brantley et al., (2002).

As temperaturas de 0°, 25° e 37° foram escolhidas para o estudo, pelo fato de 0° ser temperatura baixa, facilmente conseguida em laboratório com gelo, e se tratar de situação extrema; 25° é temperatura média, ambiente, e 37° a temperatura corporal.

Compuseram, pois, tais temperaturas faixas que podem ser tidas como extremo inferior, superior e a faixa médias das possíveis ocorrências.

Utilizou-se apenas uma única marca de instrumentos, pois diferentes marcas implicariam em diferentes características dos instrumentos, com diferentes graus de flexibilidade, o que dificultaria a comparação entre os resultados obtidos. Ainda mais, o uso de diferentes marcas comerciais introduziria, no estudo, mais um fator de variação já que os instrumentos não são padronizados (LASK et al., 2006).

Utilizaram-se, aqui, os instrumentos K₃ SybronEndo, por ser marca encontrada facilmente disponível no mercado. Quatro fatores de variação foram avaliados:

- diâmetro nominal ISO dos instrumentos (15; 20; 25; 30; 35; 40 e 45);
- *taper* (conicidade) dos instrumentos (2%; 4% ou 6%);
- ângulo de deflexão (de 0° a 16°);
- temperatura do sistema durante os testes (0° C; 25° C ou 37° C).

Devido ao alto número de fatores de variação para aplicação de análise estatística, os dados foram separados para uma melhor observação dos resultados, em:

- Resistência à deflexão dos instrumentos nos três diferentes *tapers*, nos sete diâmetros nominais-ISO- e nas três temperaturas;
- Resistência à deflexão nos diferentes ângulos de deflexão, nos três *tapers* e nas sete numerações ISO.

A partir dos resultados, restou demonstrado que a conicidade e o diâmetro nominal dos instrumentos são os fatores que realmente influenciam, de maneira estatisticamente significativa, na resistência à deflexão dos instrumentos, a qual, por seu turno, não sofreu influência estatisticamente significativa das temperaturas estabelecidas no experimento (0°, 25° e 37°), como já afirmado anteriormente.

Foi demonstrado, também, neste estudo que, quanto maior o ângulo de deflexão, maior a resistência do instrumento a essa deflexão, e que, à medida que se aumentam a conicidade e/ou diâmetro nominal do instrumento, este também oferece maior resistência à deflexão. Isso pode ser visualizado nos gráficos tridimensionais (Figuras 7e 8 dos resultados) onde o eixo x expressa os diferentes ângulos de deflexão, em graus (também mostrados por meio das linhas verticais do gráfico). O eixo y representa os valores de

resistência à deflexão (força) expressos em Newtons ($N \times 10^3$), ilustrados pelas diferentes cores apresentadas no gráfico. O eixo z e as linhas horizontais expressam os diâmetros nominais dos instrumentos.

O teste de regressão linear foi aplicado e, por meio de uma função polinomial de primeiro grau em que é possível verificar qual será a resistência à deflexão de um instrumento em um determinado ângulo de deflexão. Constatou-se que a resistência à deflexão dos instrumentos segue padrão linear. A preocupação de se estabelecer um modelo matemático que traduza o comportamento dos instrumentos foi objeto de estudo de Low et al. (2006), que caracterizou o comportamento em flexão dos instrumentos Profile 0.06 e 0.04, K₃ 0.06 e Quantec 0.04 com diâmetro nominal #25, porém mediante o emprego de outra metodologia.

A importância clínica em se obter a resistência à deflexão dos instrumentos é que, frente a um canal radicular curvo a ser instrumentado, calculando-se o ângulo de curvatura ou o raio de curvatura do canal, tem-se o ângulo de deflexão que o instrumento será submetido durante a instrumentação e se pode calcular qual a resistência que o instrumento encontrará naquela curvatura, ou seja, a quantidade de força a que será submetido, analisar a conveniência do seu uso e risco de fratura e de ocorrência de iatrogenias. Evidente que estas ocorrências não foram objeto de estudo, mas podem ser motivo para a realização de novas pesquisas que correlacionem resistência à deflexão X risco de fratura ou a mesma resistência X ocorrência de iatrogenias (*zip*, desvio, perfurações, etc.).

O uso da Máquina de Ensaio Universal Emic (DL 10.000), dotada de uma célula de carga de 50 kg, permitiu a padronização da incidência da força sobre os instrumentos testados, com a ressalva de que células com menor carga talvez refletissem, com mais precisão, o comportamento dos instrumentos, levando-se em consideração a pouca quantidade de material metálico existente nas suas pontas ativas. De qualquer forma, padronizar a força incidente durante os testes é medida fundamental para que os resultados sejam fidedignos (LOPES et al., 2005; LOPES et al., 2006; MIYAI et al., 2006; SHENG-BO LIU, 2006; RODRIGUES; LUQUE, 2004).

Novas pesquisas devem ser realizadas na tentativa de se estabelecer o comportamento dos instrumentos de NiTi, correlacionando o seu *design* e demais características da parte ativa à ocorrência de fraturas e iatrogenias, acrescentando-se o maior número possível de variáveis, tais como as variações angulares, de rotação e torque aos quais são submetidos esses instrumentos.

Conclusão

Com base na metodologia empregada e de acordo com os resultados obtidos no presente estudo, pode-se concluir que:

- a conicidade dos instrumentos endodônticos rotatórios K₃ SybronEndo (*taper*) influenciou nas suas resistências à deflexão de modo direto, ou seja, o aumento da conicidade redundou no aumento da resistência avaliada.
- as temperaturas de 0°, 25° e 37° não influenciaram na resistência à deflexão dos instrumentos rotatórios testados;
- foi possível estabelecer uma função que permite calcular a resistência à deflexão (RD) dos instrumentos rotatórios, assim expressa: $RD = a+bx$.

Referências Bibliográficas

ALEXANDROU, G. B.; CHRISAFIS, K.; VASILADIS, L. P.; PAVLIDOU, E.; POLYCHRONIADIS, E. K. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. **J. Endod.**; Baltimore, v. 32, p. 675-679, 2006.

AYDIN, C.; TUNCA, Y. M.; SENSES, Z.; BAYSALLAR, M.; KAYAOGLU, G.; ORSTAVIK, D. Bacterial reduction by extensive versus conservative root canal instrumentation *in vitro*. **Acta Odontol Scand.**; Oslo, v. 65, p. 167-170, 2007.

BAHIA, M. G. A.; MARTINS, R. C.; GONZALEZ, B. M.; BUONO, V. T. L. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. **Int Endod J.**; Oxford, v. 38, p. 795-801, 2005.

BAUMANN, M. A. Nickel- titanium: options and challenges. **Dent Clin North Am.**; Philadelphia, v. 48, p. 55-67, 2004.

BERGMANS, L.; CLEYNENBREUGEL, J. V.; WEVERS, M.; LAMBRECHTS, P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: Rationale, performance and safety. **Am J Dent.**; San Antonio, v. 14, p. 324-332, 2001.

BERGMANS, L.; CLEYNENBREUGEL, J. V.; BEULLENS, M.; WEVERS, M.; MEERBEEK, B. V.; LAMBRECHTS, P. Smooth flexible versus active tapered shaft design using NiTi rotary instruments. **Int Endod J.**; Oxford, v. 35, p. 820-828, 2002.

BERGMANS, L.; CLEYNENBREUGEL, J. V.; BEULLENS, M.; WEVERS, M.; MEERBEEK, B. V.; LAMBRECHTS, P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. **Int Endod J.**; Oxford, v. 36, p. 288-295, 2003.

BRANTLEY, W. A.; SVEC, T. A.; IJIMA, M.; GRENTZER, T. H.; POWER, J. M. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments. **J. Endod.**; Baltimore, v. 28, p. 567-572, 2002.

BRANTLEY, W. A.; SVEC, T. A.; IJIMA, M.; GRENTZER, T. H. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. **J. Endod.**; Baltimore, v. 28, p. 774-78, 2002.

BUEHLER, W. J.; WANG, F. E. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potencial application in ocean engineering. **Ocean Engng.**; Silver Spring, v. 1, p. 105-120, 1968.

BÜRKLEIN, S.; SCHÄFER, E. The influence of various automated devices on the shaping ability of Mtwo rotary nickel-titanium instruments. **Int Endod J.**; Oxford, v. 39, p. 945-951, 2006.

ESTRELA, C. **Ciência Endodôntica** São Paulo, 2^a ed., Artes Médicas, 2004.

GOURGUES, L. J.; BORBA, M. G. Endodontia mecanizada. **Rev Odonto Ciência.** Porto Alegre, v. 18, p. 368-372, 2003.

HAÏKEL, Y.; SERFATY, R.; WILSON, P.; SPEISSER, J. M.; ALLEMANN, C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. **J. Endod.**; Baltimore, v. 24, p. 731-735, 1998.

HAYASHI, Y.; YONEYAMA, T.; YAHATA, Y.; MIYAI, K.; DOI, H.; HANAWA, T.; EBIHARA, A.; SUDA, H. Phase transformation behavior and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. **Int Endod J.**; Oxford, v. 40, p. 9247-253, 2007.

JAVAHERI, H. H.; JAVAHERI, G. H. A comparison of three NiTi rotary instruments in apical transportation. **J. Endod.**; Baltimore, v. 33, p. 284-6, 2007.

JODWAY, B.; HÜLSMANN, M. A comparative study of root canal preparation with NiTi-TEE and K₃ rotary Ni-Ti instruments. **Int Endod J.**; Oxford, v. 39, p. 71-80, 2006.

KAZEMI, R. B.; STENMAN, E.; SPANGBER, L. S. W.; CONN, F.; SWEDEN, U. A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: Torsional and bending tests. **Oral Surg Oral Med Oral Path.**; St Louis, v. 90, p. 500-503, 2000.

KITCHENS, G. G.; LIEWEHR, F. R.; MOON, P. C. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. **J Endod.**; Baltimore, v. 33,p. 52-54, 2007.

KUHN, G.; TAVERNIER, B.; JORDAN, L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. **J. Endod.**; Baltimore, v. 27, p. 516-520, 2001.

KUHN, G.; JORDAN, L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, p. 716-721, 2002.

LASK, J. T.; WALKER, M. P.; KULID, J. C.; CUNNINGHAM, K. P.; SHULL, P. A. Variability of the diameter and taper of size # 30, .04 nickel-titanium rotary files. **J. Endod.**, Baltimore, v. 32, p. 1171-1173, 2006.

LEE, D. H.; PARK, B.; SAXENA, A.; SERENE, T. P. Enhanced surface hardness by boron implantation in nitinol alloy. **J. Endod.**, Baltimore, v. 22, p. 543-46, 1996.

LI, U. M.; LEE, B. S.; SHIH, C. T.; LAN, W. H.; LIN, C. P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. **J. Endod.**; Baltimore, v. 28, p. 448-451, 2002.

LIU, S. B.; FAN, B.; CHEUNG, G. S. P.; PENG, B.; FAN, M. W.; GUTMANN, J. L.; SONG, Y. L.; FU, Q.; BIAN, Z. Cleaning effectiveness and shaping ability of Pro Taper compared with rotary GT and manual K-Flexofile. **Am J Dent.**; San Antonio, v. 19, p. 353-58, 2006.

LOPES, H. P.; ELIAS, C. N. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos. **Rev. Bras. Odontol.**; Rio de Janeiro, v. 58, p.115-18, 2001.

LOPES, H. P.; SIQUEIRA JR, J. F. **Endodontia Biologia e Técnica**. 2ª ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan AS, 2004.

LOPES, H. P.; ELIAS, C. N.; MANGELLI, M.; MOREIRA, E. J. L. Estudo comparativo da flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. **Rev. Bras. Odontol.**; Rio de Janeiro, v. 62, p.115-18, 2005.

LOPES, H. P.; ELIAS, C. N.; MANGELLI, M.; MOREIRA, E. J. L. Instrumentos endodônticos de NiTi de diferentes conicidades. Fratura por torção em flexão. **Rev. Bras. Odontol.**; Rio de Janeiro, v. 63, p.113-16, 2006.

LOW, D.; HO, A. W. L.; CHEUNG, G. S. P.; DARVELL, B. W. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel- titanium endodontic instruments. **J Endod.**; Baltimore, v. 32,p. 545-48, 2006.

MACHADO, L. G.; SAVI, M. A. Aplicações odontológicas das ligas com memória de forma. **Rev. Bras. Odontol.**; Rio de Janeiro, v. 59, p. 302-306, 2002.

MACHADO, L. G.; SAVI, M. A. Medical applications of shape memory alloys. **Braz J Med Biol Res.**; São Paulo, v. 36, p. 683-691, 2003.

MIYAI, K.; EBIHARA, A.; HAYASHI, Y.; DOI, H>; SUDA, H.; YONEYAMA, T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. **Int. Endod J.**; Oxford, v. 39, p. 119-126, 2006.

MOREIRA, E. J. L.; LOPES, H. P.; ELIAS, C. N.; FIDEL, R. A. S. Fratura por flexão em rotação de instrumentos endodônticos de NiTi. **Rev. Bras. Odontol.**; Rio de Janeiro, v. 59, p.412-414, 2002.

PARASHOS, P.; MESSER, H. H. Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. **Int. Endod J.**; Oxford, v. 37, p. 249-259, 2004.

PARASHOS, P.; MESSER, H. H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. **J Endod.**; Baltimore, v. 32,p. 1031-43, 2006.

PECÓRA, J. D.; CAPELLI, A.; SEIXAS, F. H.; MARCHESAN, M. A.; GUERISOLI, D. M. Z. Biomecânica Rotatória: Realidade ou Futuro? **Rev. Ass. Paul. Cir. Dent.**; São Paulo, v.56, p. 4-6, 2002.

PECÓRA, J. D. **Temas de Endodontia: Instrumentos rotatórios**. Ribeirão Preto: Laboratório de pesquisa em Endodontia, 2002. Disponível em <http://www.forp.usp.br/restauradora> acessado em 22/06/2007.

PRUETT, J. P.; CLEMENT, D. J.; CARNES JR, D. L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. **J. Endod.**; Baltimore, v. 23, p.77-85, 1997.

REIS, W. P.; ELIAS, C. N. Ligas de NiTi com superelasticidade e memória de forma. **Rev. Bras. Odontol.** Rio de Janeiro, v. 58, p. 300-304, 2001.

RÖDIG, T.; HÜLSMANN, M.; KAHLMEIER, C. Comparison of root canal preparation with two rotary NiTi instruments: Profile .04 and GT rotary. **Int Endo J.**; Oxford, v. 40, p. 553-562, 2007.

RODRIGUEZ, M. P. G.; LUQUE, C. M. A comparison of Profile, Hero 642, and K₃ instrumentation systems in teeth using digital imaging analysis. **Oral Surg Oral Med Oral Path.**; St Louis, v. 97, p. 112-15, 2004.

SATTAPAN, B.; NERVO, G. J.; PALMARA, J. E. A. Defects in rotatory nickel-titanium files after clinical use. **J. Endod.**; Baltimore, v. 26, p.161-65, 2000.

THOMPSON, S. A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **Int Endo J.**; Oxford, v. 33, p. 3294-310, 2000.

TRUPI, T. R.; BONACCORSO, A.; CONDORELLI, G. G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. **Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radiol Endod.**; St Louis, v. 102, p. 106-14, 2006.

TROIAN, C. H.; SÓ, M.V. R.; FIGUEREDO, J. A. P.; OLIVEIRA, E. P. M. Deformation and fracture of RaCe and K₃ endodontic instruments according to the number of uses. **Int Endo J.**; Oxford, v. 39, p. 616-625, 2006.

VERSLUIS, A.; MESSER, H. H.; PINTADO, M. R. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. **Int Endo J.**; Oxford, v. 39, p. 931-939, 2006.

WALIA, H.; BRANTLEY, W. A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. **J. Endod.**; Baltimore, v. 14, p.349-351, 1988.

ZARRABI, M. H.; BIDAR, M.; JAFARZADEH, H. An *in vitro* comparative study of apically extruded debris resulting from conventional and three rotary (Profile, Race, FlexMaster) instruments techniques. **J Oral Sci.**; Tokyo, v. 48, p. 85-88, 2006.

ZINELIS, S.; BENG, E.; MAGNISSALIS, A.; MARGELOS, J.; LAMBRIANIDIS, T. Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification. **J. Endod.**; Baltimore, v. 28, p.367-370, 2002.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)