

Universidade Estadual Paulista  
Faculdade de Odontologia de Araraquara

**ALEXANDRE SANDRI CÂMARA**

**AVALIAÇÃO DAS ALTERAÇÕES GEOMÉTRICAS E  
DIMENSIONAIS DOS INSTRUMENTOS DE NiTi DO  
SISTEMA PROTAPER PARA O SISTEMA PROTAPER  
UNIVERSAL E O EFEITO DESTAS SOBRE A  
FLEXIBILIDADE E A RESISTÊNCIA TORCIONAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Endodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", para a obtenção do título de Doutor em Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo

ARARAQUARA  
2008

Câmara, Alexandre Sandri.

Avaliação das alterações geométricas e dimensionais dos instrumentos de NiTi do sistema ProTaper para o sistema ProTaper Universal e o efeito destas para a flexibilidade e a resistência torcional / Alexandre Sandri Câmara. – Araraquara: [s.n.], 2008.

142 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,  
Faculdade de Odontologia

Orientador : Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo

1. Torque 2. Endodontia 3. Fratura I. Título

**ALEXANDRE SANDRI CÂMARA**

**AVALIAÇÃO DAS ALTERAÇÕES GEOMÉTRICAS E DIMENSIONAIS DOS INSTRUMENTOS DE  
NiTi DO SISTEMA ProTAPER PARA O SISTEMA ProTAPER UNIVERSAL E O EFEITO  
DESTAS SOBRE A FLEXIBILIDADE E A RESISTÊNCIA TORCIONAL**

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR EM ENDODONTIA

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo

2º Examinador: Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho

3º Examinador: Prof. Idomeo Bonetti Filho

4º Examinador: Prof. Dr. Manoel Eduardo de Lima Machado

5º Examinador: Profa. Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia

Araraquara, 23 de setembro de 2008.

## ***Dados Curriculares***

### ***Alexandre Sandri Câmara***

***NASCIMENTO*** 07 DE JANEIRO DE 1970 – Petrópolis/RJ

***FILIAÇÃO*** Luiz Machado Câmara  
Mercedes Maria Sandri Câmara

***1987/1990*** Curso de Graduação  
Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual do Rio de Janeiro – UERJ

***1994 / 1995*** Curso de Especialização em Endodontia  
Associação dos Cirurgiões – Dentistas de Santos e São Vicente – ACDSSV – Santos – SP

***1999 / 2002*** Curso de Pós-graduação em Endodontia, nível de Mestrado  
Faculdade de Odontologia da Unicastelo – SP

***2005 / 2008*** Curso de Pós-graduação em Endodontia, nível de Doutorado  
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

# *Dedicatória*

Dedico este trabalho ao meu filho Enzo, hoje a maior razão da minha existência e onde, além da minha esposa, eu busco forças diárias para seguir em frente. Mesmo você tendo apenas 2 anos e meio de idade e estando longe de compreender tudo isto, saberá num determinado momento o quanto você foi imprescindível para que isto se materializasse. Papai te ama muito!!!

## *Agradecimentos Especiais*

---

À **Deus**, simplesmente, por tudo. Por ter me permitido nascer perfeito e viver com saúde, por ter me dado uma família maravilhosa, por sempre fazer parte da minha vida guiando os meus passos e me ajudando sempre nos momentos de maior necessidade.

Aos meus queridos pais **Luiz e Mercedes** que, nesta hora, me faltam palavras para agradecer de forma escrita tudo o que vocês fizeram por mim durante toda a vida. De uma maneira simples, calma, correta e sempre de mãos dadas, me fizeram enxergar como eu deveria trilhar o meu caminho, não medindo esforços para ajudar sempre que precisei, não importando o que fosse. Os constantes ensinamentos de carinho, bondade, auxílio ao próximo, atenção para com as pessoas é algo que, até hoje, os vejo demonstrando, diariamente, e me pergunto se teria sido digno de receber isto tudo. Perdi a conta das vezes que presenciei vocês abdicarem dos seus sonhos, dos seus desejos em favor dos meus e o que mais me dói é ter plena consciência disto tudo e saber que não conseguirei retribuir, nem de longe, o que me foi proporcionado, mesmo tentando de toda as formas diminuir esta minha “dívida”. Me considero uma pessoa abençoada, um verdadeiro privilegiado, por ter tido pais como vocês que, acima de qualquer coisa, sempre se colocaram como verdadeiros amigos em todos os momentos da minha vida, me oferecendo palavras de estímulo, conselhos carinhosos, deixando sempre claro e aberto que, a qualquer momento que precisasse, aquele porto seguro estaria sempre disponível e de braços abertos a me receber. Hoje, com um filho de quase 2 anos e meio, posso começar a entender o significado de tudo isto. Se papai do céu perguntasse o que desejaria hoje, responderia que gostaria que a vida começasse de novo, renascendo nesta mesma família, tendo novamente vocês como pais apenas para que pudesse desfrutar de todos estes momentos maravilhosos que passei ao longo da minha vida por muito mais tempo. Por isso, rogo a Deus, diariamente, que permita que tais momentos se perpetuem por longos anos. Vocês são os grandes merecedores e responsáveis por mais esta etapa. Amo vocês!!!

À minha esposa **Renata**, que não tenho palavras para agradecer por tudo o que me fez e faz para que a vida simplesmente siga em frente. Graças aos seus constantes estímulos e apoios, vibrando com minhas conquistas, consegui caminhar nesta pós – graduação. Você é a grande responsável por eu ter chegado onde cheguei. Seu perfeccionismo, o sentimento ardente de amor ao próximo e sua humildade excessiva caracterizam virtudes que você ostenta para com todos que a cercam. Quando vejo a expressão de alegria nos olhos do nosso filho, tenho cada vez mais a certeza que valeu cada segundo esperar por você, que consegue cumprir o papel de amiga, mulher, esposa e mãe, ao mesmo tempo, sem perder a classe, a beleza, o caráter e a incansável vontade de fazer com que as coisas saiam sempre corretas. Tenho um enorme orgulho de você e sinto um grande prazer em ditar aos quatro cantos o quanto sou seu fã.

Apenas peço a Deus, do fundo do meu coração, que lhe dê muita saúde e paz por muito tempo para que possamos e tentemos cuidar do nosso filho da melhor maneira, lutando para fornecer a ele tudo aquilo que não tivemos chance de obter. Que os anjos ouçam e digam amém. Amo muito você!!!

À minha irmã **Fernanda** que, embora distante fisicamente, sempre foi para mim um exemplo presente de coragem e admiração. Sua constante necessidade em superar obstáculos sem se deixar abater faz de você um exemplo ímpar de pessoa, mãe e mulher. Que Deus te abençoe e te guie sempre por todos os seus caminhos. Meu eterno carinho e gratidão.

Aos meus sobrinhos **Bernardo, Gustavo e Marcela**, crianças que eu vi nascer e que hoje se transformaram em adolescentes bonitos, saudáveis e extremamente carinhosos, por fazerem parte da minha vida enchendo a mesma de alegria e amor.

À minha tia **Anna Maria** (*in memorian*), por ter sido minha primeira paciente e por acreditar sempre na minha capacidade e no meu trabalho, me ajudando em todas as fases da minha vida e me cercando sempre de muito carinho e afeição. Sinto e tenho a convicção que um dia iremos nos encontrar novamente.

Aos meus tios **Giancarlo e Jorge**, e à minha prima **Daniela**, pela presença sempre marcante, carinho, interesse e constante apoio. Minha gratidão por vocês é imensa e eterna.

À minha tia **Helena** e aos meus **primos** que, embora não tenhamos tanto contato físico, sempre me dedicaram muito amor e carinho.

À minha sogra **Maria Antonieta** e ao meu sogro “emprestado” **Ovídio**, que realmente me adotaram como filho, me ajudando e me apoiando em todos os momentos desta trajetória.

*Agradecimientos*

---

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo**

Pessoa de incrível valor espiritual, amigo a quem recorri inúmeras vezes solicitando auxílio e dono de uma capacidade intelectual que poucas vezes presenciei ao longo da minha vida. Devo a você o meu ingresso no doutorado, o meu crescimento como professor e a oportunidade de acesso a um universo desconhecido.

A sua incansável busca pela perfeição aliada a um senso de ousadia sem deixar de lado a sua humildade peculiar o credenciam como um exemplo de ser humano que ensina como a vida profissional deve ser encarada. Embora a distância física tenha nos afastado por um tempo, você nunca deixou de se interessar em saber como a pesquisa caminhava. Em vários momentos durante o curso, estive sempre do meu lado, me apoiando, ajudando e, principalmente, me aturando para que tudo saísse da melhor maneira possível. Tenho plena consciência que a minha “dívida” com você é impagável e que, por mais que eu tente amortizá-la, qualquer coisa que eu faça, nunca será suficiente para retribuir tudo aquilo que fez por mim.

Dizer a você muito obrigado seria muito pouco e talvez até um pouco piegas. Desejo que você continue a brilhar na sua trajetória profissional como até hoje fez e que continue em ascensão por muitos e muitos anos. Riscos, problemas, percalços nunca vão deixar de existir até porque sucesso e felicidade são sentimentos invejados por muitos e conquistados por poucos. Rogo a Deus para que conserve este seu jeito e permita que você continue a distribuir o seu vasto conhecimento de maneira simples, fácil e compreensiva pois, desta forma como professor, você ensina a todos o valor real de uma grande amizade.

Meu profundo carinho, admiração, respeito e gratidão.

**À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Guiomar de Azevedo Bahia**

Que desde o início, quando aceitou me auxiliar nesta empreitada, não poupou esforços para que o mesmo fosse desenvolvido, não bastaria a minha simples gratidão. Desde que eu a conheci e, até hoje, pude verificar e, até mesmo, presenciar que, não apenas a postura de professora era inerente a você, mas também a de uma pessoa conselheira, acolhedora, e, acima de tudo, amiga. Em momentos que eu julgava estar completamente perdido, você vinha com detalhes, explicações e pormenores que tornavam a pesquisa simples de ser compreendida. Sua busca incansável pela sabedoria, aliada a paixão pelo ensino da Endodontia, transformam você em um exemplo de humildade e caráter a serem seguidos, onde o reflexo disto tudo, inclusive, é estampado no rosto dos seus orientados, que tive o prazer de conhecer alguns e me tornar amigo e que se tornaram verdadeiros apaixonados pela ciência e pelo prazer de, simplesmente, ajudar. Perdi a conta das vezes que telefonei, insisti e até mesmo perturbei você sobre este trabalho e vários outros assuntos, onde você, sempre pronta e solícita, surgia com uma ternura na voz que fazia com que tudo tivesse uma solução simples e fácil. É.....você foi uma “mãe” para mim neste longo caminho.

Hoje, procuro um adjetivo à altura para tentar expressar a minha enorme gratidão por toda a ajuda recebida e não encontro. Pessoas abençoadas como você sempre farão sucesso em qualquer lugar que estejam, deixarão saudades por onde passarem e serão lembradas constantemente, pelo simples fato de amarem o que fazem. Que Deus sempre a ilumine ao longo de sua vida e a ajude a manter essa inesgotável disposição em ajudar os outros que lhe é peculiar, pois é onde nós buscamos inspiração para nos tornarmos pessoas melhores.

Muito obrigado por tudo.

Ao **Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono**, pessoa de caráter ímpar, dono de uma alegria contagiante e de um conhecimento impressionante que consegue transformar a aridez de certos assuntos em temas simples e fáceis de serem compreendidos, meu agradecimento sincero. Obrigado por me receber em seu laboratório de metalurgia, permitir que os ensaios fossem realizados e pelos ensinamentos constantes.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, na pessoa de seu diretor **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla**, pelas condições oferecidas para a realização do Curso de Doutorado em Endodontia.

Ao **Prof. Dr. Manoel Eduardo de Lima Machado**, meu amigo, a quem devo meu ingresso na carreira docente e quase tudo que eu aprendi sobre Endodontia. Agradeço por ter acreditado na minha pessoa, por todos os nossos anos de convivência e pela constante boa vontade em me ajudar sempre que preciso.

Ao **Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho**, com quem aprendi muita ciência mas, acima de tudo, o real valor de uma verdadeira amizade. Muito obrigado por todos os ensinamentos transmitidos e pelo carinho e atenção com que sempre me recebeu.

Ao **Prof. Dr. Fábio Luiz Berbert**, por toda a convivência dispensada nestes anos e pelos exemplos constantes de bondade e afeição demonstrados para comigo.

Ao **Prof. Dr. Mario Tanomaru Filho**, que, embora não tenhamos tido tanto contato direto, conheci de perto o seu amor e sua dedicação à pesquisa. Obrigado por acreditar na minha pessoa.

Ao **Prof. Dr. Roberto Miranda Esberard**, obrigado pela amizade e apoio a mim destinados.

Ao **Prof. Dr. Edson Jorge Lima Moreira**, pela realização dos ensaios estatísticos e pela constante ajuda em me ensinar sempre quando precisei.

Aos colegas e amigos do curso de doutorado, **Anderson Paulo, Alexandre Bier, Cristiane Bonanato, Denise Leonardi, Eduardo Bortoluzzi, Erick Souza, Gustavo Sivieri, Henrique Somenzari (in memorian), Maurício Aguirre, Jose Carlos Rivas, Renato Palo, Ronaldo Ferreira, Fernando Crisci, Marco Aurélio Borges e Regina Pontes Lima**. Obrigado pela amizade de vocês e pela convivência prazerosa durante todo este tempo. Que Deus os abençoe.

Às funcionários da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP **José Alexandre Garcia, Rosângela Aparecida Silva dos Santos, Flávia Sousa de Jesus e em especial, à Mara Amaral**, por sua dedicação, carinho, atenção tendo me aturado diversas vezes, principalmente nos últimos dias à entrega deste trabalho.

Aos funcionários da Disciplina de Endodontia desta faculdade, **Sra. Célia, Sra. Creusa, Sra. Adriana, Sr. Pedro, Sr. Mário** pela amizade e carinho com que sempre me atenderam.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, em especial à **Maria Helena Matsumoto Komasti Leves**, pela enorme atenção dispensada a mim quando mais precisei durante a correção da tese.

À Dentsply Brasil, na pessoa do **Prof. Dr. Rodrigo Reis**, por ter permitido que eu me ausentasse para frequentar as aulas do doutorado, entendendo que isto seria importante para a minha formação. Muito obrigado.

À Dentsply Maillefer, na pessoa do **Sr. Daniel Nobs**, pela amizade de sempre, apoio constante e pela cessão dos materiais para o presente trabalho.

Aos professores do **Programa de Pós-graduação em Endodontia**, por todos os conhecimentos transmitidos.

## *SUMÁRIO*

|                                      |            |
|--------------------------------------|------------|
| <b>Resumo .....</b>                  | <b>19</b>  |
| <b>Abstract .....</b>                | <b>21</b>  |
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>            | <b>23</b>  |
| <b>2 REVISÃO DA LITERATURA .....</b> | <b>30</b>  |
| <b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>            | <b>63</b>  |
| <b>4 MATERIAL E MÉTODO .....</b>     | <b>65</b>  |
| <b>5 RESULTADO .....</b>             | <b>81</b>  |
| <b>6 DISCUSSÃO .....</b>             | <b>100</b> |
| <b>7 CONCLUSÃO.....</b>              | <b>118</b> |
| <b>8 REFERÊNCIAS .....</b>           | <b>120</b> |
| <b>Anexo .....</b>                   | <b>136</b> |

Câmara AS. Avaliação das alterações geométricas e dimensionais dos instrumentos de NiTi do Sistema ProTaper para o Sistema ProTaper Universal e o efeito destas sobre a flexibilidade e a resistência torcional [tese doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

## RESUMO

O presente trabalho se propôs a avaliar as alterações geométricas e dimensionais dos instrumentos de NiTi do sistema ProTaper Universal em relação ao sistema ProTaper, bem como o efeito destas sobre a flexibilidade e a resistência à torção dos instrumentos. Um total de 298 instrumentos foram empregados neste estudo. Inicialmente, 12 instrumentos de cada tipo dos dois sistemas foram submetidos a uma caracterização geométrica e dimensional por microscopia óptica. Foram avaliados os parâmetros ângulo, comprimento e diâmetro de ponta, comprimento de cada pitch ao longo das hastes e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta. Além disso, a área da secção transversal destes instrumentos a 3mm a partir da ponta foi determinada em imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura, usando 01 instrumento de cada formato. Após isto, todos os instrumentos foram aleatoriamente divididos em 4 grupos distintos: Grupo 1 contendo 60 instrumentos ProTaper S1, S2, F1, F2 e F3, sendo 12 unidades de cada formato para os ensaios de torção; Grupo 2 contendo 60 instrumentos ProTaper S1, S2, F1, F2 e F3, sendo 12 unidades de cada formato para os ensaios de flexibilidade; Grupo 3 contendo 84 instrumentos ProTaper Universal S1, S2, F1, F2, F3, F4 e F5, sendo 12 unidades de cada formato para os ensaios de torção; Grupo 4 contendo 84 instrumentos ProTaper S1, S2, F1, F2, F3, F4 e F5, sendo 12 unidades de cada formato para os ensaios de flexibilidade. Tais ensaios de torção e flexibilidade foram executados de acordo com a especificação ISO 3630-1 em um dispositivo de bancada para testes utilizando um programa para aquisição e processamento dos dados especialmente desenvolvido para este fim. Os valores para torque máximo, deflexão angular até a fratura e momento de dobramento foram analisados estatisticamente pelo teste t de *Student*. Os resultados demonstraram que os instrumentos dos sistemas ProTaper e ProTaper Universal apresentaram boa padronização geométrica e características de superfície aceitáveis, embora tenham sido verificadas diferenças geométricas e dimensionais entre instrumentos similares dos sistemas. O torque máximo e o momento de dobramento a 45° foram maiores para os instrumentos com maiores diâmetros e áreas de secção transversal a 3mm da ponta em ambos os sistemas, muito embora a deflexão angular não tenha apresentado esta mesma relação.

**Palavras-chave:** Endodontia; torque; fratura

Câmara AS. Evaluation of instruments structural changes from NiTi ProTaper System to NiTi ProTaper Universal System and their effects over torsional resistance and flexibility [tese doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

## **ABSTRACT**

The present study has proposed to evaluate the instruments structural changes from NiTi ProTaper System to NiTi ProTaper Universal System as well this effect over torsional resistance and flexibility. It was used a total amount of 298 instruments. At the beginning, 12 instruments of each size from both systems were analyzed dimensional and geometrically by optical microscopy under parameters of angle, length and tip diameter, pitch's length along the blade and instrument's diameter from tip until the end of the active part. Besides, one sample of each size had its 3-mm from the tip's cross sectional area calculated under SEM images. After that, all the instruments were randomly divided into 4 different groups: Group 1 having 60 ProTaper instruments inside (S1, S2, F1, F2 and F3), 12 samples from each size, to be submitted to torsion test; Group 2 having 60 ProTaper instruments inside (S1, S2, F1, F2 and F3), 12 samples from each size, to be submitted to bending test; Group 3 having 84 ProTaper Universal instruments inside (S1, S2, F1, F2, F3, F4 and F5), 12 samples from each size, to be submitted to torsion test; Group 4 having 84 ProTaper instruments inside (S1, S2, F1, F2, F3, F4 and F5), 12 samples from each size, to be submitted to bending test. These torsion and bending tests were performed using a bench test device connected with a software to acquire and process data specially developed to this purpose, according to ISO 3630-1. Maximum torque, angular deflection until fracture and bending moment values were statistically analysed using Student's t test. The results have shown that ProTaper and ProTaper Universal system's instruments presented good geometric standardization and acceptable surface features, however differences were detected among the systems. The maximum torque and the bending moment at 45°. were higher for instruments with larger diameters and cross sectional area at 3mm from the tip in both systems even though angular deflection hasn't shown this same relationship.

**Key Words:** Endodontics; Torque; Fracture

## 1 Introdução

Na Endodontia, a adequada e perfeita limpeza e modelagem do sistema de canais radiculares, combinada a uma obturação tridimensional (Schilder<sup>93</sup>, 1974) são fatores imprescindíveis para o sucesso do tratamento. O conhecimento da biologia endodôntica e o domínio de novas tecnologias contribuem para melhorar a qualidade desta terapia e facilitam, sobremaneira, o dia – a – dia clínico do profissional, permitindo assim, resultados mais previsíveis.

O emprego de instrumentos fabricados a partir de um composto binário de níquel e titânio (NiTi) se constitui em um destes fatores mais importantes, já que, durante muitos anos, uma relativa negligência no que tange à melhorias em metais e ligas pôde ser observada (Serene et al.<sup>96</sup>, 1995). O início deste universo data, para a Endodontia, de 1988, quando Walia et al.<sup>111</sup> empregaram a liga NiTinol proveniente de fios ortodônticos para o fabrico de instrumentos a serem utilizados no interior dos canais radiculares, cujos resultados experimentais indicaram que as propriedades mecânicas do NiTi se mostraram bem superiores quando comparados aos instrumentos fabricados em aço inoxidável.

Estas ligas representam um grupo de materiais metálicos especiais que recuperam espontaneamente a sua forma original após terem sofrido uma deformação plástica macroscópica superior ao seu limite de escoamento aparente. Este comportamento é diferente do exibido por outros metais, como, por exemplo, o aço inoxidável que, facilmente, se deforma plasticamente com pequenas tensões superiores ao seu limite de escoamento.

Estas ligas (NiTi) possuem a capacidade de alterar sua estrutura cristalina, levando a mudanças em suas propriedades mecânicas. Esta mudança de fase no estado sólido é classificada como transformação martensítica (TM), a qual ocorre em função de variações de temperatura e de aplicação de tensão. Durante a transformação martensítica, duas propriedades diferenciadas desta liga podem ser vistas: o efeito memória de forma (EMF) e a superelasticidade (SE). O Efeito Memória de Forma ocorre quando o metal é

deformado de forma, aparentemente, permanente, recuperando sua forma original quando submetido a um aquecimento moderado. A Superelasticidade é um tipo de Efeito Memória de Forma onde há grande deformação recuperável sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada, onde a recuperação de forma se dá apenas com a retirada da tensão, sem necessidade de aquecimento.

Nos instrumentos endodônticos, a transformação martensítica ocorre em função da tensão gerada no interior do canal radicular. Assim que a tensão cessa, ou seja, assim que o instrumento é removido do interior do canal, a transformação reversa ocorre, restaurando a forma original dos instrumentos (Otsuka, Wayman<sup>66</sup>, 1998; Thompson<sup>104</sup>, 2000).

Embora existam muitas outras ligas que possuem propriedades de superelasticidade, tais como cobre – zinco (Cu – Zn), cobre – alumínio (Cu – Al), ouro – cádmio (Au – Cd), titânio – nióbio (Ti – Nb) (Serene et al.<sup>96</sup>, 1995), a liga de NiTi superelástica é a mais apropriada para a fabricação de instrumentos endodônticos pois estes são altamente flexíveis, consideravelmente mais resistentes à fadiga que os instrumentos de aço inoxidável (Moreira<sup>64</sup>, 2006), apresentam maior compatibilidade biológica e excelente resistência à corrosão (Serene et al.<sup>96</sup>, Thompson<sup>104</sup>, 2000).

O início de sua comercialização deu – se em 1992, na Escola de Medicina Dentária da Universidade da Carolina do Sul, quando limas Mac de NiTi (“NiTi Mac Files”) tornaram – se disponíveis para o público em geral. A partir de então, esta liga passou a ser empregada no fabrico de vários tipos de instrumentos que, hoje em dia, comumente, são encontrados no mercado como limas, espaçadores, condensadores, brocas, etc (Serene et al.<sup>96</sup>, 1995). Com o passar do tempo e o conhecimento mais aprimorado sobre a alta flexibilidade associada à superelasticidade, para se buscar novas alternativas para o fabrico destes instrumentos, a pesquisa passou a ser norteadada para instrumentos de NiTi que pudessem trabalhar em todo o canal radicular de modo automatizado. A possibilidade de utilização de motores para o acionamento destes instrumentos baseou-se no aumento da segurança durante a formatação de canais radiculares curvos, minimizando erros durante os procedimentos de

instrumentação dos mesmos, além de possibilitar um tratamento mais rápido comparado ao que emprega instrumentos convencionais de aço inoxidável. Os desenhos de seção transversal e conicidades diferentes, assim como o modo de ação dos instrumentos de NiTi acionados a motor, criaram uma nova categoria de instrumentos endodônticos que têm apresentado bons resultados no que tange ao preparo biomecânico destes canais radiculares, mantendo a trajetória original do canal, conicidade maior que a original e obturação com características de fluxo contínuo (Bahia, Buono<sup>6</sup>, 2005).

Atualmente existem no mercado vários sistemas de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor que vêm ganhando crescente aceitação e popularidade entre clínicos e especialistas. Entretanto, uma grande preocupação entre os profissionais é a fratura desses instrumentos, que pode ocorrer sem qualquer sinal prévio de deformação plástica. Esta ocorrência está diretamente relacionada a duas circunstâncias: fratura por torção e fadiga por flexão (Sattapan et al.<sup>86</sup> 2000).

Diversos fatores têm sido relacionados com a fratura durante o uso clínico. A forma do canal radicular, considerando seu raio e ângulo de curvatura, associada ao diâmetro do instrumento no ponto de curvatura máxima, determinado pela distância da curvatura à sua ponta, do seu  $D_0$  e de sua conicidade, definirão o estado de tensão sobre a haste flexionada (Pruett et al.<sup>77</sup>, 1997; Bahia, Buono<sup>6</sup>, 2005). Quando o instrumento gira no interior de um canal curvo, tensões alternadas de tração e compressão são geradas no instrumento, que também estará sujeito à forças torsionais provenientes das áreas de contato do instrumento com as estruturas submetidas a seu efeito oferecendo maior ou menor resistência ao corte. Além disso, o torque aplicado ao instrumento é uma dentre diversas variáveis que podem influenciar, sobremaneira, a incidência de travamento, deformação e fratura por torção. Se o nível de torque aplicado ao instrumento é igual ou maior ao seu torque máximo, o instrumento irá se deformar e fatalmente romper (Yared<sup>122</sup>, 2004; Bahia, Buono<sup>6</sup>, 2005). Além disso, a velocidade de rotação, as condições de uso e até a experiência do operador podem influenciar neste processo. No entanto, até o momento não existe um protocolo padrão que possa orientar, adequadamente, o profissional quanto à vida útil destes instrumentos,

estabelecendo critérios de previsibilidade quanto à reutilização dos instrumentos de NiTi acionados a motor, o que envolve a necessidade de estudos cada vez mais aprofundados das suas propriedades mecânicas.

Até então, todos os sistemas encontrados no mercado, independente das suas características específicas de seções transversais, variações nas angulações helicoidais, seqüências de uso, etc., apresentavam um mesmo aspecto: todos possuíam conicidades fixas. Independente de qual valor possuíssem, tornava-se claro, a partir do seu diâmetro  $D_0$ , conhecer todas as suas medidas ao longo de toda a lâmina do instrumento. Além disso, os fabricantes sempre recomendaram o emprego destes instrumentos de conicidades fixas sob uma cinemática de pressão leve em sentido apical com movimentos constantes de vai e vem (“pecking motion”) até que os mesmos não conseguissem avançar mais nas suas trajetórias – obrigando assim a troca destes – ou até que atingissem o comprimento desejado, o que demonstra a preocupação em serem exercidas forças em sentido vertical durante todo o tempo de preparo do canal por meio do emprego destes instrumentos.

Em 2001, foi lançado no mercado um sistema de instrumentos de NiTi acionados a motor chamado ProTaper (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) que mostrava um novo conceito de design e cinemática de emprego. O que o credenciava dentro destes novos preceitos era o fato de apresentar conicidades variáveis e progressivas (daí a origem do seu nome ProTaper, que significa “progressive taper” ou “conicidades progressivas”) dentro da mesma lâmina. A mudança no emprego, utilizando pressões laterais ao invés de verticais, para que o preparo do canal radicular fosse executado, indicando para isto que a manobra de “pecking motion” fosse abandonada, dando lugar a um movimento de pincelamento, onde tais pressões laterais são executadas contra as paredes do canal radicular (Ruddle<sup>84</sup>, 2005). Neste sistema havia seis instrumentos que eram empregados durante toda a fase de preparo do canal, divididos em dois grupos: três instrumentos indicados para a manobra de preparo propriamente dita chamados de instrumentos de modelagem (do inglês “Shaping”) S1, S2 e SX e três instrumentos de acabamento (do inglês

“Finishing”) F1, F2 e F3 indicados para realizar o refinamento do preparo, principalmente, na região apical. Com o tempo, pôde-se verificar que existiam algumas limitações quanto ao uso deste sistema. Como o instrumento mais calibroso (F3) detinha em seu D<sub>0</sub> 0,30mm de diâmetro, raízes que possuíam valores maiores do que este em seus diâmetros apicais dependiam do emprego de instrumentos de outros sistemas – ou mesmo limas manuais – ou deixavam de ser adequadamente instrumentadas. Além disso, pelos valores elevados de conicidade neste último instrumento especificamente, o mesmo tornava-se demasiadamente rígido devido ao aumento de sua massa metálica, o que dificultava e quase impedia o seu emprego em raízes curvas e achatadas.

Desta forma, em 2006, para se aprimorar tal sistema, evitando-se fraturas ou a utilização de outros instrumentos, um sistema mais otimizado, foi lançado no mercado – o Sistema ProTaper Universal (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) –, onde o conceito de conicidades variáveis foi mantido. Além dos 6 instrumentos previamente descritos, foram lançados outros dois instrumentos de acabamento – F4 e F5 – com diâmetros de ponta medindo 0,40mm e 0,50mm, respectivamente. Além do aumento no número de instrumentos “Finishing”, outras alterações, segundo o fabricante, marcam o novo sistema como uma ponta – guia mais arredondada sem ângulo de transição, garantindo com isso, mais segurança durante a formatação; alteração na geometria de fabrico de alguns instrumentos, fazendo com que a transição entre eles seja mais suavizada (West<sup>113</sup>, 2006) e mudança na seção transversal dos instrumentos F3 (em formato de “U”) a fim de se buscar maior flexibilidade e segurança (Spanaki – Voreadi et al.<sup>101</sup>, 2006).

Além disso, segundo o fabricante, embasado no conceito do preparo por meio de uma cinemática de pincelamento com pressões laterais, estes instrumentos foram projetados para trabalhar em áreas específicas do canal radicular, reduzindo a tensão sobre os mesmos, e, conseqüentemente, a deformação e a fratura. Desta forma, haja vista uma grande quantidade de modificações no sistema original, torna-se necessário aprofundar o conhecimento a respeito das características geométricas, dimensionais,

propriedades físicas, estruturais e mecânicas destes novos instrumentos e compará – los aos antigos a fim de confirmar sua eficácia, tornando sua aplicação clínica mais segura.

## **2 Revisão da literatura**

### **2.1 Anatomia do Sistema de Canais Radiculares**

Para o sucesso da limpeza e modelagem dos canais radiculares, Schilder<sup>93</sup> (1974) propôs um conjunto de objetivos que são alcançados através de procedimentos mecânicos. Idealmente, o canal preparado deve ter uma forma cônico – afunilada e contínua em direção ao ápice, com a curvatura natural dos canais preservada e o forame em sua posição espacial original com o menor diâmetro possível, facilitando, desta maneira, a realização de uma obturação tridimensional e hermética.

Roane et al.<sup>79</sup> (1985) ressaltaram que a curvatura radicular é uma ocorrência freqüente na dentição humana, especialmente nos molares, e introduz fatores no preparo que, se não controlados, produzem resultados técnicos indesejáveis como transportes, formação de degraus e até perfurações. Conceitos de instrumentação têm sido desenvolvidos para lidar com esta situação mas, mesmo assim, é comum canais curvos serem alargados até um diâmetro menor do que seriam se estivessem em uma raiz reta. A justificativa para este procedimento é simplesmente o fato de que instrumentos de menor calibre causam menos transporte porque são mais flexíveis e se adaptam melhor à curvatura original do canal, além de possuírem menor eficiência de corte, expressando menos efeitos indesejáveis. Entretanto, as preparações com menores diâmetros ocasionam uma limpeza química e mecânica insatisfatória do canal.

Ainda de acordo com os mesmos autores, embora a técnica de instrumentação possa levar a tais erros, de um modo geral, estas iatrogenias são causadas pela força de restauração, ou seja, a tendência do instrumento em voltar à sua forma reta original quando inserido em um canal curvo (Machado<sup>54</sup>, 2007), devido à rigidez do aço inoxidável comumente empregado na fabricação de instrumentos endodônticos.

Wildev et al.<sup>114</sup> (1992) verificaram que, durante a instrumentação, quanto mais abrupta for a curvatura, mais concentradas serão as forças contra as paredes do canal. A importância do fator geométrico na instrumentação de

canais curvos aumenta quando se considera a presença de curvaturas primária, secundária e terciária, o que torna ainda mais complexa a anatomia do sistema de canais radiculares.

Estes autores também frisaram que o tipo de instrumento utilizado deve ser cuidadosamente avaliado. O material do qual as limas são confeccionadas precisa ser duro o suficiente para ter bordas cortantes e resistir à fratura, porém flexível de forma a seguir as curvaturas.

A geometria da curvatura do canal foi definida por Pruett et al.<sup>77</sup> (1997) através de dois parâmetros: ângulo e raio de curvatura. O raio de curvatura é o raio de um círculo que coincide com o caminho tomado pelo canal na área de curvatura mais abrupta. O ângulo de curvatura é o ângulo formado entre as linhas perpendiculares traçadas das tangentes, que intersectam no centro do círculo. O raio de curvatura representa quão abrupto ou severo um ângulo de curvatura específico ocorre, quando o trajeto do canal desvia de uma linha reta. Quanto menor o raio de curvatura, mais abrupto é o desvio do canal. Canais de mesmo ângulo podem ter curvaturas diferentes se seus raios forem diferentes, com algumas curvaturas mais abruptas que outras quanto menor for o raio.

De acordo com Cohen, Burns<sup>26</sup> (2000), a anatomia dental impõe limitações ao correto preparo do sistema de canais. Raízes com formato regular e um único forame apical caracterizam mais a exceção do que a regra. A situação real, com a presença de foraminas múltiplas, deltas, istmos, ramificações e curvaturas, confinados num espaço diminuto e cercado por paredes dentinárias com alta dureza, propicia o aparecimento de acidentes iatrogênicos.

Na tentativa de superar as limitações quanto à anatomia dental e às apresentadas pelo aço inoxidável, a liga metálica à base de níquel-titânio (NiTi) como um material alternativo para a confecção de instrumentos endodônticos foi introduzido na Endodontia para o preparo de canais radiculares.

## **2.2 Propriedades das ligas NiTi**

Conforme Melton<sup>61</sup> (1990); Auricchio et al.<sup>4</sup> (1997); Thompson<sup>104</sup> (2000), as ligas níquel-titânio foram desenvolvidas por W. F. Buehler, no início dos anos 60, para a aplicação em peças e instrumentos destinados ao programa espacial, dotadas de propriedades anti-magnéticas e resistência à corrosão. Estas ligas receberam a denominação genérica de “Nitinol” por terem sido desenvolvidas no Naval Ordnance Laboratory – NOL – um centro de pesquisas da marinha Norte-Americana.

Serene et al.<sup>96</sup> (1995); Thompson<sup>104</sup> (2000) verificaram que as ligas NiTi são largamente utilizadas por causa de suas propriedades especiais: a superelasticidade (SE) e o efeito memória de forma (EMF), além de possuírem também elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade. Estes autores descreveram que a liga níquel-titânio usada na Endodontia contém, aproximadamente, 56% em peso de níquel e 44% em peso de titânio.

Otsuka, Wayman<sup>66</sup> (1998); Thompson<sup>104</sup> (2000) afirmaram que tanto o efeito memória de forma (EMF) quanto a superelasticidade (SE) estão associados à ocorrência de uma mudança de fase no estado sólido: a transformação martensítica (TM), que pode ser induzida pela aplicação de tensão ou pela redução da temperatura. Esta transformação ocorre entre uma fase de estrutura cristalina de alta simetria, chamada austenita ou fase parente, e uma fase de baixa simetria, chamada martensita. Tipicamente, a austenita é estável em altas temperaturas e baixos valores de tensão enquanto a martensita é estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão. A transformação de fase entre austenita e martensita é a chave para explicar o EMF e a SE.

Os mesmos autores explicaram que, durante esta transformação, os átomos se movem cooperativamente por um mecanismo do tipo cisalhamento sem alterar a composição química da matriz e são rearranjados em uma nova estrutura cristalina mais estável. O efeito memória de forma é a capacidade de se recuperar grandes deformações não lineares através de um aquecimento moderado, apesar de o material ter sofrido uma deformação aparentemente permanente. A superelasticidade é um caso particular do EMF em que a recuperação de forma se dá apenas com a retirada da tensão, sem

necessidade de aquecimento. Nas ligas NiTi, a SE está associada a uma grande deformação recuperável (até 8%) sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada. Enquanto o EMF envolve processos térmico e mecânico, na SE a força motriz para a transformação é mecânica.

Thompson<sup>104</sup> (2000); Kuhn et al.<sup>48</sup> (2001); Kuhn, Jordan<sup>49</sup> (2002) observaram que as propriedades mecânicas e o comportamento das mesmas variam de acordo com a composição química, características de produção e o tratamento termo-mecânico durante a fabricação.

Thompson<sup>104</sup> (2000); Miyai et al.<sup>63</sup> (2006) reforçaram que, no caso dos instrumentos endodônticos, a TM ocorre em função da tensão imposta pela curvatura no interior do canal radicular. Assim que a tensão cessa, ou seja, assim que o instrumento é removido do interior do canal, a transformação reversa ocorre restaurando a forma original do mesmo. A superelasticidade associada com a transformação martensítica induzida por tensão é uma propriedade única das ligas NiTi. Em Endodontia, os instrumentos de NiTi superelásticos facilitam a instrumentação de canais curvos gerando um preparo eficiente dos mesmos.

Conforme Kuhn et al.<sup>48</sup> (2001), no caso da transformação martensítica induzida por temperatura, com o resfriamento da austenita, a martensita começa a se formar numa temperatura denominada Ms e o material torna-se martensítico abaixo da temperatura final de transformação, denominada Mf. Já com o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita, denominada temperatura As. Entre As e Af, que é a temperatura final da transformação reversa, ambas martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura Af, a liga é totalmente austenítica.

Desta forma, Brantley et al.<sup>19</sup> (2003); Bahia<sup>5</sup> (2004) afirmaram que instrumentos de níquel-titânio são completamente austeníticos, uma vez que a temperatura Af, que indica a completa transformação de martensita para austenita, encontra-se abaixo da temperatura ambiente.

Bahia<sup>5</sup> (2004) verificou que as temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas em amostras de instrumentos endodônticos de NiTi, são em média: 18,2°C para Ms; -2,3°C para Mf; 3,4°C para As e 22,9°C para Af. Verifica-se que a liga encontra-se totalmente austenítica à temperatura ambiente, conseqüentemente apresentando características de superelasticidade.

Otsuka, Ren<sup>65</sup> (2005) citaram que a transformação martensítica nas ligas com memória de forma é usualmente termoelástica, isto é, é reversível pelo aquecimento e ocorre em uma estreita faixa de temperatura. As temperaturas de transformação determinam em qual faixa de temperatura o EMF ou a SE podem ser observados.

### **2.3 Flexibilidade das ligas NiTi**

Ao compararem limas #15 experimentais fabricadas em níquel-titânio e em aço inoxidável, Walia et al.<sup>111</sup> (1988) observaram que o NiTi apresenta duas ou três vezes mais flexibilidade, assim como superior resistência à fratura por torção que o aço tradicionalmente utilizado, fazendo com que isto seja uma das maiores razões para se utilizar a liga NiTi para a confecção de instrumentos endodônticos.

Miserendino<sup>62</sup> (1991) observou que pequenas variações no *design* de instrumentos endodônticos têm um efeito significativo nas propriedades físicas e mecânicas das limas tais como eficiência de corte, resistência torcional e flexibilidade.

Serene et al.<sup>96</sup> (1995) relataram que, devido à sua flexibilidade aumentada, as limas de níquel-titânio têm a vantagem de causar menos transporte do canal durante a instrumentação.

A norma da ISO número 3630-1<sup>43</sup>, assim como a norma 28<sup>28</sup> da ANSI/ADA, trazem alguns requisitos relativos às propriedades mecânicas de instrumentos endodônticos. Para se determinar a flexibilidade dos instrumentos, são realizados testes de dobramento, cujos resultados traduzem o comportamento dos instrumentos no interior de canais curvos. A resistência

ao dobramento das limas endodônticas depende das suas propriedades metalúrgicas como por exemplo o uso de diferentes ligas e suas formas geométricas (Schäfer, Tepel<sup>92</sup>, 2001).

De acordo com Behnke<sup>10</sup> (2001), existem diferenças em algumas propriedades das ligas NiTi quando estas são comparadas com as do aço inoxidável, tradicionalmente utilizado na fabricação de instrumentos endodônticos.

Instrumentos com flexibilidade aumentada causam um número menor de alterações indesejáveis na forma dos canais radiculares preparados. Este aumento na flexibilidade é alcançado tanto por alterações nas características de design dos instrumentos como diferentes variações na secção transversal dos mesmos, como também pelo uso da liga NiTi (Schäfer, Tepel<sup>92</sup>, 2001; Schäfer et al.<sup>87</sup>, 2003).

Com relação ao *design*, em 2001, Schafer, Tepel<sup>92</sup> mencionaram que a configuração da secção transversal é o principal parâmetro a influenciar as propriedades flexurais dos instrumentos, exercendo uma influência predominante sobre o número de espirais cortantes.

Schäfer, Lohmann<sup>91</sup> (2002); Schäfer, Florek<sup>88</sup> (2003); Berutti et al.<sup>12</sup> (2003) relataram que, não apenas as propriedades mecânicas da liga, mas também a configuração dos instrumentos, especialmente a forma da secção transversal, são fatores importantes para o comportamento dos instrumentos de NiTi.

Berutti et al.<sup>12</sup> (2003) mencionaram que, durante a instrumentação dos canais radiculares, os instrumentos rotatórios de NiTi são submetidos a tensões contínuas no interior dos condutos devido à sua anatomia e à dureza da dentina que precisa ser cortada.

Schäfer et al.<sup>87</sup> (2003) verificaram que instrumentos rotatórios de NiTi são extremamente flexíveis, o que clinicamente se mostra bastante desejável. Devido a esta flexibilidade, a carga sobre as bordas cortantes é reduzida, o que por sua vez também reduz a tensão nos instrumentos e a

possibilidade de fraturas. Além disso, também é reduzido o risco de transporte durante a formatação dos canais. Eles também verificaram que há uma grande correspondência entre a área da secção transversal e a rigidez dos instrumentos, o que pode indicar a configuração da secção como fator predominante a afetar a resistência ao dobramento das limas. É possível supor então que, quanto maior for o diâmetro, a área da secção transversal ou a conicidade dos instrumentos, maior será a rigidez dos mesmos.

Tripi et al.<sup>105</sup> (2006) citaram que a área da secção transversal e guias radiais são, na realidade, inversamente proporcionais à flexibilidade das limas de NiTi.

Hayashi et al.<sup>41</sup> (2007) afirmaram que muitos fabricantes têm desenvolvido e comercializado novos instrumentos endodônticos de níquel-titânio que apresentam diferentes características tais como vários formatos de secções transversais, *pitchs* e conicidades.

## **2.4 Aplicações comerciais das ligas NiTi**

Otsuka, Ren<sup>65</sup> (2005) relataram que uma variedade de aplicações industriais e médicas utilizam ligas com efeito memória de forma. Nas áreas da saúde, atenção adicional se dá em relação à biocompatibilidade dos materiais. Apesar do conteúdo de níquel ser uma preocupação freqüente, quando o nitinol sofre oxidação, forma-se uma camada de TiO<sub>2</sub>, com apenas pequenas ilhas de níquel puro na superfície ou, dependendo do tratamento, sem a presença deste elemento. Testes demonstram que o NiTi é quimicamente mais estável e menos vulnerável à corrosão que o aço inoxidável. Além das características de SE e EMF, as ligas NiTi são altamente resistentes à corrosão e à abrasão. Em razão destas excelentes propriedades, a maioria das aplicações comerciais é proposta para a liga NiTi dentre as muitas ligas com memória de forma.

A respeito das múltiplas aplicações comerciais das ligas nas áreas médica e odontológica, merecem referência os cateteres e *stents* de desobstrução arteriolar, utilizados em cirurgias cardiovasculares, bem como fios empregados em aparelhos ortodônticos e a fabricação de instrumentos endodônticos, manuais e rotatórios.

## 2.5 Instrumentos Endodônticos de NiTi

Walia et al.<sup>111</sup> (1988); Glossom<sup>39</sup> (1995); Pruett et al.<sup>77</sup> (1997); Brantley et al.<sup>20,21</sup> (2002) observaram que, devido à sua flexibilidade aumentada, as limas de NiTi oferecem uma série de vantagens clínicas quanto ao preparo de canais radiculares curvos, principalmente no que tange ao menor transporte do canal durante a instrumentação.

De acordo com Wildey et al.<sup>114</sup> (1992); Thompson<sup>104</sup>, (2000) as propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos endodônticos são fortemente influenciadas pelo processo de fabricação empregado. Estes instrumentos são fabricados através dos processos de usinagem ou de torção dos fios.

Wildey et al.<sup>114</sup> (1992) relataram que os instrumentos produzidos a partir de torção possuem a secção transversal definida pela laminação do fio, que, posteriormente, é torcido, originando as lâminas de corte. Já os instrumentos usinados têm a secção transversal ajustada de uma forma em que suas lâminas de corte são definidas através de maquinário próprio.

A fabricação de limas endodônticas de NiTi, a partir de fios superelásticos, é mais complexa que a das limas de aço inoxidável. Os instrumentos de NiTi, em razão de sua alta flexibilidade, são produzidos pelo processo de usinagem, pois a superelasticidade desta liga torna impossível a torção da haste para a produção da espiral. O lingote da liga NiTi, é submetido a vários processos termomecânicos antes do fio ser usinado em instrumento endodôntico (Thompson<sup>104</sup>, 2000).

Martins et al.<sup>59</sup> (2002); Bahia<sup>5</sup> (2004) ainda enfatizaram que a usinagem das limas endodônticas de NiTi é um procedimento complexo que forma, geralmente, superfícies com alta concentração de defeitos tais quais rebarbas, cavidades, riscos de usinagem, que podem comprometer a habilidade de corte e, potencialmente, facilitar a corrosão do instrumento.

A conicidade dos instrumentos endodônticos convencionais de acordo com a *International Standards Organization* (ISO) é de 2% (*taper* .02).

Isto significa que, a cada milímetro (a partir da ponta –  $D_0$ ) da parte ativa do instrumento, há um aumento de 0,02mm no diâmetro do mesmo. Schäfer, Vlassis<sup>89</sup> (2004) explicaram que a maioria dos sistemas de instrumentos rotatórios confeccionados em NiTi, disponíveis comercialmente, incorpora instrumentos cujo *taper* é maior que o padrão de 2% proposto pela ISO. Além destas variações no *taper*, os instrumentos endodônticos de NiTi são caracterizados por diferentes secções transversais e características das lâminas de corte.

A função deste aumento no *taper* dos instrumentos é obter de forma mais rápida e fácil uma conicidade regular e aumentada do conduto radicular, com menores diâmetros em direção à região apical.

A instrumentação realizada desta forma cria condições favoráveis: limpeza e formatação efetivas em função da boa capacidade de corte e penetração mais profunda da seringa irrigadora no canal, permitindo o fluxo adequado, fácil e abundante de substâncias químicas auxiliares. Além destas ações, há ainda a possibilidade da compactação da gutapercha de forma densa e tridimensional durante a obturação endodôntica.

Desta maneira, a introdução dos sistemas rotatórios de NiTi na Endodontia possibilitou aos profissionais a realização de tratamentos em um menor tempo e com prognósticos mais previsíveis, causando uma mudança de paradigmas na forma com que os tratamentos endodônticos são realizados (Lloyd<sup>51</sup>, 2005).

## **2.6 Os Sistemas ProTaper e ProTaper Universal**

Nos últimos anos, têm ocorrido avanços significativos no desenvolvimento de instrumentos rotatórios de NiTi. Esta evolução é guiada pela demanda do mercado e pela melhora contínua no processo de fabricação. O sistema rotatório ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), objeto deste estudo, foi desenvolvido com o objetivo de facilitar a instrumentação de canais severamente curvos e atrésicos. Todo o sistema é composto de seis instrumentos: três limas de preparo (S1, S2, SX) e três de

acabamento (F1, F2, F3), reduzindo o tempo de trabalho profissional, com menos trocas de instrumentos e o custo na aquisição dos mesmos.

Ruddle<sup>81</sup> (2001); Clauder, Baumann<sup>25</sup> (2004) relataram que os instrumentos deste sistema apresentam conicidade variada que possibilita uma maior flexibilidade em relação aos outros instrumentos de NiTi acionados a motor. A secção transversal triangular convexa permite que os instrumentos trabalhem em uma área específica do canal, durante o preparo coroa-ápice, reduzindo a área de contato entre a dentina e a haste cortante dos instrumentos e, conseqüentemente, a tensão sobre o instrumento e o risco de fratura por fadiga flexural e torcional. Os mesmos autores ainda afirmaram que apenas o instrumento F3 possui secção transversal em “U” e a presença de planos radiais com uma área central reduzida pela confecção de uma pequena concavidade dentro de cada um dos três lados convexos da secção triangular. Esta redução de área foi idealizada com o intuito de aumentar a flexibilidade deste instrumento em questão (Spanaki – Voreadi et al.<sup>101</sup>, 2006).

Eles reforçaram que a ponta modificada, não cortante, permite que o instrumento seja guiado pela trajetória do canal, evitando erros iatrogênicos. O comprimento do cabo dos instrumentos foi reduzido de 15mm para 12,5mm com o intuito de melhorar o acesso aos dentes posteriores, especialmente em pacientes que apresentam uma abertura de boca reduzida, o que poderia comprometer os resultados do tratamento.

Ainda, segundo os autores, os instrumentos S1, S2 apresentam conicidade progressiva e são empregados para formatar os terços cervical e médio do canal, respectivamente. São fabricados nos comprimentos de 21 e 25mm, e possuem um anel de identificação colorido no cabo dourado: roxo para o instrumento S1 e branco para o instrumento S2. Embora estes instrumentos realizem o preparo dos dois terços coronários, eles também promovem um alargamento progressivo do terço apical do canal radicular. O diâmetro de ponta ( $D_0$ ) do instrumento S1 é de 0,17mm e a conicidade aumenta de 2% em  $D_1$  a 11% em  $D_{14}$ . Já o instrumento S2 possui 0,20mm em  $D_0$  e a conicidade aumenta de 4% em  $D_1$  a 11,5% em  $D_{14}$ .

O instrumento modelador auxiliar ou SX possui 19mm de comprimento e não possui nenhum anel de identificação no seu cabo dourado. Este instrumento possui as características do S1 e S2, entretanto apresenta uma taxa de variação de conicidade muito maior, sendo empregado para formatar adequadamente canais em raízes mais curtas, manter os canais distantes das concavidades externas das raízes e produzir a modelagem desejada nas porções coronárias de canais mais longos. O diâmetro em  $D_0$  do instrumento Sx é de 0,19mm, a conicidade aumenta de 3,5% em  $D_1$  a 19% em  $D_9$  e de  $D_{10}$  a  $D_{14}$  o aumento é fixo em 2%. Os instrumentos de formatação (S1, S2, Sx) devem ser usados com movimento de pincelamento, de dentro para fora, das paredes dos canais (Ruddle<sup>81</sup>, 2001; Clauder, Baumann<sup>25</sup>, 2004), e pressão lateral, o que aumenta a eficácia do preparo, particularmente em canais achatados (Ruddle<sup>84</sup>, 2005).

Os instrumentos de acabamento F1, F2, F3, foram desenvolvidos com a finalidade de regularizar as variações de diâmetro nas porções apicais dos canais. Estão disponíveis nos comprimentos de 21 e 25mm e são empregados para que o preparo apical obtenha uma conicidade adequada. Ao contrário dos instrumentos de preparo, os instrumentos de acabamento apresentam uma menor conicidade, o que aumenta sua flexibilidade e reduz a possibilidade de travamento do instrumento no interior do canal. O instrumento F1 possui um anel amarelo de identificação, 0,20mm em  $D_0$  e conicidade fixa entre  $D_1$  e  $D_3$  de 7%. O instrumento F2 possui um anel vermelho de identificação, 0,25mm em  $D_0$  e conicidade fixa entre  $D_1$  e  $D_3$  de 8%. Já o F3 possui um anel azul de identificação, 0,30mm em  $D_0$  e conicidade fixa entre  $D_1$  e  $D_3$  de 9%. Os instrumentos ProTaper podem ser utilizados em motor elétrico com uma velocidade de 300 rpm (Ruddle<sup>81</sup>, 2001; Clauder e Baumann<sup>25</sup>, 2004). De  $D_4$  a  $D_{14}$ , estes instrumentos de acabamento apresentam diminuição de conicidade, sendo 5,5% para F1 e F2 e 5% para F3. Esta característica fornece flexibilidade, segurança e previne o sobre – alargamento do terço coronário do canal (Ruddle<sup>84</sup>, 2005).

As características essenciais para alcançar uma lima o mais próximo possível do ideal são flexibilidade, eficiência, segurança e simplicidade. O sistema ProTaper tem sido indicado por fornecer estas

características (Martin et al.<sup>58</sup>, 2002; Blum et al.<sup>15</sup>, 2003; Veltri et al.<sup>109</sup>, 2004). Consequentemente, sua entrada no mercado teve um grande impacto (Ruddle<sup>82</sup>, 2002).

Todavia, autores como Peters et al.<sup>75</sup> (2003); Baumann<sup>9</sup> (2004); Calberson et al.<sup>22</sup> (2004); Foschi et al.<sup>33</sup> (2004); Schäfer e Vlassis<sup>89,90</sup> (2004); Paqué et al.<sup>67</sup> (2005); Yang et al.<sup>117</sup> (2006); Schirrmeister et al.<sup>94</sup> (2006); Loizides et al.<sup>52</sup> (2007); Yang et al.<sup>118</sup> (2007) ressaltaram que este sistema, tal como outros instrumentos endodônticos, sejam eles manuais ou acionados a motor, não são capazes de formatar todas as paredes do sistema de canais radiculares, deixando áreas intocadas, sendo o terço apical o mais crítico.

Peters et al.<sup>75</sup> (2003) ainda informaram que os instrumentos ProTaper deixam mais áreas intocadas durante a formatação de canais largos, sendo desta forma mais indicados no preparo de canais curvos e atrésicos.

Acorde Bergmans et al.<sup>11</sup> (2003); Yang et al.<sup>117</sup> (2006), quando se considera os terços coronário e médio de molares inferiores, existe uma maior tendência de transporte em direção à furca, atribuída aos instrumentos ProTaper de formatação, provavelmente em função do grande aumento de conicidade nos mesmos. Esta mesma relação não foi observada por Uyanik et al.<sup>108</sup> (2006). De fundamental importância é a remoção do instrumento do interior do canal assim que ele alcance o comprimento de trabalho desejado e proporcione uma adequada formatação dos canais radiculares. A permanência prolongada destes instrumentos com corte ativo no interior do canal pode levar a uma alteração desnecessária da anatomia do mesmo (Bergmans et al.<sup>11</sup>, 2003; Peters et al.<sup>75</sup>, 2003; Calberson et al.<sup>22</sup>, 2004).

Mesmo assim, autores como Iqbal et al.<sup>44</sup> (2004); Schäfer, Vlassis<sup>89</sup> (2004); Veltri et al.<sup>109</sup> (2004); Paqué et al.<sup>67</sup> (2005); Uyanik et al.<sup>108</sup> (2006); Yang et al.<sup>117</sup> (2006); Schirrmeister et al.<sup>94</sup> (2006); Yang et al.<sup>118</sup> (2007); Loizides et al.<sup>52</sup> (2007) frisaram que os instrumentos ProTaper têm se mostrados seguros durante a formatação de canais radiculares curvos quando comparados a outros sistemas rotatórios.

Veltri et al.<sup>109</sup> (2004); Paqué et al.<sup>67</sup> (2005); Schirrmeister et al.<sup>94</sup> (2006) descreveram que a capacidade de corte aumentada, o menor número de instrumentos e o fato dos instrumentos ProTaper formatarem áreas específicas do canal diminuindo o número de recapitulações, reduz o tempo de trabalho comparado a outros sistemas rotatórios. Contudo, esta relação não foi observada por Schäfer, Vlassis<sup>89,90</sup> (2004), Uyanik et al.<sup>108</sup> (2006), Yang et al.<sup>117</sup> (2006) e Loizides et al.<sup>52</sup> (2007).

A capacidade de corte aumentada, tamanho de ponta e conicidade variada destes instrumentos podem levar a uma maior tendência de transporte para o lado externo da curvatura na porção apical (Calberson et al.<sup>22</sup>, 2004; Schäfer, Vlassis<sup>89</sup>, 2004; Yang et al.<sup>117</sup>, 2006; Loizides et al.<sup>52</sup>, 2007; Yang et al.<sup>118</sup>, 2007), bem como, à maior formação de degraus e zips apicais (Calberson et al.<sup>22</sup>, 2004; Yoshimine et al.<sup>123</sup>, 2005; Schirrmeister et al.<sup>94</sup>, 2006; Javaheri, Javaheri<sup>46</sup>, 2007) principalmente se estes instrumentos permanecem por um longo período de tempo no interior do canal. Esta maior tendência de aberrações na região apical é atribuída, sobretudo, aos instrumentos F2 e F3, que possuem uma maior conicidade nos 3mm próximos à ponta, quando comparados a outros instrumentos de NiTi acionados a motor com o mesmo tamanho de ponta (Calberson et al.<sup>22</sup>, 2004; Schäfer, Vlassis<sup>89</sup>, 2004; Yoshimine et al.<sup>123</sup>, 2005; Yang et al.<sup>117</sup>, 2006; Schirrmeister et al.<sup>94</sup>, 2006; Yang et al.<sup>118</sup>, 2007; Javaheri, Javaheri<sup>46</sup>, 2007; Loizides et al.<sup>52</sup>, 2007). Esta maior conicidade aumenta a resistência próxima à ponta dos instrumentos, bem como a rigidez, o que pode levar ao transporte na região apical em função da força de restauração do instrumento (Schäfer, Vlassis<sup>89</sup>, 2004; Schirrmeister et al.<sup>94</sup>, 2006; Javaheri e Javaheri<sup>46</sup>, 2007). Desta forma, o alargamento apical com instrumentos F2 deve ser considerado com prudência em canais com curvaturas de moderadas a severas, enquanto os instrumentos F3 devem ser evitados.

Com relação à incidência de fratura dos instrumentos ProTaper utilizados no preparo de canais curvos, de uma forma geral, Ankrum et al.<sup>3</sup> (2004); Calberson et al.<sup>22</sup> (2004); Veltri et al.<sup>109</sup> (2004); Schäfer, Vlassis<sup>89,90</sup> (2004); Cheung et al.<sup>24</sup> (2005); Paqué et al.<sup>67</sup> (2005); Patiño et al.<sup>69</sup> (2005); Peng et al.<sup>70</sup> (2005); Di Fiore et al.<sup>31</sup> (2006); Shen et al.<sup>97</sup> (2006); Wolcott et

al.<sup>115</sup> (2006); Cheung et al.<sup>23</sup> (2007); Loizides et al.<sup>52</sup> (2007); Wei et al.<sup>112</sup> (2007) definiram que ela ocorre na região apical do canal e, sobretudo, nos instrumentos S1, F2 e F3, sem uma deformação prévia, sugerindo fratura por fadiga flexural.

Todavia, existem relatos na literatura de deformações em instrumentos ProTaper, após o preparo de canais curvos, sugerindo que estes instrumentos podem falhar também por fadiga torcional (Ankrum et al.<sup>3</sup>, 2004; Calberson et al.<sup>22</sup>, 2004; Fife et al.<sup>32</sup>, 2004; Schäfer, Vlassis<sup>89,90</sup>, 2004; Peng et al.<sup>70</sup>, 2005; Vieira et al.<sup>110</sup>, 2008).

Ankrum et al.<sup>3</sup>, (2004) encontraram uma taxa de fratura de 6% em instrumentos ProTaper durante a formatação de molares extraídos com curvaturas severas enquanto Di Fiore et al.<sup>31</sup> (2006) e Wolcott et al.<sup>115</sup> (2006) encontraram uma incidência de 0,41% e 2,4%, respectivamente, em instrumentos usados na prática clínica: nestes dois últimos trabalhos, a maioria das fraturas ocorreu no terço apical dos canais, em molares com curvaturas classificadas como moderadas a severas, resultando em fragmentos em torno de 2mm.

O trabalho de Ankrum et al.<sup>3</sup> (2004) foi um estudo laboratorial com uma amostra reduzida, onde foram selecionados apenas molares inferiores e superiores com curvaturas muito severas, não refletindo, necessariamente, o que ocorre na prática clínica. Entretanto, apesar da baixa incidência de fratura encontrada por Di Fiore et al.<sup>31</sup> (2006) e Wolcott et al.<sup>115</sup> (2006), deve-se ter em mente que nenhum sistema rotatório de NiTi está a salvo do risco de fratura.

As lâminas cortantes dos instrumentos ProTaper possuem ângulos de corte e ausência de plano radial, o que proporciona uma maior capacidade de corte e geração de debris, ao invés de uma ação de aplainamento, comum nos instrumentos que apresentam plano radial. Uma vez formados, estes debris necessitam ser removidos rápida e eficientemente. Se muitos debris se acumulam na parte coronária, o instrumento pode ficar preso, perdendo sua habilidade de corte ou até mesmo fraturando. A presença de comprimentos de *pitches* e ângulos helicoidais variados fazem com que, na

porção apical onde se deseja maior resistência, haja um maior número de espirais e, no corpo, um número menor de espirais, proporcionando maior flexibilidade e eficácia de corte. Variando – se os ângulos helicoidais, os debris serão removidos de maneira mais eficiente, prevenindo inclusive que estes instrumentos se aparafusem no interior do canal (Ruddle<sup>84</sup>, 2005).

Os instrumentos ProTaper promovem um preparo com maior conicidade nos terços coronário e médio quando comparados a outros sistemas acionados a motor, principalmente em função dos instrumentos de formatação S1 e S2, o que é favorável aos procedimentos de irrigação e desinfecção do sistema de canais radiculares, bem como de formatação do terço apical (Yang et al.<sup>117</sup>, 2006; Yang et al.<sup>118</sup>, 2007; Loizides et al.<sup>52</sup>, 2007). Além disto, estes instrumentos têm se mostrado seguros em relação à remoção de dentina dos terços coronário e médio sem comprometer a estrutura dentária (Plotino et al.<sup>76</sup>, 2007).

Recentemente, o sistema passou por algumas modificações e foi reintroduzido como ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), o qual representa uma geração aperfeiçoada de instrumentos para o preparo dos canais radiculares.

West<sup>113</sup> (2006); Simon et al.<sup>98</sup> (2008) mencionaram que o sistema ProTaper Universal (PTU) é composto de oito instrumentos. Mantiveram-se as três limas de modelagem SX, S1, S2 e as três de acabamento F1, F2, F3. Em adição a estas limas, estão os instrumentos F4 e F5.

Tal como descrito anteriormente, a lima SX é uma lima de modelagem auxiliar apresentando um comprimento de 19mm. Sendo utilizada para otimizar a forma do canal no terço coronário ou em dentes anatomicamente menores de acordo com o fabricante, no sistema PTU, a SX permaneceu sem qualquer alteração, exceto pelo fato de a ponta ter mudado de “parcialmente ativa” para uma ponta “segura” arredondada. A lima de modelagem S1 foi criada para modelar, intencionalmente, o terço cervical do canal. Neste novo sistema, segundo o fabricante, se essa lima for usada com movimentos corretos de pincelamentos, ela pode minimizar a necessidade de

utilização da S2. Afirmam ainda que ela continua a mesma com exceção da alteração da ponta. Para a lima S2, o seu *design* permite o preparo do terço médio do canal. Aqui também houve a mudança na ponta e a geometria progressiva da S2 foi delicadamente aumentada de forma que a transição entre as limas de modelagem e as de acabamento se tornasse suave, sem deixar marcas entre o ponto em que uma lima terminou de modelar e outra iniciou seu preparo. Desta forma, a lima de acabamento F1 agora passa a ser realmente de acabamento e conseguirá conectar facilmente as pequenas marcas deixadas pelas limas de modelagem (West<sup>113</sup>, 2006).

Portanto, a característica mais importante das limas de modelagem é que cada instrumento possui vários aumentos de conicidades ao longo do comprimento de suas lâminas cortantes. Este *design* progressivo dos tapers produz flexibilidade, eficiência de corte e segurança. Esta última se dá porque cada instrumento se encarrega de uma pequena área de dentina, o que reduz cargas de torção, fadiga e o potencial de fraturas. Há também redução no número de recapitulações necessárias para alcançar o comprimento, especialmente em pequenos diâmetros ou em canais mais curvos. As limas de acabamento F1 e F2, no novo sistema, de acordo com o fabricante, permanecem as mesmas, porém com pontas arredondadas e mais seguras. Com a mudança que houve na lima S2, a F1 trabalha entre as limas S2 e F2 com forças muito bem distribuídas ao longo do canal, o que proporciona um acabamento uniforme e sem degraus. A lima F3 sofreu modificação no seu *design*, onde uma nova secção transversal, que apresenta menos massa devido à presença de sulcos, lhe confere uma flexibilidade aumentada.

Ruddle<sup>85</sup> (2006); West<sup>113</sup> (2006) descreveram que os novos instrumentos F4 e F5 foram adicionados ao sistema para aumentar o diâmetro apical ou para suprir a necessidade do preparo de canais com constrição apical maior do que o calibre 30.

O instrumento F4 possui um calibre de ponta ISO 040, taper de 6% no terço apical com diminuição progressiva no corpo da lima, o que produz excelente flexibilidade. O instrumento F5 possui calibre de ponta ISO 050, taper de 5% no terço apical e diminuição progressiva no corpo da lima similar ao F4.

Como em todo o sistema ProTaper Universal, elas possuem a ponta arredondada, além de sua secção transversal também apresentar menos massa metálica devido à presença de sulcos, garantindo maior flexibilidade (West<sup>113</sup>, 2006).

## **2.7 Fratura de instrumentos rotatórios de NiTi**

Iverson et al.<sup>45</sup> (1985); Parashos, Messer<sup>68</sup> (2006) relataram que a fratura de limas no interior dos canais radiculares é um incidente ocasional no decorrer da terapia endodôntica e o seu prognóstico depende da localização da fratura, do tamanho do fragmento, do calibre do canal, do design da secção transversal do instrumento, dos processos de fabricação e outros fatores, muito embora seja considerada baixa a ocorrência desta fatalidade frente ao volume de uso destes instrumentos.

Iverson et al.<sup>45</sup> (1985) ainda observaram que, em alguns casos, é possível passar pelo instrumento fraturado e completar o preparo do canal radicular com a incorporação do fragmento ao material obturador e com prognóstico mais favorável. Entretanto, se o fragmento do instrumento não puder ser removido nem ultrapassado, uma cirurgia paraendodôntica poderá ser necessária. Finalmente, caso a fratura ocorra além do forame apical, o fragmento também deve ser removido cirurgicamente por ser um irritante mecânico aos tecidos periapicais.

A prevenção da fratura é sempre preferível às tentativas de remoção do instrumento fraturado. As conseqüências da fratura são significativas, uma vez que o fragmento remanescente impede a adequada limpeza, modelagem e selamento do canal, podendo levar a um desgaste excessivo da dentina durante as tentativas de remoção. Esta remoção de dentina predispõe à ocorrência de perfurações, fraturas radiculares e dificuldade de localização da trajetória original do canal mesmo após a remoção do instrumento (Sotokawa<sup>99</sup>, 1988; Cohen et al.<sup>27</sup>, 2005).

De acordo com Pruett et al.<sup>77</sup> (1997); Sattapan et al.<sup>86</sup> (2000); Patiño et al.<sup>69</sup> (2005), os instrumentos de aço inoxidável usualmente se deformam antes de fraturarem e podem ser inspecionados pelos sinais visíveis

de deformação. Um instrumento deformado, normalmente, mostra uma curvatura severa ou um destorcimento das lâminas, o que indica que o limite elástico do metal foi excedido e que o instrumento deve ser descartado. Apesar da maior flexibilidade dos instrumentos confeccionados em NiTi, sua fratura ainda é uma preocupação porque estes instrumentos podem se romper abaixo do seu limite de elasticidade e sem qualquer sinal visível de deformação plástica. Logo, a inspeção visual não é um método confiável para avaliação dos instrumentos de NiTi usados.

Pruett et al.<sup>77</sup> (1997) ressaltaram que a recomendação mais segura seria o descarte dos instrumentos após períodos de uso específicos que dependem do *design* e diâmetro do instrumento, forma de uso e geometria do canal radicular. Em curvaturas severas, com pequeno raio de curvatura e grande ângulo, descartar os instrumentos após um único uso pode ser o procedimento mais adequado.

Entretanto, Yared et al.<sup>122</sup> (1999) e Bahia, Buono<sup>6</sup> (2005) mostraram ser seguro o uso dos instrumentos em dez canais radiculares curvos. Desta forma, o limite de segurança de dez canais corresponderia à utilização clínica dos instrumentos no preparo de cinco molares, já que apenas os canais curvos induzem fadiga nos instrumentos durante o preparo mecânico.

Dois mecanismos distintos de fratura foram descritos por Sattapan et al.<sup>86</sup> (2000) em instrumentos rotatórios: fratura por fadiga e por torção. Os instrumentos fraturados por torção geralmente apresentam características de deformação plástica, enquanto aqueles que falharam por fadiga não exibem tais padrões de deformação. Quando o instrumento é girado no interior de um canal curvo, ele sofre tensões de compressão na região em contato com a parede interna da curvatura, e de tração na parede externa. Este ciclo contínuo de forças de tração e compressão induzido nos instrumentos produz uma forma de carregamento cíclico das mais destrutivas. A repetição cíclica destas tensões induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até a fratura final do instrumento.

Segundo Ruddle<sup>83</sup> (2003) existem muitos fatores que influenciarão, isoladamente ou em combinação, a fratura de instrumentos endodônticos. Entre as características relacionadas ao *design* dos instrumentos, pode-se citar a porcentagem de conicidade do instrumento e se esta conicidade é fixa ou variável; se o ângulo de corte é negativo, positivo ou neutro; a geometria da secção transversal do instrumento; a configuração da ponta e o valor do ângulo helicoidal das lâminas cortantes. Estas características de *design* influenciarão na flexibilidade, na eficiência de corte e, conseqüentemente, na segurança dos instrumentos. Além disso, pode-se afirmar que cada sistema de instrumentos de NiTi tem uma velocidade e valor de torque ideais para garantir um bom desempenho clínico.

Independentemente da marca comercial e do *design* do sistema rotatório escolhido, a etapa de exploração e alargamento da região apical com instrumentos manuais, previamente ao uso dos instrumentos rotatórios, é de extrema importância por eliminar possíveis interferências na trajetória do canal e diminuir, assim, o risco de travamento nas paredes e fratura do instrumento (Ruddle<sup>83</sup>, 2003; Patiño et al.<sup>69</sup>, 2005).

Booth et al.<sup>18</sup> (2003); Bahia, Buono<sup>6</sup>, (2005) ainda concluíram que os níveis de tensão durante o carregamento cíclico são, geralmente, dependentes da geometria da curvatura e das cargas aplicadas com um nível maior de tensão na área da curvatura máxima do canal radicular.

## **2.8 Fratura por torção**

Bolger, Gough<sup>16</sup> (1985) observaram que o torque aplicado aos instrumentos é um entre muitos parâmetros que influenciam a incidência de travamento, deformação e fratura por torção.

Segundo estes mesmos autores, a avaliação da resistência à fratura das limas endodônticas costuma ser feita a partir de parâmetros estabelecidos pela American Dental Association (ADA), através da especificação número 28<sup>28</sup>. A determinação da resistência à fratura por torção ocorre através das medidas de torque (resistência torcional) e deflexão angular (número de graus em que o instrumento é girado).

Serene et al.<sup>96</sup> (1995); Martín et al.<sup>57</sup> (2003); Maia Filho<sup>55</sup> (2003); Guilford et al.<sup>40</sup> (2005); Bahia et al.<sup>8</sup> (2006) explicaram que a fratura por torção dos instrumentos endodônticos se dá quando a ponta ou qualquer outra parte do instrumento se prende às paredes do canal enquanto a haste continua girando. O limite elástico do metal é excedido e o instrumento sofre deformação plástica seguida de fratura, especialmente em canais atrésicos e curvos.

Em vários estudos que utilizaram instrumentos ProFile, foi verificada uma relação direta entre os valores de torque até a fratura e o diâmetro do instrumento (Svec, Powers<sup>102</sup>, 1999; Peters, Barbakow<sup>72</sup>, 2002; Bahia et al.<sup>8</sup>, 2006). A mesma relação foi verificada por Ulmann, Peters<sup>107</sup> (2005) ao analisarem instrumentos do sistema ProTaper.

Sattapan et al.<sup>86</sup> (2000), analisando instrumentos de NiTi descartados após o uso clínico, encontraram que 55,7% dos instrumentos fraturaram por torção enquanto 44,3% apresentaram características de fratura por fadiga. Instrumentos que fraturaram por torção apresentaram deformação plástica dos *pitchs* logo acima do ponto de fratura. Já os instrumentos fraturados por fadiga apresentaram uma ruptura aguda sem quaisquer defeitos aparentes. A fratura por torção foi mais prevalente em instrumentos de menor diâmetro, enquanto a fratura por fadiga foi mais comum em instrumentos de maior diâmetro. Os instrumentos mais finos são usados para alargamento apical, por isso possuem um maior risco de se prenderem às paredes do canal próximo à ponta. Ao contrário, os instrumentos mais calibrosos, por apresentarem maior massa, apresentam menor risco de fratura por torção, necessitando de um alto torque para que a fratura ocorra.

Gambarini<sup>34</sup> (2000) concluiu que uma possível solução para este problema é o uso de motores endodônticos com baixo torque, que trabalham abaixo dos valores máximos de torque até a fratura de cada instrumento. Teoricamente, no caso de um instrumento ser submetido a níveis de torque iguais ao valor selecionado, o motor com baixo torque pararia de girar, podendo ainda reverter a posição da rotação. Assim é possível reduzir bastante a ocorrência de deformação plástica e/ou fratura do instrumento.

Segundo autores como Gambarini<sup>35,37</sup> (2001); Peters, Barbakow<sup>72</sup> (2002); Yared, Sleiman<sup>121</sup> (2002); Bahia et al.<sup>8</sup> (2006), o torque é geralmente expresso em g.cm ou N.cm: o produto entre uma unidade de força e uma unidade de distância. Quando um instrumento é utilizado com um alto valor de torque, ele mostra-se muito ativo e é provável um aumento na incidência de fratura. Caso o nível de torque aplicado ao instrumento seja igual ou maior ao valor de torque até a fratura, o instrumento irá deformar-se e/ou romper-se, quando se encontrar preso às paredes do canal radicular.

O travamento dos instrumentos não é comum em canais retos cuja resistência da dentina à remoção é normalmente baixa. Por outro lado, a resistência à remoção da dentina é alta em canais curvos e calcificados e o instrumento pode prender-se próximo à ponta. Nestas situações, o alto torque fornecido pelo motor pode causar imediatamente a fratura do instrumento preso, uma vez que não há tempo para parar o motor ou retraindo o instrumento (Gambarini<sup>37</sup>, 2001; Yared, Sleiman<sup>121</sup>, 2002; Bahia et al.<sup>8</sup>, 2006).

Gambarini<sup>36</sup> (2001) salientou que é importante ressaltar que os limites elástico e de fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi, assim como sua eficiência de corte, são, obviamente, dependentes do *design*, dimensão e conicidade dos mesmos. Este autor sugere que os valores ideais de torque para cada instrumento deveriam ser estabelecidos pelo fabricante, de forma a associar a melhor capacidade de corte a um menor risco de fratura.

Já a constância da velocidade é de extrema importância para permitir que as limas de NiTi sejam empregadas uniformemente durante a instrumentação dos canais. Além disso, o melhor seria evitar o uso clínico prolongado e utilizar instrumentos rotatórios de NiTi novos para os casos mais complexos (Gambarini<sup>35</sup>, 2001).

A anatomia dos canais também tem um papel determinante na resistência torcional dos instrumentos rotatórios de NiTi. Booth et al.<sup>18</sup>. (2003) compararam o torque até a fratura em três sistemas rotatórios de NiTi utilizados em canais artificiais com curvaturas agudas e graduais, cujas pontas foram presas para simular o travamento nas paredes dos canais. Seus resultados

mostraram que a fratura ocorreu com um menor valor de torque naqueles canais onde a curvatura era mais aguda. Além disso, foi ratificada a tendência de que instrumentos mais finos fraturaram com menor torque se comparados aos mais calibrosos.

Peters et al.<sup>74</sup> (2003) demonstraram que os valores de torque se correlacionam não apenas à força apical exercida, mas também ao volume anatômico do canal a ser preparado. A instrumentação de canais estreitos e constrictos submete os instrumentos rotatórios a maiores cargas torcionais. De forma similar, a pressão apical exercida aumenta, simultaneamente, durante o preparo de canais menos volumosos.

Ruddle<sup>83</sup> (2003) verificou que as velocidades de rotação também podem influenciar a resistência à torção de instrumentos rotatórios de NiTi. Se usado em velocidades muito altas, o instrumento se torna mais perigoso, uma vez que aumenta o risco de se prender e parafusar nas paredes do canal, predispondo à fratura. A fricção e o potencial para a fratura aumentam quando o instrumento é trabalhado no interior do canal com alta velocidade e pressão apical, já que as lâminas de corte tendem a travar e o deslocamento das raspas de dentina é diminuído.

Em contrapartida, este mesmo autor afirmou que, quando um instrumento de NiTi é usado em uma velocidade menor do que a ideal, ele tende a perder eficiência de corte. Com a eficiência de corte reduzida, a progressão do instrumento no interior do canal é difícil. Neste caso, o operador acaba por forçar o instrumento apicalmente e o risco de travamento e fratura aumentam.

Durante o preparo de canais curvos, os instrumentos de NiTi acionados a motor são submetidos a uma tensão constante em função da anatomia do sistema de canais radiculares e da dureza da dentina que deverá ser cortada. A distribuição desta tensão ao longo do instrumento dependerá da secção transversal, profundidade dos *pitches*, área do instrumento e presença de plano radial. Desta forma, os instrumentos devem ser resistentes o suficiente para suportar as tensões geradas no interior dos canais e flexíveis

para evitar erros de procedimentos. Através de elementos finitos, estudos têm sido realizados com o intuito de analisar o comportamento mecânico de instrumentos de NiTi de diferentes secções transversais. Tendo isto em vista, Berutti et al.<sup>12</sup> (2003) compararam o comportamento em torção e dobramento de dois modelos com secções transversais diferentes (ProTaper e ProFile). Nos dois modelos, os valores de tensão aumentaram do centro em direção à superfície externa dos mesmos, tanto em torção, quanto em dobramento. Entretanto, no modelo ProTaper as tensões foram menores e mais uniformemente distribuídas ao longo do mesmo, mostrando melhor resistência a tensões torcionais. O modelo ProFile com menor secção transversal mostrou ser mais flexível que o modelo ProTaper, com maior secção transversal. Resultados semelhantes relacionando secção transversal e momento de dobramento também foram encontrados por Hayashi et al.<sup>41</sup> (2007). Foi sugerido que os instrumentos ProTaper por serem mais resistentes a tensões torcionais, embora menos flexíveis, podem ser mais indicados para formatar canais atrésicos e curvos, na fase inicial de formatação. Já o modelo ProFile sendo mais flexível e menos resistente, seria indicado para formatar canais mais largos e a fase final de canais curvos.

Peters<sup>71</sup> (2004) afirmou que os valores de torque gerados durante o preparo dos canais radiculares dependem de uma variedade de fatores e talvez o mais importante seja a extensão da área de contato entre as paredes dentinárias e o instrumento. Esta extensão de área e a conseqüente fricção criada são influenciadas pela seqüência de instrumentação e pelo uso de instrumentos com conicidades variáveis. Uma técnica de instrumentação *crown-down* é superior à *step back* na diminuição dos riscos de fratura por impedir que uma grande área do instrumento fique em contato com a dentina e possa se prender. Adicionalmente, Schrader, Peters<sup>95</sup> (2005) demonstraram que uma seqüência de instrumentação que engloba instrumentos de diferentes *tapers* os submete a menores tensão e força apical durante a instrumentação e, portanto, é mais segura em relação à resistência torcional.

Yared<sup>119</sup> (2004) citou que a fratura ocorrerá quando a tensão no ponto de fratura do instrumento for maior que a resistência do mesmo e Souza<sup>100</sup> (1982); Dieter<sup>30</sup> (1986) complementaram que grandes deformações

plásticas em torção podem resultar em mudanças consideráveis no comprimento da amostra.

Berutti et al.<sup>13</sup> (2004) salientaram que todos os instrumentos de NiTi acionados a motor submetidos a maiores torques durante a formatação de canais curvos em blocos de acrílico, formataram um maior número de canais em relação aos instrumentos de mesmo diâmetro utilizados com torque mais baixo. Os autores atribuem este resultado à função *auto reverse* existente nos motores de baixo torque. Esta função por si só não é prejudicial, principalmente em instrumentos que devem ser usados com um torque máximo muito baixo. Porém, cada vez que o instrumento é parado pelo aparelho, e o *auto reverse* entra em ação, o instrumento sofre um trabalho em excesso, que reflete na redução da sua vida útil.

Yared<sup>119</sup> (2004) demonstrou que os instrumentos utilizados durante o preparo de cinco canais artificiais apresentaram menores valores de torque até a fratura quando comparados a instrumentos novos. Este autor sugere que a fadiga flexural ou torcional geradas pelo uso dos instrumentos em canais curvos e pelo travamento dos mesmos no interior dos canais, poderiam facilitar a propagação de trincas e então reduzir os valores de torque até a fratura e de deflexão angular até a fratura dos instrumentos usados. Estes resultados sugerem que o uso dos instrumentos afeta tanto os valores de deflexão angular quanto os de torque máximo.

Quando se leva em consideração a deflexão angular até a fratura, Yared<sup>119</sup> (2004) e Bahia et al.<sup>7,8</sup> (2006) observaram uma redução significativa neste parâmetro após a deformação cíclica, ao contrário de Yared, Kulkarni<sup>120</sup> (2003). Já a relação entre deflexão angular máxima e diâmetro dos instrumentos não foi observada (Svec, Powers<sup>102</sup>, 1999; Gambarini<sup>34</sup>, 2000; Ullmann, Peters<sup>107</sup>, 2005).

Além da profundidade dos *pitchs*, o tamanho dos mesmos pode influenciar a resistência torcional de instrumentos de NiTi acionados a motor. Os instrumentos com *pitchs* menores apresentam uma maior tendência de se parafusar no interior do canal, bem como um torque significativamente maior

em relação aos instrumentos com *pitchs* maiores. *Pitchs* maiores aumentam o ângulo helicoidal, diminuindo a tensão torcional, a tendência de rosqueamento, e conseqüentemente o risco de fratura por torção (Diemer, Calas<sup>29</sup>, 2004).

Bonanato Estrela<sup>17</sup> (2004) avaliou a resistência à fratura torcional de três sistemas rotatórios de NiTi a saber: ProFile e K3, por meio de seus instrumentos de conicidade .04 e .06 de primeira série (15 a 40) e ProTaper nos instrumentos Sx, S1, S2, F1, F2 e F3, verificando qual o torque máximo necessário para que a fratura ocorresse. Os resultados encontrados demonstraram haver maior resistência à fratura por parte dos instrumentos K3 .06 quando comparado aos instrumentos K3 .04, ProFile .06 e ProTaper, além do fato dos instrumentos do sistema K3, no geral, serem mais resistentes à torção quando comparados aos do sistema ProFile.

Hulsmann et al.<sup>42</sup> (2005) verificaram que, de um modo geral, condições anatômicas tais quais raio e ângulo das curvaturas radiculares, a frequência de usos, valores de torque selecionados e a experiência do operador estão entre os principais fatores a interferir na resistência à fratura de instrumentos de NiTi, enquanto que a escolha de um sistema específico e a velocidade rotacional parecem ser menos importantes.

Acredita-se que o uso de lubrificantes durante a instrumentação rotatória dos canais radiculares também pode ajudar a reduzir o risco de fratura dos instrumentos através da diminuição do atrito do instrumento com as paredes do canal. Peters et al.<sup>73</sup> (2005) demonstraram experimentalmente que soluções irrigadoras aquosas foram as mais efetivas na diminuição do atrito gerado durante a instrumentação dos canais e que a indicação de produtos viscosos está associada a instrumentos com maior poder de corte.

Ao utilizar microscopia eletrônica para avaliar um grande número de instrumentos de NiTi dos sistemas ProFile, ProFile GT e ProTaper descartadas após o uso clínico, Alapati et al.<sup>1</sup> (2005) citaram que os instrumentos fraturados geralmente apresentavam *dimples* nas suas superfícies de fratura, os quais são indicativos de fratura dúctil. A partir desta verificação, os autores sugerem que a fratura dos instrumentos endodônticos

seja causada predominantemente por torção e em menor extensão por fadiga durante o uso clínico.

Miyai et al.<sup>63</sup> (2006) não encontraram relação entre o aumento do torque máximo até a fratura e do momento de dobramento, com o aumento do diâmetro e área da secção transversal de diferentes instrumentos de NiTi. Os autores sugeriram que outros fatores, como as características de transformação de fase da liga, podem influenciar as propriedades mecânicas em dobramento e torção dos instrumentos de NiTi. Ao contrário, Melo et al.<sup>60</sup> (2008) observaram um aumento no momento de dobramento com o aumento no diâmetro e na área da secção transversal a 3mm da ponta de instrumentos de NiTi acionados a motor.

Bahia et al.<sup>8</sup> (2006) explicaram que a fratura por torção ocorre, principalmente, em função da pressão apical excessiva e de altos valores de torque selecionados no motor, ultrapassando o torque máximo específico de cada instrumento. É imperativo o cuidado com a força apical imposta sobre o instrumento durante o preparo de canais curvos. Também é preciso compreender que os valores de torque máximo até a fratura, obtidos para cada instrumento, são referentes a instrumentos novos e que valores de torque significativamente menores provocariam a ruptura em torção do instrumento após um determinado número de canais preparados. Logo, os motores com baixos valores de torque podem prevenir a fratura por torção somente se os valores selecionados forem aqueles referentes ao estado de uso do instrumento.

Xu, Zheng<sup>116</sup> (2006) realizaram estudo utilizando seis modelos de instrumentos de NiTi com diferentes secções transversais, porém, levando em consideração a conicidade ao longo dos instrumentos. Os autores encontraram que as concentrações de tensão aumentaram com o aumento da profundidade dos *pitchs*, e com a diminuição das secções e áreas transversais, largura do plano radial e conicidade do instrumento. Assim como no trabalho de Berutti et al.<sup>12</sup> (2003), o modelo ProTaper foi o que apresentou menores tensões e mais distribuídas ao longo da haste cortante, sendo desta forma o mais resistente à torção.

O propósito do estudo conduzido por Kim et al.<sup>47</sup> (2008), foi comparar a tendência ao efeito de aparafusamento e a conseqüente distribuição de tensão durante o preparo de um canal radicular simulado e a tensão residual estimada após o uso em três marcas de instrumentos rotatórios de NiTi (ProFile, ProTaper e ProTaper Universal) usando um modelo matemático de análise tridimensional por meio de elemento finito. Os instrumentos F3 dos dois sistemas ProTaper e o instrumento #30 / .06 foram inseridos em toda a extensão do canal simulado e rotacionados, virtualmente, a uma velocidade de 240 rpm. Os resultados demonstraram que todos os instrumentos foram puxados apicalmente, gerando torques de reação da parede do canal, onde o sistema ProTaper apresentou os maiores valores, seguidos pelos sistemas ProTaper Universal e ProFile. Para o sistema ProTaper, as tensões ficaram concentradas nas lâminas cortantes enquanto que, para os sistemas ProTaper Universal e ProFile, tais tensões ficaram situadas adjacentes a estas bordas. Quanto à avaliação de tensão residual, os maiores valores foram encontrados para o sistema ProTaper, seguidos pelos sistemas ProTaper Universal e ProFile.

Um novo método para se produzir instrumentos de NiTi, acionados a motor, mais flexíveis e resistentes foi desenvolvido recentemente. Através deste método o fio de NiTi superelástico é torcido induzindo a martensita por tensão e submetido a tratamentos térmicos. Resultado de um recente estudo confirmou que os instrumentos de NiTi fabricados por este novo método são mais flexíveis que instrumentos de NiTi de mesma conicidade e diâmetro, disponíveis comercialmente (Gambarini et al.<sup>38</sup>, 2008). Uma significativa melhora na liga ou nos métodos de fabricação com o intuito de produzir instrumentos rotatórios de NiTi mais flexíveis, provavelmente resultará em melhor desempenho clínico, aumentando a segurança, os resultados de formatação e redução de tempo de trabalho.

### **3 Proposição**

O presente estudo se propôs a avaliar as características geométricas e dimensionais dos instrumentos rotatórios de NiTi ProTaper e ProTaper Universal, além de avaliar a flexibilidade, através do momento de dobramento a 45° e a resistência à torção destes instrumentos, de acordo com os parâmetros de torque e de deflexão angular até a fratura.

#### 4 Material e método

Neste estudo, foram avaliados 125 instrumentos endodônticos novos de níquel-titânio acionados a motor do Sistema ProTaper (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) nos formatos S1, S2, F1, F2 e F3 (Figura 1) e 173 instrumentos novos de níquel-titânio acionados a motor do Sistema ProTaper Universal (Maillefer, Ballaigues, Switzerland), nos formatos S1, S2, F1, F2, F3, F4 e F5 (Figura 2), sendo 25 unidades de cada formato com exceção do F4 e F5, onde foram ensaiados apenas 24 unidades. Todos mediam 25mm de comprimento, tal como ilustrados nos Quadros 1 e 2, perfazendo um total de 298 instrumentos.



FIGURA 1 – Imagem representativa dos Instrumentos ProTaper.



FIGURA 2 – Imagem representativa dos Instrumentos ProTaper Universal

Quadro 1 – Distribuição dos instrumentos endodônticos de acordo com o modelo, marca comercial e quantidade empregada

| Modelo      | Marca Comercial | Quantidade |
|-------------|-----------------|------------|
| ProTaper S1 | Maillefer       | 25         |
| ProTaper S2 | Maillefer       | 25         |
| ProTaper F1 | Maillefer       | 25         |
| ProTaper F2 | Maillefer       | 25         |
| ProTaper F3 | Maillefer       | 25         |
| Total       |                 | 125        |

Quadro 2 – Distribuição dos instrumentos endodônticos de acordo com o modelo, marca comercial e quantidade empregada

| Modelo                | Marca Comercial | Quantidade |
|-----------------------|-----------------|------------|
| ProTaper Universal S1 | Maillefer       | <b>25</b>  |
| ProTaper Universal S2 | Maillefer       | <b>25</b>  |
| ProTaper Universal F1 | Maillefer       | <b>25</b>  |
| ProTaper Universal F2 | Maillefer       | <b>25</b>  |
| ProTaper Universal F3 | Maillefer       | <b>25</b>  |
| ProTaper Universal F4 | Maillefer       | <b>24</b>  |
| ProTaper Universal F5 | Maillefer       | <b>24</b>  |
| Total                 |                 | 173        |

Os instrumentos SX são instrumentos modeladores auxiliares empregados na formatação do terço coronário dos canais, ou seja, trabalham na porção reta dos mesmos. Por não trabalharem em toda extensão do canal, como os instrumentos S1 e S2, e não serem empregados em todos os casos, não foram incluídos neste estudo.

#### **4.1 Caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos**

Após a remoção de suas embalagens, todas as amostras foram submetidas a uma limpeza em cuba ultrassônica, de acordo com o trabalho de Tanomaru et al.<sup>103</sup> (2001), com o objetivo de eliminar resíduos sobre a superfície destes instrumentos, provenientes do processo de fabricação. Em seguida, foram selecionados, aleatoriamente, 60 instrumentos ProTaper (S1, S2, F1, F2 e F3) e 84 instrumentos ProTaper Universal (S1, S2, F1, F2, F3, F4 e F5), sendo 12 de cada calibre, e inspecionados em um microscópio óptico comparador, equipado com sistema digital de medição (Mitutoyo TM 500,

Japão) com precisão de 0,001mm e aumento de 30x, para avaliar ângulo de ponta ( $\alpha$ ), comprimento de ponta (CP), diâmetro de ponta (DP), comprimento de cada *pitch* (distância entre as estrias cortantes) ao longo das hastes (C), e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta (D), baseado na Especificação nº 101<sup>2</sup> da ANSI/ADA. O diâmetro do instrumento é considerado como a maior distância entre suas extremidades na seção perpendicular ao longo eixo do instrumento (Figura 3).

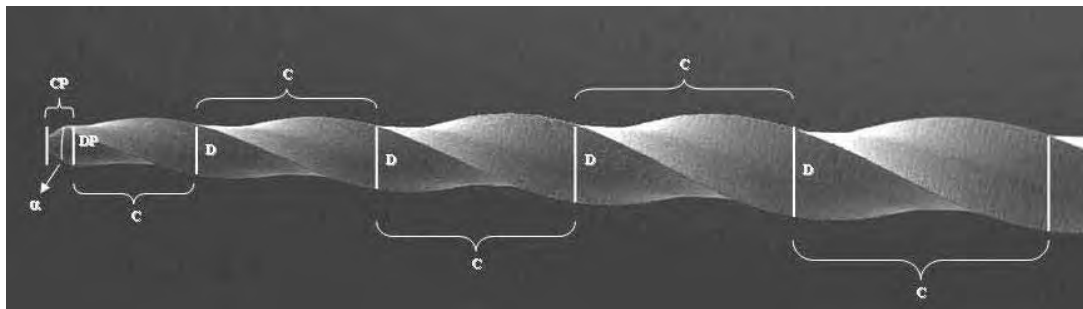


FIGURA 3 – Exemplo esquemático das medidas de ângulo de ponta ( $\alpha$ ), comprimento de ponta (CP), diâmetro de ponta (DP); comprimento de cada *pitch* ao longo das hastes cortantes (C), e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta (D).

O cabo de cada instrumento foi fixado com cera utilidade (Polidental, São Paulo, Brasil) sobre uma folha de papel com dimensões de 8cm x 8cm e este conjunto foi posicionado sobre a platina do microscópio. Para medir o comprimento de ponta (CP) e o comprimento de cada *pitch* ao longo das hastes cortantes (C), cada instrumento foi posicionado tendo como referência as guias vertical e horizontal localizadas na lente do aparelho. Sendo assim, a ponta do instrumento foi posicionada perpendicularmente à guia horizontal e a haste cortante paralelamente à guia vertical. A platina foi movida em direção vertical e o deslocamento, em milésimos de milímetros, registrado pelo micrômetro digital. Para se medir o diâmetro da ponta (DP) e o diâmetro do instrumento (D) a cada milímetro da ponta, cada instrumento foi posicionado como descrito anteriormente, entretanto a platina foi movida na direção

horizontal até se atingir a extremidade da outra borda do instrumento, e na direção vertical em intervalos de 1mm a partir da ponta (Figura 4).

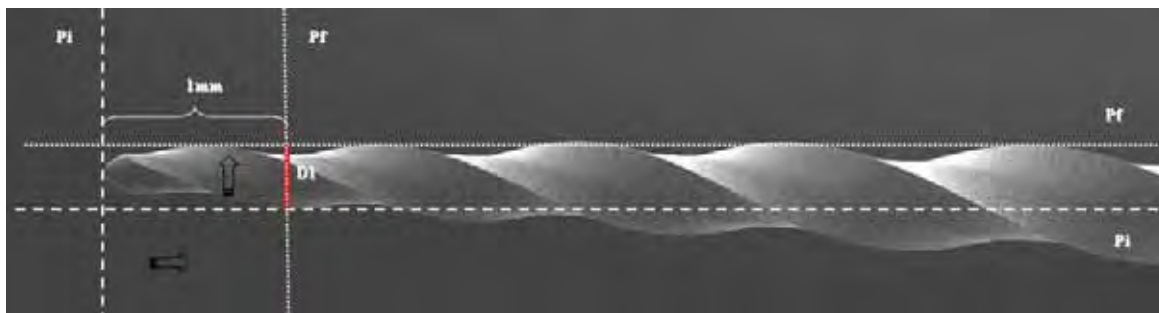


FIGURA 4 – Exemplo esquemático do posicionamento inicial (Pi) e final (Pf) das guias vertical e horizontal para medição do diâmetro da haste cortante a 1mm da ponta (D<sub>1</sub>). As setas indicam a direção de deslocamento das guias de referência vertical e horizontal.

A medida do ângulo de ponta foi feita através do goniômetro do aparelho. Para tanto, uma das bordas da ponta foi posicionada paralela a uma das guias de referência, obtendo-se uma primeira medida em graus (m1). A segunda medida (m2) foi obtida girando o cursor do goniômetro até que a guia de referência utilizada anteriormente ficasse paralela à outra borda da ponta. A média resultante entre estas duas resultou na medida do ângulo de ponta. Este procedimento foi repetido três vezes para o mesmo instrumento, considerando-se como medida final a média das três medições (Figura 5).

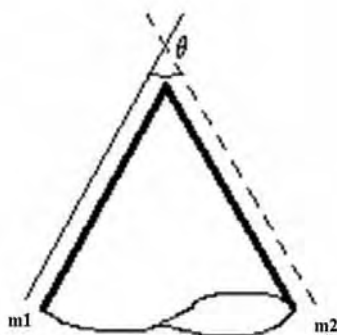


FIGURA 5 – Exemplo esquemático da medição do ângulo de ponta, com o posicionamento das guias de referência estabelecendo as duas medidas (m1 e m2), que resultaram no valor do ângulo de ponta.

Para a determinação da área da secção transversal, 5 instrumentos ProTaper, sendo um de cada formato (S1, S2, F1, F2 e F3) e 5 instrumentos ProTaper Universal, também um de cada formato (S1, S2, F1, F2 e F3), foram levados ao microscópio óptico e medidos em relação ao comprimento total da parte ativa, como descrito anteriormente. A seguir, a ponta de cada instrumento foi cortada em aproximadamente 2,5mm, utilizando uma cortadeira com disco diamantado (IsoMet 4000, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) e a superfície do corte foi polida com disco de lixa de grana 1000. O comprimento da parte ativa restante foi medido novamente, estabelecendo a quantos mm da ponta se encontrava o ponto de corte. Logo a seguir, a secção transversal de cada instrumento foi registrada por microscopia eletrônica de varredura - MEV (6360LV, Jeol, Tóquio, Japão), com um aumento de 150x (Figuras 6 e 7).

Novamente, a superfície da secção transversal foi polida com discos de lixa de grana 600 e 1000, o comprimento restante da parte ativa medido da mesma maneira, e um outro grupo de imagens foi realizado por MEV. Com estes procedimentos, duas imagens de cada instrumento, com distâncias medidas em torno de 3mm da ponta foram obtidas. As imagens foram então analisadas utilizando programa Image Pro-Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA) e a área da secção transversal foi medida (Figura 8) com um erro relativo menor que 0.01%. Cada imagem foi medida 5 vezes e considerou-se com medida final a média aritmética das cinco medições. Os dois resultados médios da área de secção transversal de cada instrumento foram analisados pelo programa Microsoft Excel (Microsoft, Redmond, EUA). Desta forma, através da interpolação dos dados em uma relação linear, com interseção em zero, obteve-se a equação da reta e consequentemente, o valor médio da área da secção transversal de cada instrumento pôde ser calculado a 3mm da ponta.

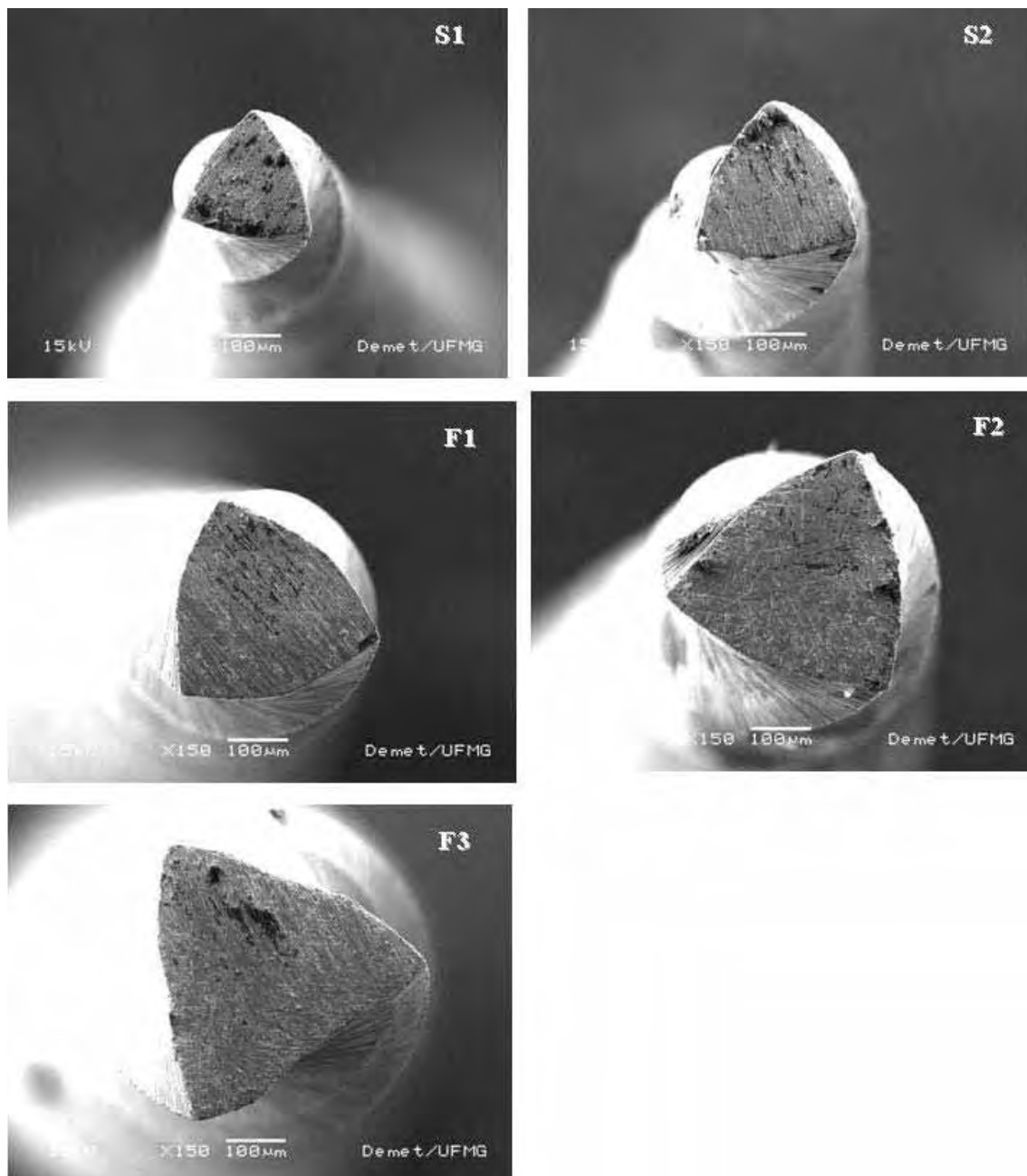


FIGURA 6 – Imagens das secções transversais dos instrumentos ProTaper S1, S2, F1, F2 e F3 registradas no MEV.

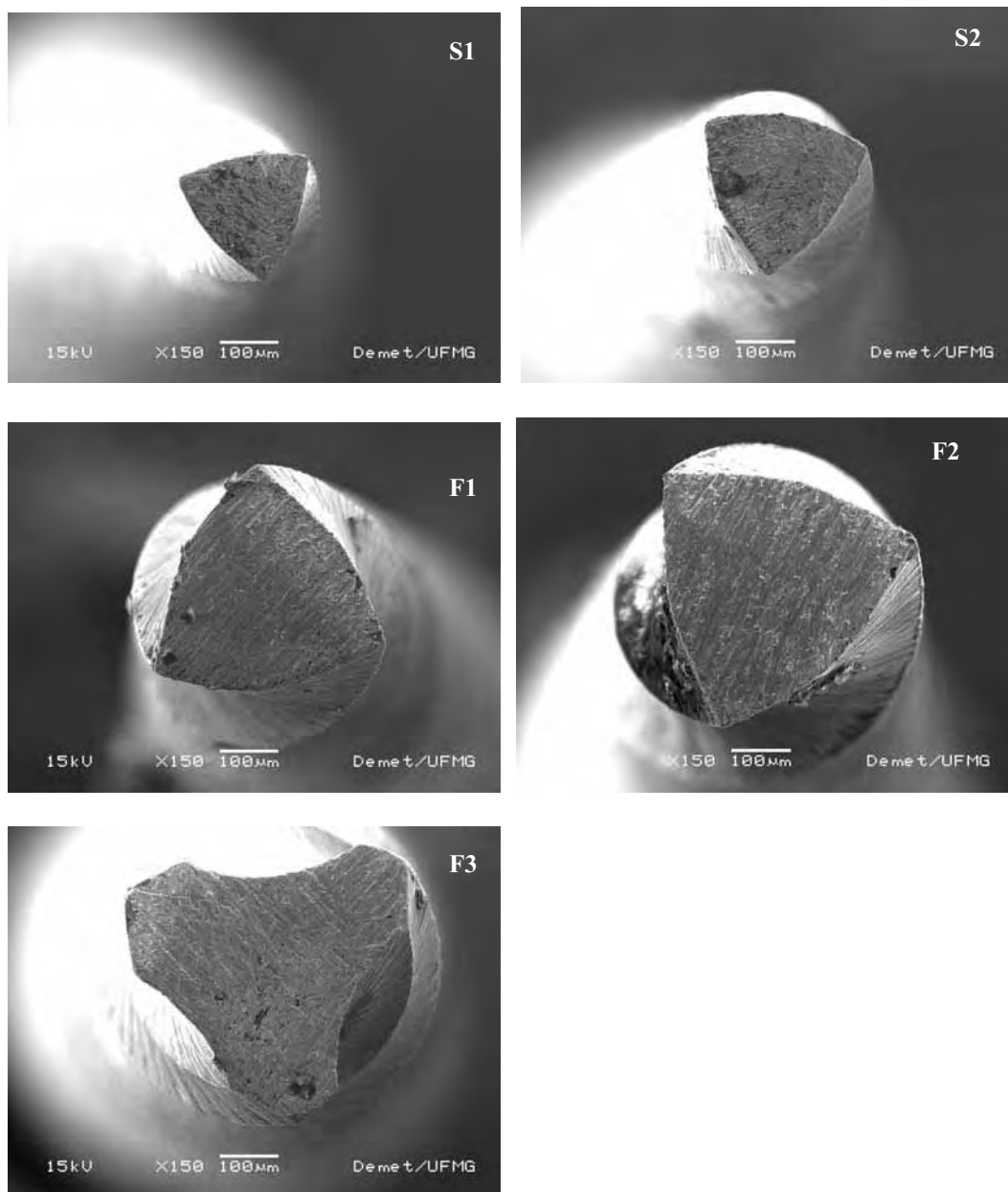


FIGURA 7 – Imagens das secções transversais dos instrumentos ProTaper Universal S1, S2, F1, F2 e F3 registradas no MEV.

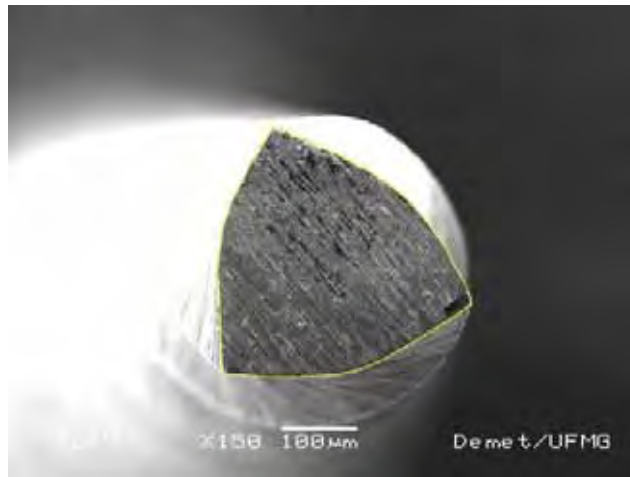


FIGURA 8 – Imagem demarcada da área da secção transversal a ser medida.

Após a medição ter sido executada nestes 144 instrumentos, os mesmos foram misturados às outras 144 unidades, respeitando os respectivos formatos e, em seguida, divididos, aleatoriamente, em 4 grupos tal como descritos a seguir:

**Grupo 1:** 60 instrumentos ProTaper, (S1, S2, F1, F2 e F3), 12 de cada, que foram ensaiados até a ruptura em dispositivo de bancada para testes em torção, para determinação dos valores médios de torque máximo e deflexão angular até a fratura.

**Grupo 2:** 60 instrumentos ProTaper, (S1, S2, F1, F2 e F3), 12 de cada, que foram ensaiados em dispositivo de bancada para testes de flexibilidade, para se determinar os valores médios de momento de dobramento dos mesmos.

**Grupo 3:** 84 instrumentos ProTaper Universal, (S1, S2, F1, F2, F3, F4 e F5), 12 de cada, que foram ensaiados até a ruptura em dispositivo de bancada para testes em torção, para determinação dos valores médios de torque máximo e deflexão angular até a fratura.

**Grupo 4:** 84 instrumentos ProTaper Universal, (S1, S2, F1, F2, F3, F4 e F5), 12 de cada, que foram ensaiados em dispositivo de bancada para testes de flexibilidade para se determinar os valores médios de momento de dobramento dos mesmos.

## 4.2 Ensaios de torção até a ruptura

Para os ensaios de torção dos instrumentos dos Grupos 1 e 3, foi empregada uma máquina de torção para teste em bancada (Analógica Ltda., Belo Horizonte, Brasil), utilizada nos estudos de Bahia et al.<sup>8</sup>, (2006). Este dispositivo dispõe de um indicador de processo (Eurotherm 2408i) para monitorar e fornecer o torque instantâneo e de um controlador de processo (Eurotherm 2416), que monitora e fornece os valores correspondentes de deflexão angular. A medição de torque é realizada utilizando uma célula de carga que, através de um braço de alavanca, mede o torque sobre o eixo que suporta a ponta de fixação do instrumento (Figura 9). A medição e controle do ângulo de rotação são realizados através de um transdutor de posição angular do tipo resistivo conectado ao controlador de processo. Os ensaios foram realizados a uma velocidade de rotação de 2rpm. O dispositivo de ensaio possui, ainda, um programa para aquisição e processamento dos dados especialmente desenvolvido para comunicação com os instrumentos de leitura de carga e ângulo de rotação.

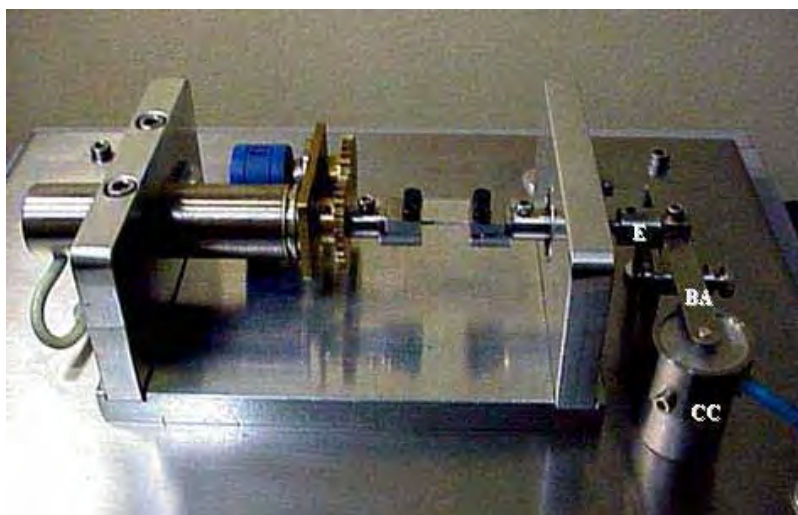


FIGURA 9 – Dispositivo de bancada para teste de torção, mostrando a célula de carga (CC), braço de alavanca (BA) e eixo (E), que suporta a ponta aprisionada do instrumento.

Para a colocação dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal na máquina de teste, os cabos foram removidos, com uma ferramenta de corte adequada, no ponto de união do cabo com a haste. A haste foi introduzida na garra de acionamento e os 3mm da ponta do instrumento foram presos à outra garra conectada à célula de carga. O posicionamento adequado da ponta do instrumento foi feito com o auxílio de um batente de 3mm de profundidade, usinado na parte inferior da garra. Durante os ensaios, foram utilizadas duas chapas de cobre recozido, de 0,3mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras, para auxiliar o aprisionamento do instrumento (Figura 10).

Os registros contínuos de torque e deflexão angular, bem como, os valores de torque máximo e deflexão angular até a fratura foram gerados pelo programa de computador conectado à bancada de teste de torção. Os testes de torção foram baseados na Especificação da ISO 3630-1<sup>44</sup> (International Organization for Standardization 1992).

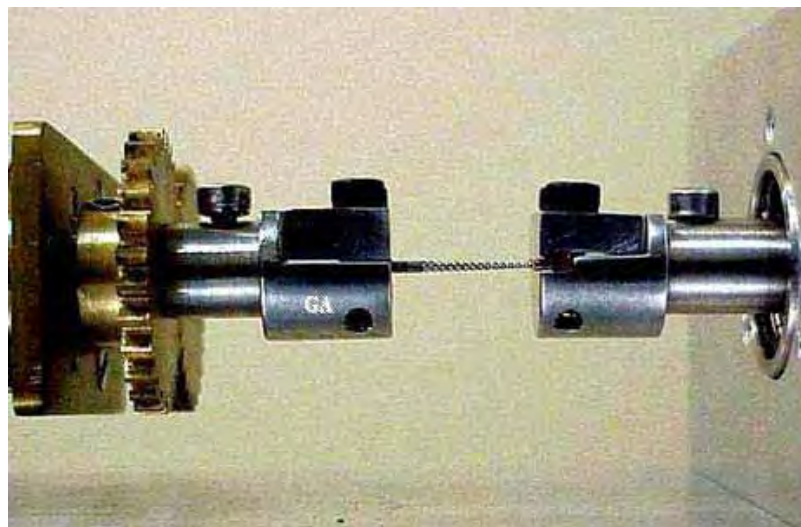


FIGURA 10 - Instrumento preso pela garra de acionamento (GA) e com os 3mm da ponta presos pela outra garra, utilizando duas chapas de cobre.

### 4.3 Ensaios de dobramento

Os instrumentos pertencentes aos Grupos 2 e 4 foram ensaiados em dobramento, com base na mesma especificação da ISO 3630-1<sup>44</sup>, para avaliar a flexibilidade de cada instrumento. O dispositivo de bancada empregado foi o mesmo utilizado nos ensaios de torção, adaptado às condições de teste descritas na especificação. Os cabos dos instrumentos não foram removidos. Desta forma, cada instrumento teve os 3mm de sua ponta posicionados com o auxílio de um batente de 3mm de profundidade, usinado na parte inferior da garra conectada à célula, e aprisionados pela mesma garra, ficando o cabo apoiado em um braço de alavanca conectado ao motor. Similar aos testes de torção, o aprisionamento da ponta do instrumento foi feito com o auxílio de duas chapas de cobre recozido, de 0,3mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras. O momento de dobramento foi automaticamente registrado pela célula de carga em N.cm. O ângulo de dobramento foi medido e controlado pelo transdutor resistivo conectado ao controlador de processo. O programa de computador, acoplado ao aparelho, ajustava a posição angular em zero, quando o braço de alavanca tocava o cabo do instrumento. Iniciado o ensaio, o instrumento era movimentado perpendicularmente ao longo do seu eixo, a uma velocidade de rotação angular de 0,5rpm no sentido horário, até ser dobrado em 45°, e, em seguida, voltava à posição inicial (Figuras 11 e 12).



FIGURA 11 – Dispositivo de bancada para teste de dobramento, mostrando o instrumento com a ponta aprisionada pela garra conectada à célula de carga e o cabo apoiado no braço de alavanca conectado ao motor.

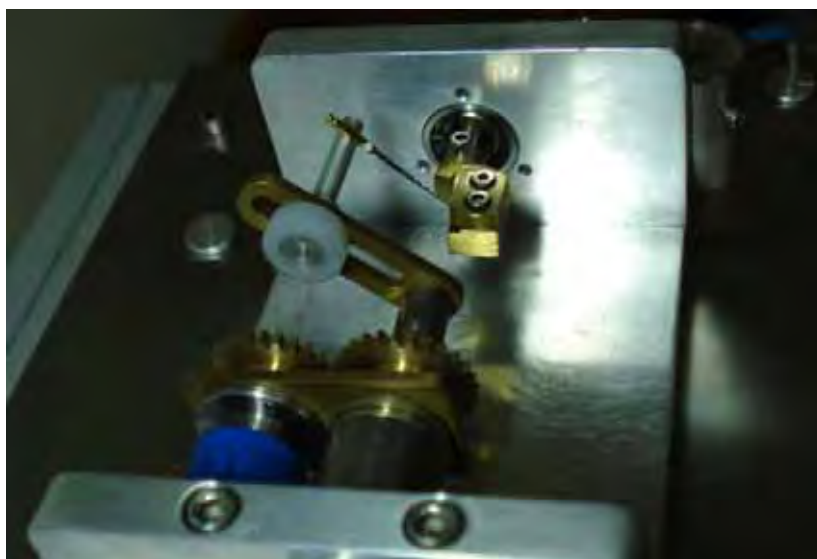


FIGURA 12 – Dispositivo de bancada para teste de dobramento mostrando o instrumento sendo flexionado em 45°.

#### 4.4 Análise estatística

Os dados obtidos foram tabulados e analisados, estatisticamente, empregando-se o teste paramétrico t de *Student*, ao nível de significância de

5% ( $\alpha=0,05$ ), com o intuito de se averiguar as diferenças entre os instrumentos similares dos dois sistemas quando avaliados após os ensaios mecânicos de flexibilidade, torção e deflexão angular. Além disso, para efeito de comparação também dos diâmetros dos instrumentos a cada milímetro da ponta, este mesmo teste t foi utilizado.

## 5 Resultado

### 5.1 Características geométricas e dimensionais dos instrumentos

No presente estudo, num primeiro momento, os instrumentos foram submetidos a uma caracterização geométrica e dimensional cujos parâmetros de ângulo, comprimento e diâmetro de ponta, comprimento de parte ativa e de cada pitch, área da secção transversal e diâmetro dos instrumentos a cada milímetro da ponta, foram, individualmente, analisados.

No que tange à avaliação de ângulo e comprimento de ponta, os valores médios obtidos podem ser visualizados nos Gráficos 1 e 2, respectivamente, bem como na Figura 13, que ilustra a variação de formato entre os dois sistemas.

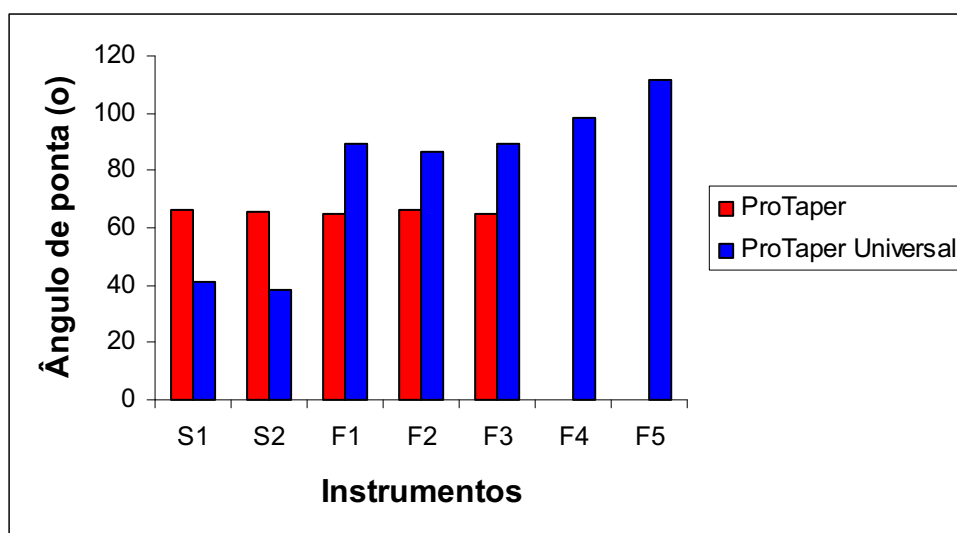


GRÁFICO 1- Valores médios de ângulo de ponta dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados.

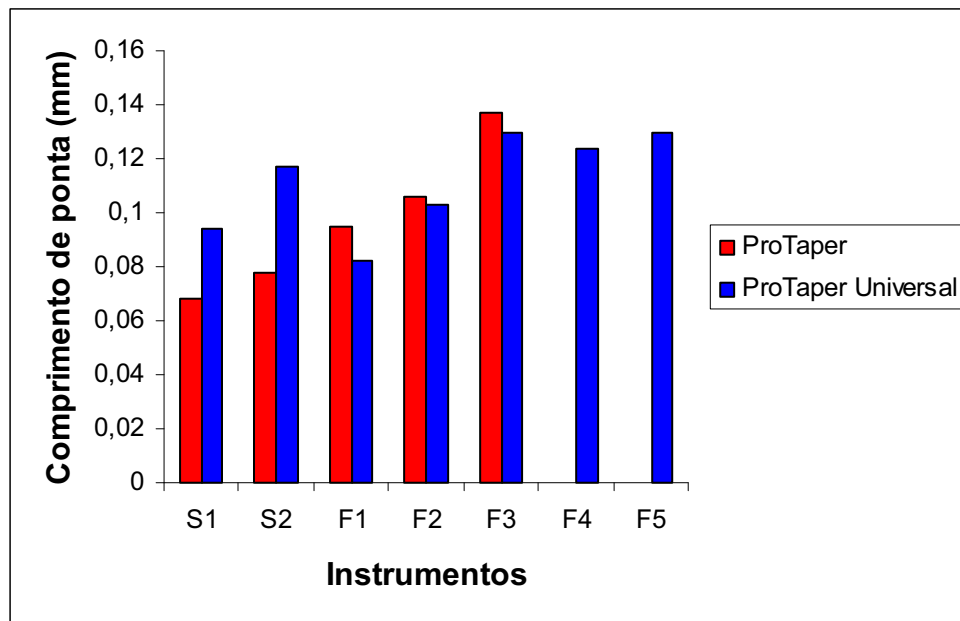


GRÁFICO 2 - Valores médios de comprimento de ponta dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados.

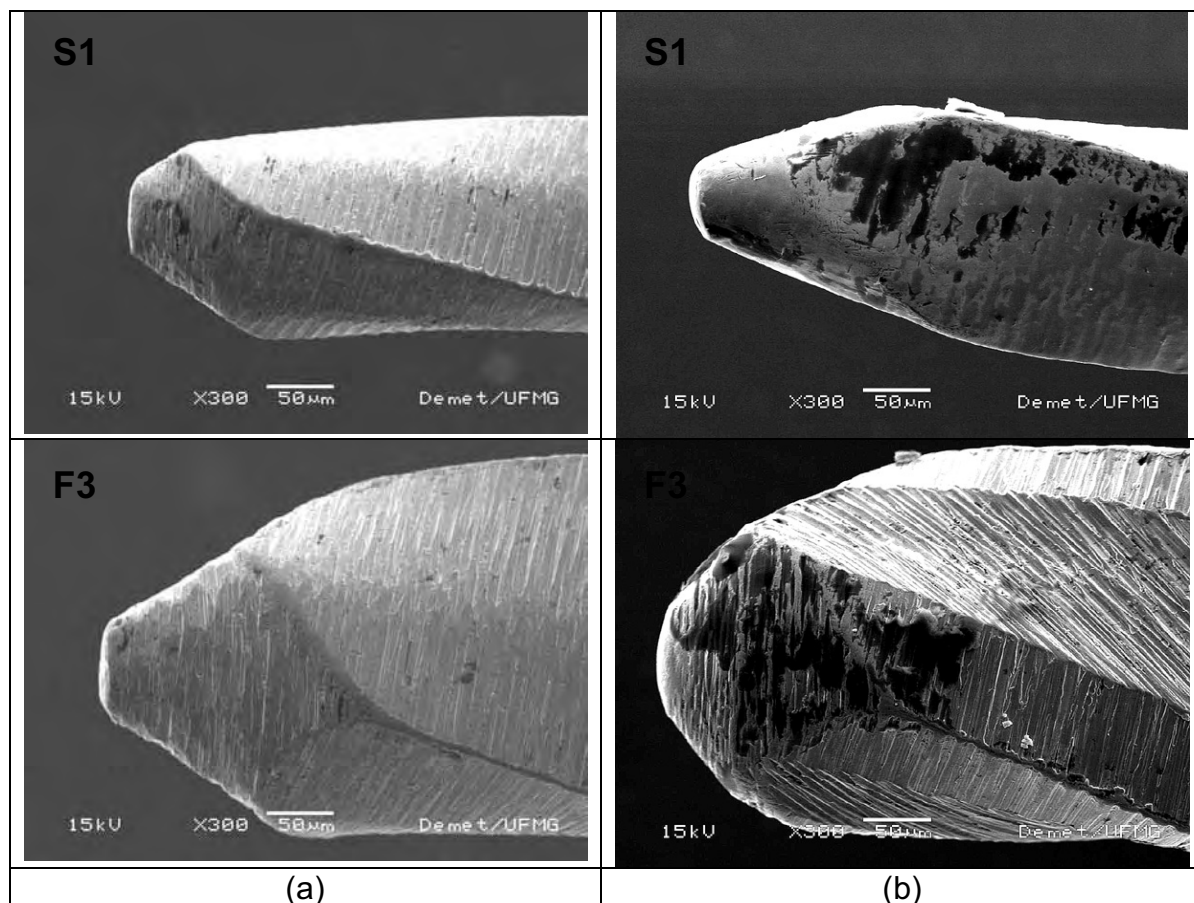


FIGURA 13 – Imagens de pontas de instrumentos de modelagem (S1) e de acabamento (F3) dos sistemas ProTaper (a) e ProTaper Universal (b) mostrando a variação nos ângulos de ponta.

As Tabelas 1 e 2 expõem os valores médios e o desvio-padrão para diâmetro de ponta e comprimento de parte ativa dos instrumentos analisados.

Tabela 1 - Diâmetro de ponta dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados

| Instrumentos | Diâmetro de Ponta (mm) |       |                    |       |
|--------------|------------------------|-------|--------------------|-------|
|              | ProTaper               |       | ProTaper Universal |       |
|              | Média                  | DP*   | Média              | DP*   |
| <b>S1</b>    | 0,137                  | 0,000 | 0,124              | 0,000 |
| <b>S2</b>    | 0,154                  | 0,010 | 0,151              | 0,000 |
| <b>F1</b>    | 0,174                  | 0,010 | 0,167              | 0,000 |
| <b>F2</b>    | 0,199                  | 0,010 | 0,196              | 0,010 |
| <b>F3</b>    | 0,250                  | 0,010 | 0,254              | 0,000 |
| <b>F4</b>    | —                      | —     | 0,310              | 0,010 |
| <b>F5</b>    | —                      | —     | 0,348              | 0,000 |

\*DP=Desvio – Padrão

Tabela 2 – Comprimento de parte ativa dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados

| Instrumentos | Comprimento de parte ativa (mm) |       |                    |       |
|--------------|---------------------------------|-------|--------------------|-------|
|              | ProTaper                        |       | ProTaper Universal |       |
|              | Média                           | DP*   | Média              | DP*   |
| <b>S1</b>    | 15,080                          | 0,020 | 14,913             | 0,140 |
| <b>S2</b>    | 15,019                          | 0,050 | 16,601             | 0,040 |
| <b>F1</b>    | 17,073                          | 0,070 | 17,027             | 0,030 |
| <b>F2</b>    | 16,050                          | 0,060 | 16,656             | 0,060 |
| <b>F3</b>    | 15,073                          | 0,070 | 16,583             | 0,050 |
| <b>F4</b>    | —                               | —     | 16,289             | 0,030 |
| <b>F5</b>    | —                               | —     | 16,328             | 0,040 |

Os resultados concernentes ao comprimento dos pitches, à área da secção transversal e ao diâmetro dos instrumentos a cada milímetro da ponta podem ser visualizados nos Gráficos 3, 4, 5, 6 e 7 a seguir. A Tabela 3 apresenta os valores médios dos diâmetros a cada milímetro da ponta para os sistemas ProTaper e ProTaper Universal, onde se pode verificar em quais pontos de quais instrumentos houve diferença estatisticamente significativa. Para esta análise estatística comparativa, foi empregado o teste t de *Student*, com nível de significância de 5% ( $\alpha=0,05$ ).

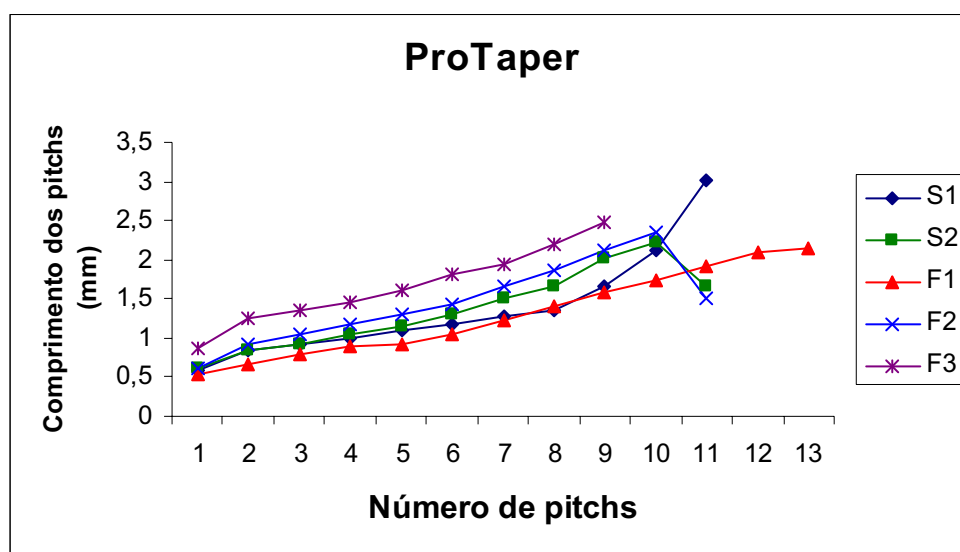


GRÁFICO 3 – Valores médios do comprimento de pitches dos instrumentos ProTaper analisados.

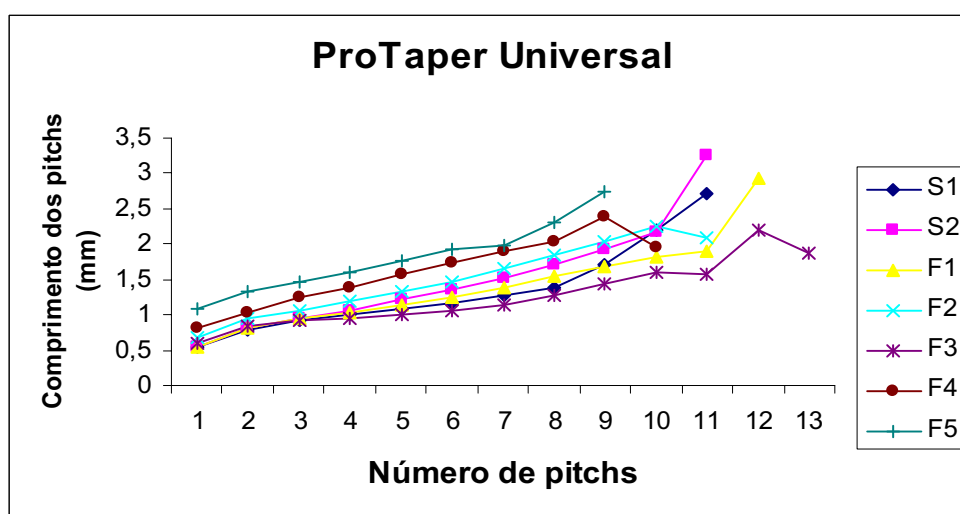


GRÁFICO 4 – Valores médios do comprimento de pitches dos instrumentos ProTaper Universal analisados.

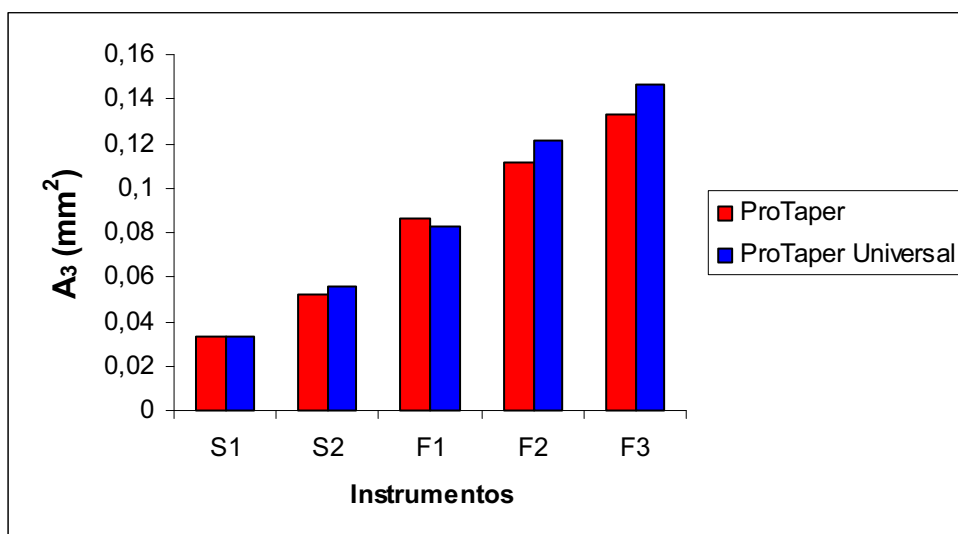


GRÁFICO 5 – Valores médios da área da seção transversal a 3mm da ponta ( $A_3$ ) dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados.

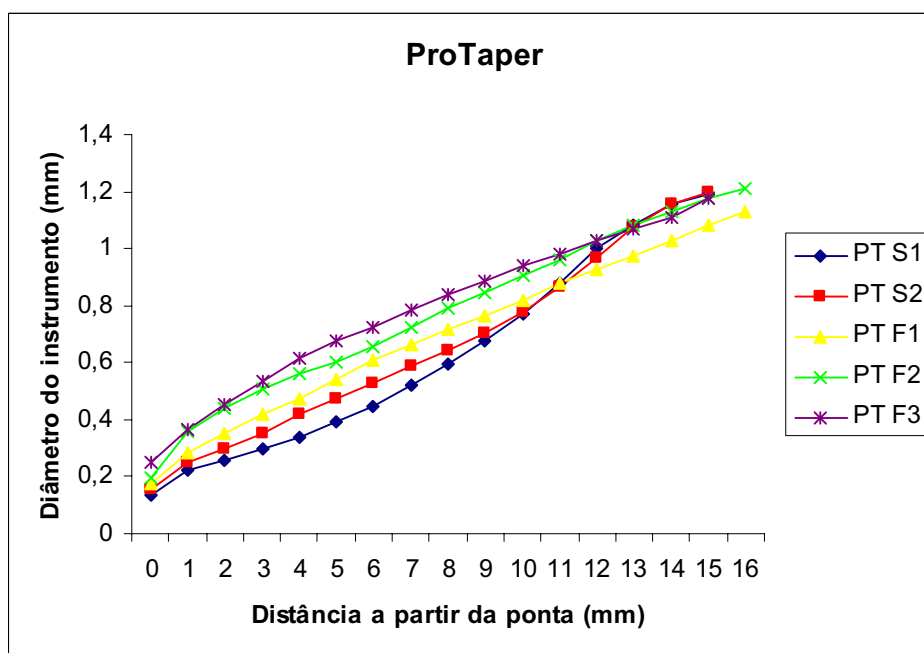


GRÁFICO 6 – Valores médios do diâmetro a cada milímetro a partir da ponta dos instrumentos ProTaper.

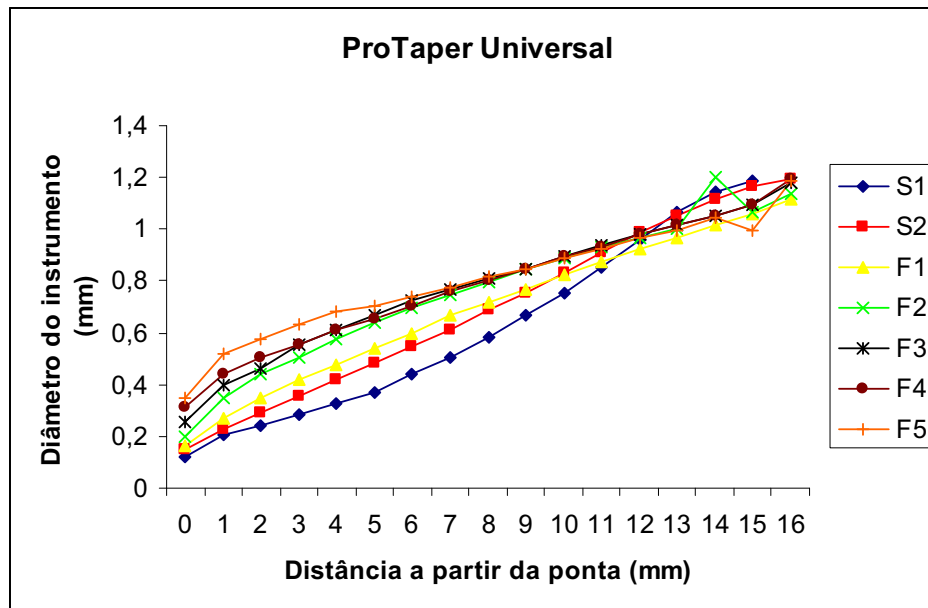


GRÁFICO 7 – Valores médios do diâmetro a cada milímetro a partir da ponta dos instrumentos ProTaper Universal.

Tabela 3 – Valores de p do teste t de *Student* empregado para a comparação dos diâmetros médios a cada milímetro da parte ativa dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados

| Diâmetros dos instrumentos | Valores de p                           |                                        |                                        |                                        |                                        |
|----------------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|
|                            | S1<br>ProTaper X<br>ProTaper Universal | S2<br>ProTaper X<br>ProTaper Universal | F1<br>ProTaper X<br>ProTaper Universal | F2<br>ProTaper X<br>ProTaper Universal | F3<br>ProTaper X<br>ProTaper Universal |
| D <sub>1</sub>             | 0,040*                                 | 0,006*                                 | 0,142                                  | 0,194                                  | 0,046*                                 |
| D <sub>2</sub>             | 0,004*                                 | 0,224                                  | 0,710                                  | 0,990                                  | 0,377                                  |
| D <sub>3</sub>             | 0,016*                                 | 0,808                                  | 0,848                                  | 0,551                                  | 0,000*                                 |
| D <sub>4</sub>             | 0,038*                                 | 0,169                                  | 0,548                                  | 0,023*                                 | 0,398                                  |
| D <sub>5</sub>             | 0,004*                                 | 0,101                                  | 0,580                                  | 0,000*                                 | 0,136                                  |
| D <sub>6</sub>             | 0,247                                  | 0,090                                  | 0,118                                  | 0,000*                                 | 0,701                                  |
| D <sub>7</sub>             | 0,004*                                 | 0,028*                                 | 0,831                                  | 0,003*                                 | 0,023*                                 |
| D <sub>8</sub>             | 0,316                                  | 0,000*                                 | 0,747                                  | 0,761                                  | 0,000*                                 |
| D <sub>9</sub>             | 0,064                                  | 0,000*                                 | 0,944                                  | 0,820                                  | 0,000*                                 |
| D <sub>10</sub>            | 0,032*                                 | 0,000*                                 | 0,974                                  | 0,015*                                 | 0,000*                                 |
| D <sub>11</sub>            | 0,030*                                 | 0,000*                                 | 0,297                                  | 0,002*                                 | 0,000*                                 |
| D <sub>12</sub>            | 0,009*                                 | 0,033*                                 | 0,393                                  | 0,000*                                 | 0,000*                                 |
| D <sub>13</sub>            | 0,111                                  | 0,059                                  | 0,359                                  | 0,000*                                 | 0,000*                                 |
| D <sub>14</sub>            | 0,240                                  | 0,002*                                 | 0,087                                  | 0,000*                                 | 0,000*                                 |
| D <sub>15</sub>            | 0,455                                  | 0,001*                                 | 0,078                                  | 0,000*                                 | 0,000*                                 |
| D <sub>16</sub>            | —                                      | —                                      | 0,141                                  | 0,000*                                 | —                                      |

\* - diferença estatisticamente significativa (p<0,05)

**Maiores diâmetros para o sistema ProTaper**

**Maiores diâmetros para o sistema ProTaper Universal**

## 5.2 Propriedades Mecânicas

### 5.2.1 Resistência à torção

Os resultados dos valores médios de torque máximo, deflexão angular até a fratura e desvio-padrão obtidos nos ensaios de torção para os instrumentos ProTaper e ProTaper Universal dos Grupos 1 e 3 estão apresentados na Tabela 4. A Figura 14 ilustra o resultado da superfície de fratura do instrumento após o ensaio até a ruptura.

Tabela 4. Valores médios de torque máximo, deflexão angular até a fratura e desvios-padrão dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados

| Instrumento        | Grupo | Modelo | Número | Torque Máx. (N.cm) | DP*   | Def. Ang. Máx. (°) | DP*    |
|--------------------|-------|--------|--------|--------------------|-------|--------------------|--------|
| ProTaper           | 1     | S1     | 12     | 0,297              | 0,030 | 428                | 54,969 |
|                    |       | S2     | 12     | 0,446              | 0,036 | 343                | 57,778 |
|                    |       | F1     | 12     | 0,952              | 0,078 | 405                | 25,889 |
|                    |       | F2     | 12     | 1,575              | 0,144 | 387                | 48,962 |
|                    |       | F3     | 12     | 2,088              | 0,138 | 619                | 77,094 |
| ProTaper Universal | 3     | S1     | 12     | 0,282              | 0,025 | 486                | 38,241 |
|                    |       | S2     | 12     | 0,612              | 0,049 | 368                | 36,849 |
|                    |       | F1     | 12     | 0,959              | 0,063 | 377                | 30,680 |
|                    |       | F2     | 12     | 1,864              | 0,166 | 334                | 36,013 |
|                    |       | F3     | 12     | 2,155              | 0,179 | 584                | 66,996 |
|                    |       | F4     | 12     | 2,175              | 0,112 | 658                | 59,970 |
|                    |       | F5     | 12     | 2,656              | 0,159 | 702                | 57,960 |

\*DP=Desvio – Padrão

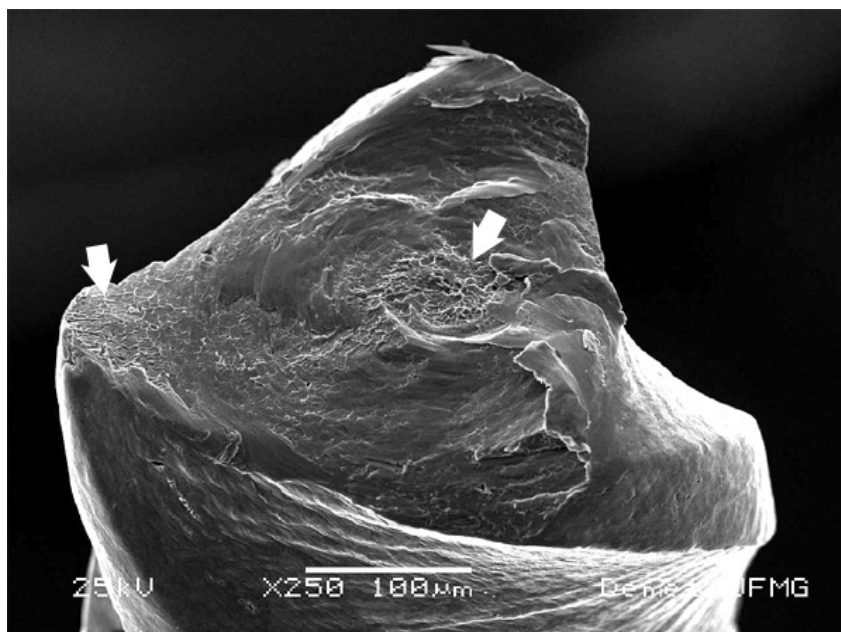


FIGURA 14 – Superfície de fratura de um instrumento ProTaper F3 ensaiado em torção até a ruptura.

A análise estatística comparativa dos grupos de instrumentos foi realizada ao pares, por meio do teste t de *Student* para amostras independentes. O resultado das comparações entre os grupos de instrumentos dos sistemas ProTaper e ProTaper Universal quanto aos valores de torque máximo e deflexão angular até a fratura estão expressos nas Tabelas 5 e 6.

Tabela 5. Resultado da comparação estatística entre os grupos de instrumentos dos sistemas ProTaper e ProTaper Universal relativo aos valores de torque máximo

| <b>Grupo</b>          | <b>Número (n)</b> | <b>Torque Máximo (N.cm)</b> | <b>p</b> | <b>Sig</b> |
|-----------------------|-------------------|-----------------------------|----------|------------|
| ProTaper S1           | 12                | 0,297                       | 0,197    | n.s.       |
| ProTaper Universal S1 | 12                | 0,282                       |          |            |
| ProTaper S2           | 12                | 0,446                       | 0,000    | (*)        |
| ProTaper Universal S2 | 12                | 0,612                       |          |            |
| ProTaper F1           | 12                | 0,952                       | 0,811    | n.s.       |
| ProTaper Universal F1 | 12                | 0,959                       |          |            |
| ProTaper F2           | 12                | 1,575                       | 0,000    | (*)        |
| ProTaper Universal F2 | 12                | 1,864                       |          |            |
| ProTaper F3           | 12                | 2,088                       | 0,000    | (*)        |
| ProTaper Universal F3 | 12                | 2,155                       |          |            |
|                       |                   |                             |          |            |

n.s. - diferença não significante

(\*) - diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

Tabela 6. Resultado da comparação estatística entre os grupos de instrumentos dos sistemas ProTaper e ProTaper Universal relativo aos valores de deflexão angular até a fratura

| <b>Grupo</b>          | <b>Número (n)</b> | <b>Deflexão Angular (°)</b> | <b>p</b> | <b>Sig</b> |
|-----------------------|-------------------|-----------------------------|----------|------------|
| ProTaper S1           | 12                | 428                         | 0,006    | (*)        |
| ProTaper Universal S1 | 12                | 486                         |          |            |
| ProTaper S2           | 12                | 343                         | 0,216    | n.s.       |
| ProTaper Universal S2 | 12                | 368                         |          |            |
| ProTaper F1           | 12                | 405                         | 0,025    | (*)        |
| ProTaper Universal F1 | 12                | 377                         |          |            |
| ProTaper F2           | 12                | 387                         | 0,007    | (*)        |
| ProTaper Universal F2 | 12                | 334                         |          |            |
| ProTaper F3           | 12                | 619                         | 0,316    | n.s.       |
| ProTaper Universal F3 | 12                | 584                         |          |            |
|                       |                   |                             |          |            |

n.s. - diferença não significante

(\*) - diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

### 5.2.1 Flexibilidade

Os resultados dos valores médios de momento de dobramento e desvios – padrão obtidos nos ensaios de flexibilidade de instrumentos ProTaper e ProTaper Universal dos Grupos 2 e 4 são apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 – Valores médios de momento de dobramento e desvio-padrão dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados.

| <b>Instrumento</b>        | <b>Grupo</b> | <b>Modelo</b> | <b>Número (n)</b> | <b>Momento de dobramento, M<sub>D</sub> (N.cm)</b> | <b>DP*</b> |
|---------------------------|--------------|---------------|-------------------|----------------------------------------------------|------------|
|                           |              |               |                   |                                                    |            |
| <b>ProTaper</b>           | 2            | S1            | 12                | 0,147                                              | 0,013      |
|                           |              | S2            | 12                | 0,287                                              | 0,021      |
|                           |              | F1            | 12                | 0,587                                              | 0,039      |
|                           |              | F2            | 12                | 0,883                                              | 0,082      |
|                           |              | F3            | 12                | 1,000                                              | 0,073      |
|                           |              |               |                   |                                                    |            |
| <b>ProTaper Universal</b> | 4            | S1            | 12                | 0,127                                              | 0,013      |
|                           |              | S2            | 12                | 0,283                                              | 0,018      |
|                           |              | F1            | 12                | 0,508                                              | 0,017      |
|                           |              | F2            | 12                | 0,996                                              | 0,067      |
|                           |              | F3            | 12                | 1,170                                              | 0,071      |
|                           |              | F4            | 12                | 1,099                                              | 0,066      |
|                           |              | F5            | 12                | 1,434                                              | 0,060      |

\*DP=Desvio - Padrão

A análise estatística comparativa dos grupos de instrumentos também foi realizada ao pares, por meio do teste t de *Student* para amostras independentes. O resultado das comparações entre os grupos de instrumentos dos sistemas ProTaper e ProTaper Universal quanto aos valores de momento de dobramento estão expressos na Tabela 8.

Tabela 8. Resultado da comparação entre os grupos de instrumentos dos sistemas ProTaper e ProTaper Universal na obtenção dos valores de momento de dobramento.

| Grupo                 | Número (n) | Momento de dobramento, $M_D$ (N.cm) | p     | Sig  |
|-----------------------|------------|-------------------------------------|-------|------|
| ProTaper S1           | 12         | 0,147                               | 0,001 | (*)  |
| ProTaper Universal S1 | 12         | 0,127                               |       |      |
| ProTaper S2           | 12         | 0,287                               | 0,621 | n.s. |
| ProTaper Universal S2 | 12         | 0,283                               |       |      |
| ProTaper F1           | 12         | 0,587                               | 0,000 | (*)  |
| ProTaper Universal F1 | 12         | 0,508                               |       |      |
| ProTaper F2           | 12         | 0,883                               | 0,001 | (*)  |
| ProTaper Universal F2 | 12         | 0,996                               |       |      |
| ProTaper F3           | 12         | 1,000                               | 0,000 | (*)  |
| ProTaper Universal F3 | 12         | 1,170                               |       |      |
|                       |            |                                     |       |      |

n.s. - diferença não significativa

(\*) - diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

Os resultados dos testes de torção e flexibilidade para os instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados, expressados como a variação dos valores médios de torque máximo ( $M_T$ ) e momento de dobramento a 45° ( $M_D$ ) com o diâmetro medido a 3mm da ponta ( $D_3$ ), são mostradas nos Gráficos 8 e 9, respectivamente. As linhas sólidas e tracejadas, em ambos os gráficos, são os resultados de regressões lineares dos dados pelo método dos mínimos quadrados, realizados para avaliar a influência do diâmetro nesta porção do instrumento no comportamento torcional e de dobramento dos mesmos. As equações lineares, mostradas como *insets* nos gráficos, relacionam  $M_T$  e  $M_D$  com  $D_3$  para os instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados. Os coeficientes de correlação,  $R^2$ , obtidos para um nível de confiança de 95%, estão também mostrados nos gráficos. Os dados no

Gráfico 8 mostram a existência de uma excelente correlação para estes parâmetros. A correlação destas propriedades mecânicas, resistência torcional e flexibilidade, referente à area da secção transversal está expressa nos Gráficos 10 e 11.

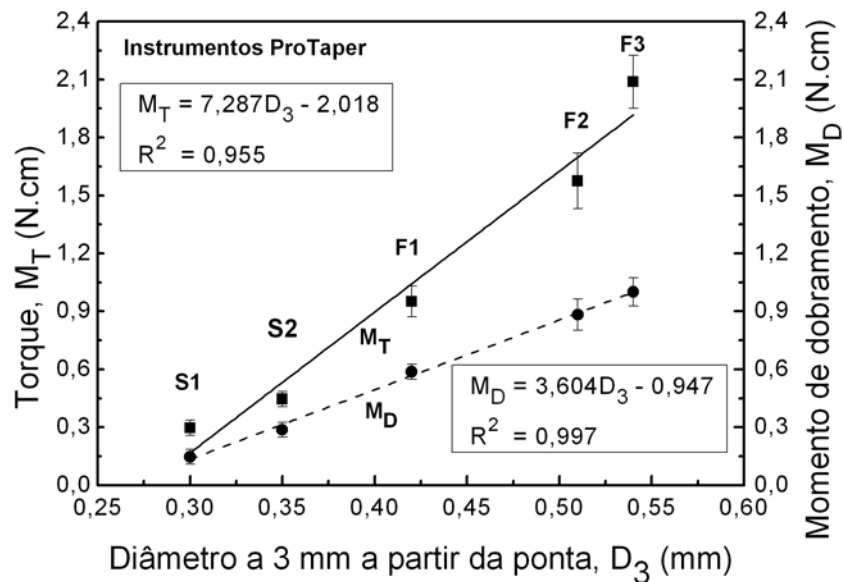


GRÁFICO 8 – Valores médios de torque máximo (momento torcional,  $M_T$ ) e de momento de dobramento a  $45^\circ$  ( $M_D$ ) de instrumentos ProTaper como uma função dos valores medidos do diâmetro a partir de 3mm da ponta ( $D_3$ ).

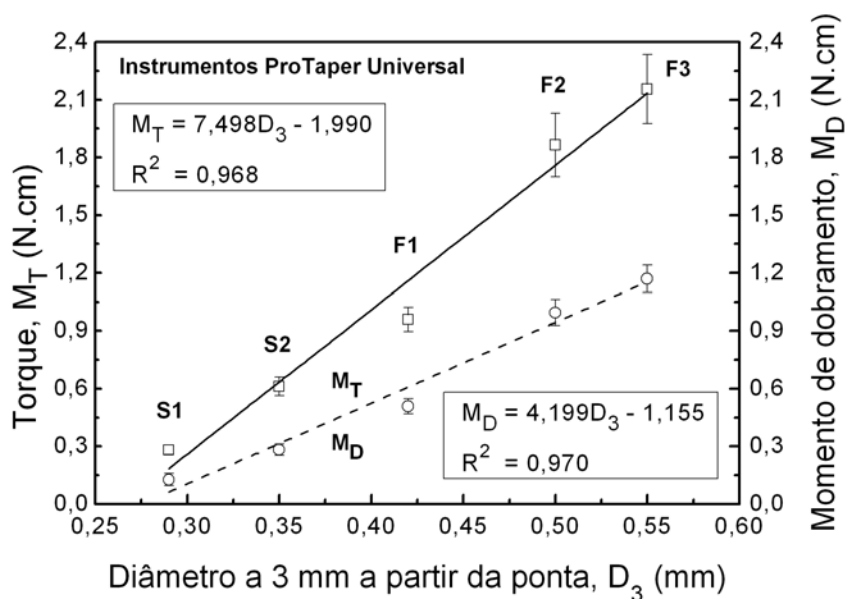


GRÁFICO 9 – Valores médios de torque máximo (momento torcional,  $M_T$ ) e de momento de dobramento a 45° ( $M_D$ ) de instrumentos ProTaper Universal como uma função dos valores medidos do diâmetro a partir de 3mm da ponta ( $D_3$ ).

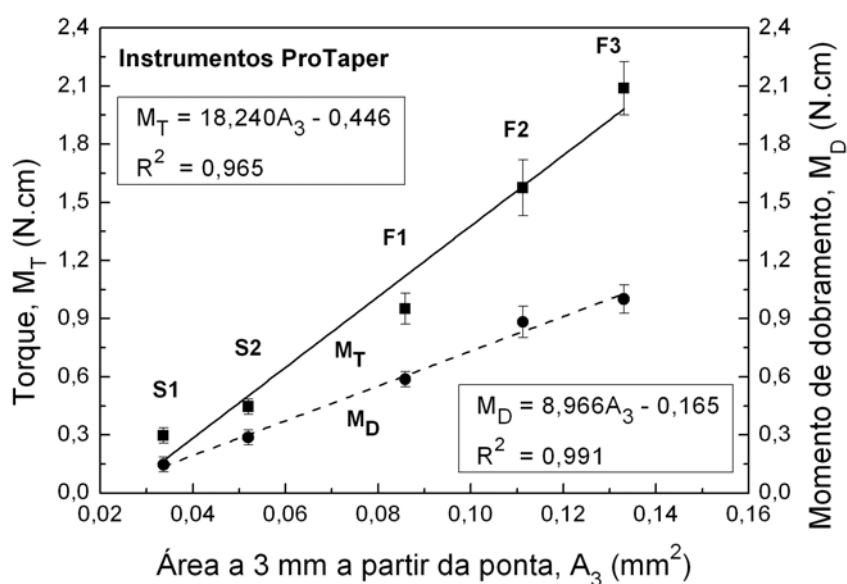


GRÁFICO 10 – Valores médios de torque máximo (momento torcional,  $M_T$ ) e de momento de dobramento a 45° ( $M_D$ ) de instrumentos ProTaper como uma função dos valores medidos da área da secção transversal a partir de 3mm da ponta ( $A_3$ ).

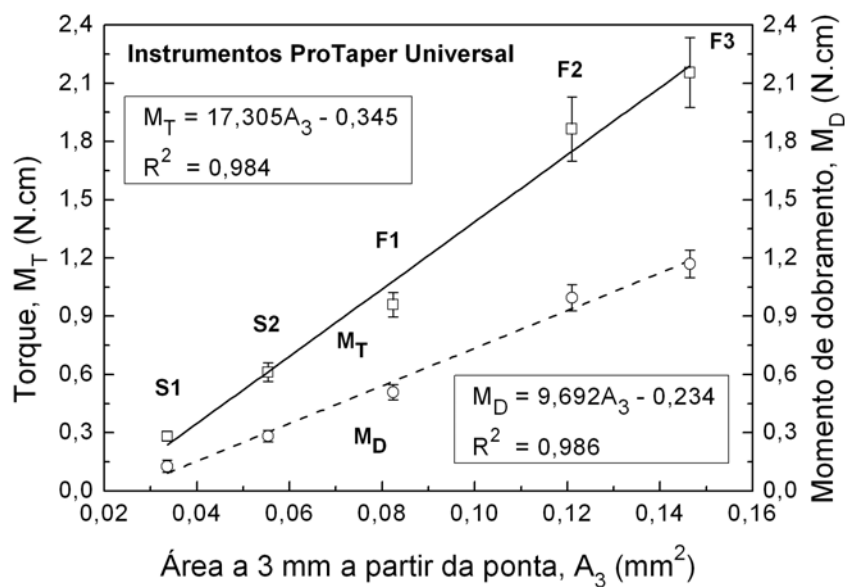


GRÁFICO 11 – Valores médios de torque máximo (momento torcional,  $M_T$ ) e de momento de dobramento a 45° ( $M_D$ ) de instrumentos ProTaper Universal como uma função dos valores medidos da área da secção transversal a partir de 3mm da ponta ( $A_3$ ).

Da análise dos Gráficos 8 e 10, pôde – se observar que, para o sistema ProTaper Universal, houve uma melhor correlação das propriedades mecânicas avaliadas com  $A_3$  do que com  $D_3$ . Por outro lado, quando se analisa os Gráficos 9 e 11, observa – se que, para o sistema ProTaper, houve uma melhor correlação da resistência torcional ( $M_T$ ) com  $A_3$  e da flexibilidade com  $D_3$ .

## 6 Discussão

A Especificação nº 101 da ANSI/ADA<sup>2</sup> estabelece parâmetros para fabricação padronizada de instrumentos endodônticos, manuais ou acionados a motor, que possuam desenho ou materiais não contemplados nas Especificações da ANSI/ADA nº 28<sup>28</sup>. Sendo assim, esta Especificação nº 101 da ANSI/ADA<sup>2</sup> inclui instrumentos com conicidade .02 e com diâmetros não especificados pela Especificação nº 28<sup>28</sup>, instrumentos endodônticos que apresentam conicidade diferente de .02 e instrumentos com diferentes desenhos. O objetivo destas especificações é estabelecer padrões a serem seguidos pelos fabricantes a fim de se fabricar produtos odontológicos consistentes e confiáveis. A Especificação nº 101 da ANSI/ADA<sup>2</sup> não se aplica estritamente aos instrumentos ProTaper porque eles apresentam conicidade variada ao longo da parte ativa. Contudo, serve como referência para se estabelecer as características geométricas, bem como, medida de ângulo, comprimento e diâmetro de ponta, comprimento de cada *pitch* ao longo das hastes cortantes e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta.

A forma geométrica e as dimensões dos instrumentos endodônticos de NiTi têm um efeito crucial no seu comportamento em relação à capacidade de corte, flexibilidade e resistência torcional e flexural. Os fatores que afetam este desempenho são: a área e a forma geométrica da secção transversal, o tipo de ponta, a profundidade dos *pitchs*, os diâmetros ao longo dos instrumentos, a presença ou ausência de plano radial e a distância entre os *pitchs* (Berutti et al.<sup>12</sup>, 2003; Diemer, Calas<sup>29</sup>, 2004; Miyai et al.<sup>63</sup>, 2006; Tripi et al.<sup>105</sup>, 2006; Xu, Zheng<sup>116</sup>, 2006; Ray et al.<sup>78</sup>, 2007)

Todos os instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados ao microscópio óptico apresentaram uma ponta guia cônica. Entretanto, ao se comparar os dois sistemas, pôde ser verificado que, para os instrumentos ProTaper Universal S1 e S2, os ângulos de ponta foram reduzidos em graus quando confrontados com o sistema antigo (Gráfico 1, Anexo 1). Isto, provavelmente, se deveu ao fato de que, como são instrumentos indicados para o preparo inicial do canal radicular, quando se diminui o ângulo, a facilidade em se penetrar com o instrumento no interior do canal aumenta,

independente da patência já ter sido estabelecida, uma vez que reduções do diâmetro da luz do canal por questões fisiológicas e/ou patológicas são condições que, freqüentemente, aparecem na clínica diária. Desta maneira, a formatação do canal nesta região torna – se favorecida. Entretanto, a redução no ângulo de ponta e conseqüente aumento na eficiência de corte só seria possível em instrumentos com diâmetro de ponta pequeno, com menor risco de desvio e/ou transporte do forame apical.

Para os instrumentos de acabamento F1, F2 e F3, os resultados demonstraram o inverso, mostrando um aumento, em média, do ângulo de ponta nos instrumentos ProTaper Universal comparados aos instrumentos ProTaper. Embora o próprio fabricante relate e isto pôde ser comprovado nas imagens de MEV obtidas, os instrumentos ProTaper Universal tiveram suas pontas muito mais arredondadas (pontas inativas) quando comparados ao sistema anterior, cuja extremidade apresentava uma certa atividade (pontas semi-ativas), fazendo com que o ângulo se tornasse mais obtuso. A importância disso se traduz no fato de que, como estes instrumentos apresentam maiores valores de diâmetro de ponta e irão trabalhar no terço apical, região mais propícia à presença de curvaturas, menor eficiência de corte e, por conseguinte, maior segurança deve ser fornecida a estes instrumentos, diminuindo assim o risco de desvios durante o preparo do canal.

No que tange à avaliação do quesito comprimento de ponta para os instrumentos, os resultados apontaram uma relação inversamente proporcional ao ângulo da mesma, ou seja, quanto menor o ângulo de ponta, maior o comprimento desta porção do instrumento e vice – versa (Gráfico 2, Anexo 2). Matematicamente, isto é explicado em razão de que, ao se reduzir o ângulo e com o intuito de manter um ângulo de transição suave entre a ponta e o início da lâmina propriamente dita, sem contudo alterar significativamente o diâmetro inicial do instrumento, a distância entre as duas cresce proporcionalmente. O inverso também é verdade, já que, como este diâmetro não deve ser alterado, aumentando o ângulo, a distância entre a ponta e o início da parte ativa é reduzida.

Os valores médios de diâmetro de ponta dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados demonstraram quase não haver variação numérica absoluta entre instrumentos de mesmo tipo confrontados entre si (Tabela 1). Todavia, quando estes valores foram comparados aos dados fornecidos pelo fabricante, tanto para o sistema ProTaper quanto para o ProTaper Universal, os mesmos se apresentaram menores do que os relatados pela literatura (Ruddle<sup>81</sup>, 2001, Clauder, Baumann<sup>25</sup>, 2004).

De acordo com o fabricante, os instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3, apresentam um diâmetro de ponta de 0,17; 0,20; 0,20; 0,25 e 0,30mm, respectivamente. Lask et al.<sup>50</sup> (2006) analisando instrumentos NiTi, de quatro diferentes marcas observaram uma tendência dos instrumentos apresentarem o diâmetro de ponta maior e uma conicidade menor que o relatado pelo fabricante. Este trabalho vem confirmar o fato de que podem ser encontradas diferenças dimensionais nos instrumentos em relação aos dados apresentados pelos fabricantes. Como a microssinagem do NiTi é um processo complexo, variações morfométricas entre instrumentos de NiTi de mesmo formato são usualmente relatadas (Marsicovetere et al.<sup>56</sup>, 1996; Thompson<sup>104</sup>, 2000; Martins et al.<sup>59</sup>, 2002; Lask et al.<sup>50</sup>, 2006).

Para os valores médios de comprimento da lâmina ativa, os formatos S1, F1 e F2 dos dois sistemas apresentaram comprimentos muito similares em torno de 15, 17 e 16mm, respectivamente. Já os instrumentos S2 e F3 do sistema ProTaper Universal mostraram comprimentos maiores, em média, 1,5mm a mais do que os seus pares correspondentes no sistema ProTaper (Tabela 2). Estes resultados apenas demonstram que os instrumentos podem sim apresentar comprimentos diferentes de parte ativa, independente da sua cinemática ou do seu local de ação específico no interior do canal. Clinicamente, o que se pode averiguar é que instrumentos com lâminas ativas mais longas permitem que mais áreas do canal sejam tocadas por unidade de tempo sendo, conseqüentemente, instrumentadas. Contudo, a relevância deste fato talvez seja muito pequena, uma vez que, caso isto não acontecesse, estas regiões seriam devidamente formatadas com os instrumentos auxiliares que compõem o sistema (Limas Sx), mesmo em casos de canais de comprimentos longos, contornando a situação.

O comprimento dos *pitchs* aumentou da ponta em direção à haste em todos os instrumentos dos dois sistemas avaliados (Gráficos 3 e 4, Anexos 3 e 4). *Pitchs* mais espaçados aumentam a flexibilidade dos instrumentos, permitem uma melhor eficiência de corte e remoção de debris do interior dos canais radiculares. Além disto, o aumento do espaçamento entre os *pitchs* aumenta o ângulo helicoidal, diminuindo a tensão torcional e a tendência do instrumento de se parafusar no interior do canal e sofrer fratura por torção (Diemer, Calas<sup>29</sup>, 2004).

Nos instrumentos S1 e S2 do sistema ProTaper, o aumento de comprimento do primeiro *pitch* para o segundo foi em torno de 45% e 35%, respectivamente. Já nos instrumentos F1, F2 e F3, este aumento foi menor para o primeiro e maior para os segundo e terceiro, em torno de 23%, 48% e 42%, respectivamente. Quando as mesmas medidas foram comparadas para o sistema ProTaper Universal, os instrumentos S1, S2 e F1 tiveram aumentos médios de comprimento do primeiro *pitch* para o segundo da ordem de 50%, favorecendo, possivelmente, a flexibilidade nesta porção do instrumento. Para os instrumentos F2 e F3, este aumento nesta parte do instrumento foi da ordem de 40%, conferindo a eles resistência nesta porção apical, que é a região de atividade do instrumento.

O aumento de comprimento médio do segundo ao oitavo *pitch* para os instrumentos S1 e S2 do sistema ProTaper foi de 8,5% e 12%, respectivamente, comparados aos aumentos de 9,5% e de 13% para os mesmos instrumentos do sistema ProTaper Universal. Do oitavo para o nono *pitch*, estes instrumentos apresentaram um aumento médio em torno de 21,5% para o sistema ProTaper e 23% e 12,5%, respectivamente, para o sistema ProTaper Universal. Como estes instrumentos estão indicados para ampliar os terços cervical e médio do canal radicular, empregando cinemáticas de pincelamento onde a flexão destes instrumentos é bastante exigida, o aumento porcentual maior dos comprimentos de *pitchs* no instrumento S1 do sistema ProTaper Universal, nesta porção de atuação, permite gerar maior eficiência de corte, mais segurança e maior flexibilidade. Já os instrumentos F1, F2 e F3 dos sistemas ProTaper e ProTaper Universal apresentaram um aumento médio de comprimento em torno de 13, 12,5 e 10%, respectivamente, para o primeiro

sistema e 11, 11,5 e 8%, respectivamente, para o segundo sistema, a partir do segundo *pitch*. Estes resultados estão coerentes com o padrão descrito para estes instrumentos na literatura (Ruddle<sup>81</sup>, 2001; Clauder, Baumann<sup>25</sup>, 2004), além de, especificamente para o sistema ProTaper Universal, preencher os postulados nos quais se baseia o novo modelo (West<sup>113</sup>, 2006).

No que tange à comparação dos diâmetros D1 a D16 dos instrumentos dos dois sistemas, houve algumas alterações com significância estatística, analisadas pelo teste t de *Student* por se tratarem de apenas 2 grupos, que cabem ser discutidas (Gráficos 6 e 7, Anexos 6 e 7). Para S1, os valores menores para ProTaper Universal de D<sub>1</sub> a D<sub>5</sub> denotam que houve preocupação real do fabricante em diminuir tais medidas em razão de facilitar a penetração destes instrumentos no interior dos canais já que são os primeiros a serem utilizados, aumentando a segurança e reduzindo o tempo de preparo.

Para os instrumentos S2, a significância passa a ocorrer em D<sub>1</sub>, onde, novamente, o diâmetro deste instrumento no sistema ProTaper Universal foi diminuído. Além disso, apenas a partir de D<sub>7</sub>, indo até D<sub>12</sub>, os valores de diâmetro passam a ser significativos (Tabela 3), onde os instrumentos ProTaper Universal passaram a ter maiores valores de medidas comparados ao ProTaper. Isto vai de encontro ao relato da literatura (West<sup>113</sup>, 2006) pois os instrumentos S2 tiveram seus diâmetros remodelados em razão de facilitar a troca entre os instrumento S1 e F1, servindo realmente como um elo de ligação entre estes. As conicidades foram redefinidas a fim de que este instrumento conectasse a fase de preparo com a fase de acabamento, permitindo que o preparo do canal ocorresse de modo mais suave. Além disso, ao avaliar as médias dos diâmetros (Anexos 6 e 7) com a tabela 3, onde estão expressos os valores de p com as respectivas significâncias estatísticas, pôde se verificar também que, para o instrumento S1 do sistema ProTaper Universal, houve redução estatisticamente significativa em seu diâmetro na porção que ele atua (D<sub>10</sub> a D<sub>12</sub>), fato este que compromete, em potencial, sua atividade. Em contrapartida, ao se avaliar o instrumento S2 do mesmo sistema ProTaper Universal, é encontrado um aumento de diâmetro, também significativo, desde D<sub>7</sub> até D<sub>12</sub>. Ou seja, o que o instrumento S1 perde inicialmente nas suas

dimensões, podendo impactar na sua eficiência clínica, o instrumento S2 compensa por ter diâmetros maiores numa porção de lâmina ativa mais longa.

Todos os instrumentos apresentaram o padrão descrito para os instrumentos ProTaper. Os instrumentos de formatação (S1 e S2) apresentaram um aumento de diâmetro progressivo ao longo da haste cortante, sendo que este aumento se tornou mais acentuado, a partir de  $D_{10}$  (Anexo 6). Neste ponto, os instrumentos S1 apresentaram, praticamente, o mesmo valor de diâmetro de S2. A partir de  $D_{11}$ , os instrumentos S1 passaram a apresentar um diâmetro ligeiramente maior que S2, confirmando a conicidade progressiva destes instrumentos nesta região e o fato de serem os maiores responsáveis pela formatação do terço coronário do canal, enquanto os instrumentos S2 formatam a maior parte do terço médio. Já os instrumentos de acabamento (F1, F2 e F3) apresentaram maior aumento de diâmetro nos 3mm iniciais a partir da ponta. A partir deste ponto, o diâmetro ao longo da haste cortante continuou aumentando, entretanto em menor proporção. Estas características confirmam que estes instrumentos foram desenvolvidos adequadamente para formatação do terço apical.

Para os instrumentos ProTaper Universal, pequenas variações ocorreram comparadas ao sistema anterior. Embora os instrumentos S1 e S2 continuem apresentando um aumento de diâmetro progressivo ao longo da lâmina ativa, este se torna mais acentuado somente no instrumento S1 a partir também de  $D_{10}$  (Anexo 7). Pela mesma razão descrita anteriormente, acredita – se que, como a função deste é ampliar o terço coronário do canal, faz – se necessário um diâmetro mais acentuado nesta porção do instrumento e, desde que utilizado de modo correto quanto à sua cinemática, o tempo de trabalho com o instrumento seguinte (limas S2) tende a ser reduzido (West<sup>113</sup>, 2006). Para os instrumentos S2, o crescimento da conicidade se mostrou mais regular e sem grandes saltos, quando comparado ao sistema ProTaper. Estes resultados estão de acordo com a literatura (West<sup>113</sup>, 2006) que relata um ajuste regular da geometria de modo que a transição entre as limas de formatação e de acabamento se tornasse a mais suave possível. Além disso, entre  $D_7$  e  $D_{12}$ , os diâmetros destes instrumentos S2 se mostraram maiores estatisticamente do que os do sistema anterior (Tabela 3). A razão disto,

provavelmente, está no fato de que estes instrumentos são indicados para trabalhar mais no terço médio do canal radicular e, conseqüentemente, devem apresentar um diâmetro maior.

Em se tratando de instrumentos de acabamento, a característica de apresentarem maior aumento de diâmetro nos 3mm iniciais a partir da ponta no sistema ProTaper é mantida para o sistema ProTaper Universal. A partir desta região, os diâmetros também continuam aumentando ao longo do restante da parte ativa, porém em menor razão. Isto se deve ao fato destes instrumentos apresentarem redução de conicidade nesta porção da lâmina. Entretanto, quando são feitas comparações nos instrumentos F2 e F3 entre os sistemas, verifica – se que, a partir de D<sub>10</sub> e de D<sub>7</sub>, respectivamente, até o final da lâmina, os diâmetros para o sistema ProTaper Universal foram reduzidos com significância estatística (Tabela 3), provavelmente para atenuar o volume da massa metálica a fim de facilitar o trabalho em regiões mais curvilíneas do canal radicular e manter o conceito de que sua concepção foi feita para que, de fato, sejam empregados no terço apical dos mesmos.

Ainda sobre estes instrumentos de acabamento, um detalhe pontual pôde ser verificado com relação aos instrumentos F2: de D4 a D7, houve aumento de diâmetro para o sistema ProTaper Universal de forma estatisticamente significativa. Acredita – se que isto esteja relacionado ao fato de que, uma vez que estes instrumentos possam trabalhar nesta região do canal pelo contato direto das suas lâminas contra a parede do mesmo, diminuirão o trabalho dos instrumentos F3 usados subsequentemente nesta região.

Para os resultados de área da secção transversal a 3 mm da ponta, pôde se concluir também que, à medida que o diâmetro dos instrumentos aumenta, a área da secção transversal se torna maior (Gráfico 5, Anexo 5). Relacionando os valores médios de torque máximo com os de área da secção transversal, encontra-se uma relação direta entre os dois parâmetros analisados, já que instrumentos com uma maior área de secção transversal necessitarão de uma maior força para que sejam rompidos, fato este que pode ser verificado nos dois sistemas em estudo. Estes dados são

ainda corroborados ao serem avaliados os diâmetros dos instrumentos medidos a 3 mm da ponta, onde o aumento de  $D_3$  se relaciona diretamente a maiores valores de torque máximo.

Durante o preparo biomecânico, o instrumento endodôntico, seja ele manual ou rotatório, está sendo constantemente submetido a uma série de forças como pressão, tração, rotação e flexão, que propiciam a falhas deste instrumento (Lopes et al.<sup>53</sup>, 1995).

Os fabricantes orientam que tais instrumentos sejam sempre verificados em relação à deformações, uma vez que este hábito pode alertar o usuário a prevenir a fratura. A capacidade de um instrumento endodôntico sofrer deformação plástica antes da fratura é de importância clínica enorme e, caso esta deformação se apresente precocemente, permite que o operador o substitua antes que a desagradável fratura ocorra (Rowan et al.<sup>80</sup>, 1996).

Contudo, existe uma preocupação justificada de que os instrumentos rotatórios de níquel-titânio, diferentemente dos de aço inoxidável, podem fraturar sem que exista qualquer deformação previamente visível (Zelada et al.<sup>124</sup>, 2002; Zuolo, Walton<sup>125</sup>, 1997). Portanto, para alguns autores, embora a inspeção visual seja recomendada, esta pode não ser a solução ideal na busca pela prevenção da fratura (Martín et al.<sup>57</sup>, 2003).

Apesar disso, existem outros trabalhos, como de Marsicovetere et al.<sup>56</sup> (1996), que mostraram que todos os instrumentos que foram experimentalmente fraturados por torção, apresentaram nítidos defeitos associados: espirais distorcidas, com reversão e alongamento das espiras ou até mesmo uma combinação de defeitos, sendo que esta distorção ocorreu próximo ou a alguns milímetros do ponto de fratura.

Portanto, apesar da segurança e agilidade que a instrumentação rotatória “promete” durante o preparo dos canais radiculares, é importante que o profissional tenha conhecimento do comportamento dos mesmos quanto às propriedades mecânicas.

Em relação aos instrumentos endodônticos, Turpin et al.<sup>106</sup>, em 2001, afirmaram que os mesmos estão sujeitos a tensões de torção e flexão durante o preparo biomecânico. Esta tensão causaria deformações no corpo do instrumento, podendo fazer com que o instrumento se rompa.

Em paralelo, lançado desde 2001, o sistema ProTaper surgiu com um conceito diferente do que até então existia em termos de instrumentos rotatórios de NiTi pelo fato de ser o único sistema cujos instrumentos possuíam em suas lâminas ativas conicidades variáveis. Como em 2006 este sistema deu lugar ao ProTaper Universal, vindo carregado com uma série de modificações, optou – se neste estudo por, além de avaliar as variações dimensionais e geométricas entre o antigo e o novo, comparar a flexibilidade e a resistência à torção dos dois sistemas por serem propriedades mecânicas ligadas diretamente à prática clínica e por haver necessidade de se ampliar a segurança quando do seu emprego no dia – a – dia.

Para os ensaios de torção, realizados no Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), foi usada uma máquina de torção para teste em bancada, que atendia às normativas da ISO 3630 – 1<sup>44</sup> de 1992 e da ANSI / ADA número 28<sup>28</sup> de 2002, sendo esta capaz de fornecer os valores de torque instantâneo e de deflexão angular. A velocidade empregada aos instrumentos de 2 rpm para este ensaio é definida por esta normativa e, provavelmente, se deve ao fato de que baixas velocidades garantam um maior controle em precisão. A remoção do cabo também é descrita pela normativa e favorece, sobremaneira, a apreensão do instrumento em uma de suas extremidades. A outra extremidade é apreendida a 3mm da ponta e inserida no meio das chapas de cobre, estando o conjunto aprisionado pelas garras a fim de que evite o deslizamento do instrumento, sendo esta distância também definida pela norma. Isto se deve, provavelmente, ao fato desta região do instrumento ser a mais propensa à fratura. Além disso, este dispositivo é equipado com um sistema de aquisição e processamento de dados desenvolvido especificamente para uma interface de comunicação com os instrumentos de leitura de carga e ângulo de rotação, não havendo com isso, interferência humana.

Para os ensaios de flexibilidade, a máquina de torção sofreu algumas mudanças na posição de garra de aprisionamento da ponta do instrumento, permitindo – o ser flexionado até 45°. A deflexão angular definida em 45° segue o que as instruções normativas mencionam e o momento de dobramento é resumido pela força necessária para que isto aconteça. Tanto para o ensaio de torção quanto para o de flexibilidade, foram usados 12 instrumentos sem uso de cada formato pois, mesmo que a normativa exija um mínimo de 10 amostras, uma ou outra poderia ser perdida.

Estas propriedades são complementares e foram avaliadas em conjunto por ser de conhecimento público que estes instrumentos, quando acionados no interior do canal, sofrem tensões contra as paredes durante a sua mecânica de funcionamento, além do fato da anatomia dental interna não ser retilínea na maioria dos casos. De um modo geral, a flexibilidade das limas utilizadas para a formatação de canais radiculares depende das suas propriedades metalúrgicas e de suas formas geométricas. Especificamente nos instrumentos de NiTi, os fabricantes têm buscado alcançar um aumento na flexibilidade apenas através de alterações nas características de *design* dos instrumentos, como diferentes variações na secção transversal dos mesmos, no números de pitches, entre outros.

O torque gerado durante a formatação dos canais radiculares depende da área de contato entre as paredes do canal e o instrumento (Blum et al.<sup>14</sup>, 1999). Sendo assim, um meio de se reduzir a fratura por torção seria modificar a secção transversal dos instrumentos. O aumento da profundidade dos *pitches* e a diminuição da área de secção transversal aumentariam a flexibilidade do instrumento e sua capacidade de corte e reduziriam a área de contato entre o instrumento e as paredes do canal, diminuindo, assim, a carga torcional e o risco de fratura por torção dos instrumentos no interior dos canais radiculares (Peters et al.<sup>75</sup>, 2003; Tripi et al.<sup>105</sup>, 2006; Ray et al.<sup>78</sup>, 2007).

Na análise da resistência torcional dos instrumentos, através dos valores médios de torque máximo, os resultados do presente estudo (Tabela 4) demonstraram que ela aumentou com o aumento do diâmetro dos instrumentos tanto para o sistema ProTaper como para o sistema ProTaper Universal, o que

já era esperado em razão do aumento da massa metálica à medida que o formato do instrumento se torna maior. Inclusive esta relação é verificada em outros trabalhos (Peters et al.<sup>74</sup>, 2003; Bahia et al.<sup>8</sup>, 2006). Quando todos os valores de torque máximo até a fratura dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal são agrupados dois a dois de mesmo formato e analisados estatisticamente por meio do teste t de *Student*, verifica-se que, com exceção dos instrumentos S1, todos os outros formatos do sistema ProTaper Universal apresentaram valores médios de torque máximo maiores quando comparados ao sistema anterior, todavia, somente os instrumentos S2, F2 e F3 apresentaram aumento estatisticamente significativo dos valores de torque máximo (Tabela 5). Isto denota a estes instrumentos uma maior segurança quando do seu emprego em canais radiculares curvos e atresícos, onde serão submetidos à maiores cargas torcionais durante o corte da dentina.

Quanto aos resultados de deflexão angular até a fratura, a relação de aumento desta com aumento do diâmetro dos instrumentos não foi observada neste experimento (Tabela 4), assim como em outros estudos (Svec, Powers<sup>102</sup>, 1999; Gambarini<sup>34</sup>, 2000; Ullmann, Peters<sup>107</sup>, 2005). Entretanto, quando a análise estatística é realizada considerando todos os valores de deflexão angular máxima dos instrumentos do mesmo formato, foi verificado que os instrumentos F1 e F2 do sistema ProTaper apresentaram valores significativamente maiores de deflexão angular quando comparados ao outro sistema (Tabela 6). Em contrapartida, quando comparados os instrumentos S1 dos dois sistemas, os resultados obtidos nesta variante demonstraram valores significativamente maiores para o sistema ProTaper Universal.

A medida da deflexão angular pode dar alguma informação sobre a quantidade de deformação a que um instrumento pode ser submetido antes de se fraturar. Assim, este parâmetro não se correlaciona, necessariamente, com a experiência clínica e, portanto, não permite uma avaliação adequada dos instrumentos endodônticos numa perspectiva clínica.

Nos ensaios de flexibilidade, os resultados obtidos dos valores médios de momento de dobramento a 45° demonstraram que estes aumentam

à medida que aumenta o diâmetro do instrumento nos dois sistemas avaliados (Tabela 7). Quanto menor o momento de dobramento, maior a flexibilidade do instrumento. Como era de se esperar, os menores valores de momento de dobramento foram obtidos pelos instrumentos de formatação S1 e S2 e os maiores pelos instrumentos de acabamento F2 e F3, comumente associados a erros de procedimentos em função de sua menor flexibilidade próximo à ponta. Este comportamento é semelhante ao observado para o torque máximo, sugerindo que a relação entre flexibilidade e diâmetro do instrumento também exista. Quando comparados os respectivos pares dos dois sistemas, observa-se que, dos instrumentos de modelagem, apenas os S1 apresentaram variações com significância estatística, sendo mais flexíveis os do sistema ProTaper Universal (Tabela 8). Isto vai de encontro ao fato de que, para este sistema, houve redução dos diâmetros médios ao longo de toda a lâmina, reduzindo o volume de massa metálica, favorecendo o aumento de flexibilidade. Como é o primeiro instrumento do sistema a ser empregado no interior do canal radicular, isto pode favorecer, sobremaneira, quando o mesmo for empregado em canais com variações anatômicas e curvaturas severas, melhorando o seu desempenho nestas circunstâncias. Nos instrumentos de acabamento F1, F2 e F3, quando confrontados os dois sistemas, pôde ser verificado variação com significância estatística para todos eles, tendo os instrumentos F1 apresentado menores valores do momento de dobramento para o sistema ProTaper Universal e, para os instrumentos F2 e F3, estes valores foram menores para o sistema ProTaper. Pode ser concluído que os instrumentos S1 e F1 se tornaram significativamente mais flexíveis e os F2 e F3 menos flexíveis com as alterações dimensionais resultantes no sistema ProTaper Universal. Entretanto, o aumento de flexibilidade verificado nos instrumentos S2 ProTaper Universal não apresentou significância estatística. Estes resultados são confirmados quando os confrontamos com o quesito área da secção transversal, onde valores maiores desta caracterizam um volume de metal maior no instrumento, reduzindo a sua flexibilidade.

Embora a literatura relate (West<sup>113</sup>, 2006) que o fabricante menciona não ter havido variações quanto aos instrumentos de acabamento – apenas mudança para uma ponta mais segura – resultados diferentes foram

encontrados neste estudo. Principalmente para os instrumentos F3, cuja alteração na secção transversal deste formato garantiria uma melhora com relação à sua flexibilidade, o que se verificou foi um maior momento de dobramento, o que sugere que a alteração geométrica da secção transversal não contribuiu para um instrumento mais flexível. Foi observado que, mesmo mudando o formato seccional, houve, para os instrumentos F3 no sistema ProTaper Universal, redução do comprimento dos pitches, o que influencia o comportamento flexural.

Ainda sobre as propriedades mecânicas, a resistência à torção e a flexibilidade estão relacionadas com a geometria da secção transversal do instrumento. Instrumentos com menores áreas de seção transversal são mais flexíveis, com menores valores médios de momento de dobramento e apresentam menor resistência à torção (Tripi et al., 2006). Esta observação está de acordo com os resultados encontrados neste estudo.

Embora o objetivo deste estudo tenha sido comparar as diferenças entre os dois sistemas de conicidades progressivas, permitindo a avaliação direta entre os respectivos pares de mesmo formato, não faria sentido deixar de fora uma avaliação dos instrumentos F4 e F5, que, mesmo não existindo no sistema anterior e, com isso, não podendo permitir uma comparação direta, foram lançados no mercado com o intuito de preencher uma lacuna que havia na filosofia do sistema, onde era limitado o preparo do canal radicular a um diâmetro foraminal de 0,30mm. Caso este diâmetro se apresentasse em um tamanho maior, obrigava o profissional a empregar limas manuais de diâmetros superiores ou mesmo hibridizar sistemas automatizados de NiTi. No que tange à avaliação geométrica e dimensional, estes instrumentos apresentaram características similares aos outros instrumentos de acabamento, indicando que a filosofia do sistema foi mantida também nestes instrumentos de maior diâmetro. Apresentaram ângulos de ponta obtusos e comprimentos de ponta similares ao instrumento F3 deste mesmo sistema, diâmetros de ponta aquém do informado pelo fabricante, comprimento de lâmina ativa similar ao dos outros instrumentos de acabamento do mesmo sistema, maior aumento de diâmetro nos 3mm iniciais a partir da ponta, além

de possuírem menor número de pitches e estes sendo mais longos do que os outros instrumentos

Na análise da resistência torcional destes instrumentos F4 e F5, através dos valores médios de torque máximo, verificou – se a mesma relação que os demais instrumentos do sistema, cujos resultados demonstraram que ela aumentou com o aumento do diâmetro destes. Quanto à deflexão angular até a fratura, estes instrumentos apresentaram maiores valores absolutos comparativamente aos outros instrumentos do sistema ProTaper Universal.

Nos ensaios de flexibilidade destes dois instrumentos, os resultados obtidos dos valores médios de momento de dobramento a 45° demonstraram que estes aumentaram à medida que aumentou o diâmetro do instrumento, sendo F4 mais flexível que F5. Embora não tenha sido propósito deste estudo avaliar comparativamente estas propriedades entre os instrumentos do mesmo sistema, cumpre salientar que, neste ensaio de flexibilidade, os instrumentos F4 se apresentaram com menores valores de momento de dobramento que os instrumentos F3, mesmo apresentando diâmetros maiores em toda a sua extensão. Isto se deve, provavelmente, ao fato de que a área da secção transversal dos instrumentos F4 seja menor do que a dos instrumentos F3.

O conhecimento da geometria e dimensão dos instrumentos de NiTi e sua relação com as propriedades mecânicas dos mesmos é essencial no uso seguro destes instrumentos. Além do mais, o pré-alargamento dos terços coronário e médio e a exploração prévia de todo o comprimento do canal antes da utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi, bem como, o treinamento clínico adequado e a não utilização de uma pressão apical excessiva, são cuidados que devem ser tomados a fim de se evitar a fratura por torção destes instrumentos.

## **7 Conclusão**

Baseado nos ensaios realizados e apoiado nas análises dos resultados obtidos no presente trabalho, parece lícito concluir que:

- os instrumentos ProTaper e ProTaper Universal apresentaram boa padronização geométrica e características superficiais aceitáveis. Embora tenham sido verificadas diferenças geométricas e dimensionais entre instrumentos similares dos sistemas, as mudanças sofridas pelos instrumentos ProTaper Universal podem influenciar benéficamente o seu emprego durante a prática clínica;
- o torque máximo dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal aumentou com o diâmetro dos instrumentos, muito embora a deflexão angular não tenha apresentado esta mesma relação;
- o momento de dobramento dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal aumentou com o diâmetro dos mesmos. Como era de se esperar, os instrumentos com menor diâmetro de ponta apresentaram maior flexibilidade que os instrumentos com maior diâmetro de ponta.

## 8 Referências \*

1. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. J Endod. 2005;31:40 –3.
2. American Dental Association – ANSI/ADA Specification no. 101. Root canal instruments: general requirements. 2001. 15p.
3. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile Systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. J Endod. 2004;30:234-7.
4. Auricchio F, Taylor R, Lubliner J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. Computer methods in applied mechanics and engineering. 1997;146:281-312
5. Bahia, MGA. Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos ProFile [tese doutorado]. Belo Horizonte: Faculdade de Engenharia Metalúrgica e de Minas, Ciência e Engenharia de Materiais da UFMG; 2004.
6. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005;100:2249 – 55.
7. Bahia MGA, Gonzalez BM, Buono VTL. Fatigue behaviour of nickel-titanium superelastic wires and endodontic instruments. Fatigue Fract Engng Mat Struct. 2006;29:518-23.

---

\* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

8. Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL. Influence of simulated clinical use on the torsional behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101:675 – 80.
9. Baumann, MA. Nickel – titanium: options and challenges. *Dent Clin North Am.* 2004;48:55-67.
10. Behnke S. An examination of nitinol properties in correlation with their use in vascular grafts. 2001. Disponível em: <http://www.pharmacy.wisc.edu/courses/718430/2001presentation/Behnke.pdf>. Acesso em: 20 julho 2008.
11. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens J, Wevers M, Van Meerbeek B. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36:288-95.
12. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments. ProTaper versus ProFile. *J Endod.* 2003;29:15-9.
13. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod.* 2004;30:228-30.
14. Blum JY, Cohen A, Machtou P, Micallef JP. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using ProFile NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 1999;32:24–31.
15. Blum JY, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using protaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod.* 2003;29:567– 75.
16. Bolger WL, Gough RW. Commentary on resistance to fracture by twisting: ANSI/ADA specification nº 28 and nº 58. *J Endod.* 1985;11:245–8.

17. Bonanato Estrela C. Avaliação da resistência à fratura torcional de diferentes instrumentos rotatórios de níquel-titânio. 2004. 104f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) Faculdade de Odontologia Unesp. Araraquara.
18. Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer D. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but different radius when bound at the tip. J Endod. 2003;29:55–7.
19. Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations. Am J Orthod and Dentof Orthop. 2003;124:387-94.
20. Brantley WA, Svec TA, Lijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel – titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. J Endod. 2002; 28:774–8.
21. Brantley WA, Svec TA, Lijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel – titanium rotary endodontic instruments. J Endod. 2002;28:567–72.
22. Calberson FLG, Deroose CAJG, Hommez GMG, De Moor, RJG. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. Int Endod J. 2004;37:613-23.
23. Cheung GSP, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. Int Endod J. 2007;40: 612-8.
24. Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. Int Endod J. 2005;38:802-9.
25. Clauder T, Baumann MA. ProTaper NT system. Dent Clin North Am. 2004;48:87-111.

26. Cohen SJ, Burns RC. Caminhos da polpa. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. 838p.
27. Cohen SJ, Glassman GD, Mounce R. Rips, strips and broken tips: Handling the endodontic mishap part I: The separated Instrument. Oral Health Journal, 2005. Disponível em <http://www.oralhealthjournal.com>. Acesso em 15 de julho de 2007.
28. Council on Scientific Affairs. Revised American National Standards Institute / American Dental Association specification n. 28 for root canal files and reamers, type K for hand use. New York 2002; 1 – 17.
29. Diemer F, Calas P. Effect of pitch lenght on behavior of rotary triple helix root canal instruments. J Endod. 2004;30:716-8.
30. Dieter GE. Mechanical Metallurgy. 3.ed. New York: Mc Graw-Hill;1986.774p.
31. Di Fiore PM, Genov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L. Nickel – titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. Int Endod J. 2006;39:700–8.
32. Fife D, Gambarini G, Britto LR. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2004;97:251-6.
33. Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Breschi L, Malagnino VA, Prati C. SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. Int Endod J. 2004;37:832-9.
34. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. Endod Dent Traumatol. 2000;16:95– 100.
35. Gambarini G. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. Aust Endod J. 2001;27:99–104.

36. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001;34:386–9.
37. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high-torque endodontic motors. *J Endod.* 2001;27:772–4.
38. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105:798-800.
39. Glossom CR, Haller RH, Dove SB, Del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni – Ti hand, Ni – Ti engine – driven, and K – flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995;21:146–51.
40. Guilford WL, Jack EL, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod.* 2005;31:468–70.
41. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, Ebihara A, Suda H. Phase transformations behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2007;40:247-53.
42. Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics.* 2005;10:30-76.
43. International Standards Organization. ISO 3630-1. Dental root canal instruments – part 1: files, reamers, barbed broaches, rasps, paste carriers, explorers and cotton broaches. 1992. 19p.
44. Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S. Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2004;37:359-64.

45. Iverson GW, Vonfraunhofer JA, Herrmann JW. The effects of various sterilization methods on the torcional strength of endodontic files. *J Endod.* 1985;11:266–8.
46. Javaheri HH, Javaheri GH. A comparison of three NiTi rotary instruments in apical transportation. *J Endod.* 2007;33:284-6.
47. Kim HC, Cheung GSP, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Kang SI. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *J Endod.* 2008;34:743-7.
48. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel – titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28:716–20.
49. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001;27:516–20.
50. Lask JT, Walker MP, Kulild JC, Cunningham KP, Shull PA. Variability of the diameter and taper of size 30/.04 nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2006;32:1171-3.
51. Lloyd A. Root canal instrumentation with ProFile instruments. *Endod Top.* 2005;10:151-4.
52. Loizides AL, Kakavetsos VD, Tzanetakis GN, Kontakiotis EG, Eliades G. A comparative study of the effects of two nickel-titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *J Endod.* 2007;33:1455-9.
53. Lopes HP, Elias CN, Viana CSC, Estrela C. Estudo da fratura de limas endodônticas. *Rev. Bras. Odontol.* 1995;52:18-22.
54. Machado MEL. Endodontia da biologia à técnica. 1a. ed. São Paulo: Santos editora; 2007. 484p.
55. Maia Filho EM. Avaliação comparativa da resistência à fratura de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor submetidos a ensaios

- de torção. 2003. 95f. Tese (Doutorado em Endodontia) Faculdade de Odontologia Unesp. Araraquara.
56. Marsicovetere ES, Burgess JO, Clement DJ. Torsional testing of the Lightspeed nickel-titanium instrument system. *J. Endod.* 1996;22:681-4.
57. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36:262-6.
58. Martin D, Amor J, Machtou P. Mechanized endodontics: The protaper system, principles and clinical protocol. *Rev d'Odont Stomat.* 2002;31:33-42.
59. Martins RC, Bahia MGA, Buono VTL. Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive energy spectroscopy: a preliminary study. *Int Endod J.* 2002;35: 848-53.
60. Melo MCC, Pereira ESJ, Viana ACD, Fonseca AMA, Buono VTL, Bahia MGA. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J.* 2008;41:329-38.
61. Melton, KN. Ni-Ti based shape memory alloys. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, London: Butterworth-Heinemann; 1990. 419p.
62. Miserendino LJ. Instruments, materials and devices. In: Cohen S., Burns R.C. *Pathways of the pulp*. 5<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby Year Book; 1991. p.377-413.
63. 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.* 2006;39:119-26.
64. Moreira E JL. Análise da fratura de instrumentos endodônticos de NiTi. 2006. 149p. Tese (Doutorado em Ciências dos Materiais) Instituto Militar de Engenharia. Rio de Janeiro.

65. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*. 2005;50:511–678.
66. Otsuka K, Wayman CM. *Shape memory materials*. Cambridge: Cambridge Univ. Press; 1998. 284p.
67. Paqué F, Musch U, Hülsmann M. Comparison of root canal preparation using Race and ProTaper rotary NiTi instruments. *Int Endod J*. 2005;38:8-16.
68. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*. 2006;32:1031–43.
69. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*. 2005;31:114–6.
70. Peng B, Shen Y, Cheung GSP, XIA TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J*. 2005;38:550-7.
71. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal system: a review. *J Endod*. 2004;30:559–67.
72. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endodo J*. 2002;35:379–89.
73. Peters OA, Boessier C, Zehnder M. Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *Int Endod J*. 2005;38:223–9.
74. Peters OA, Peters CI; Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J*. 2003;36:93–9.

75. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J.* 2003;36:86-92.
76. Plotino G, Grande NM, Falanga A, Di Giuseppe IL, Lamorgese V, Somma F. Dentine removal in the coronal portion of root canals following two preparation techniques. *Int Endod J.* 2007;40:852-8.
77. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23:77–85.
78. Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of Endosequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod.* 2007;33:1469-72
79. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. The “Balanced Force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11: 203–11.
80. Rowan MB, Nicholls, JI, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J. Endod.* 1996;22:341-5.
81. Ruddle CJ. The ProTaper Endodontic System: geometries, features and guidelines for use. *Dent Today.* 2001;20:60–7.
82. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system. *Endod Prac.* 2002; 5: 34.
83. Ruddle CJ. Nickel-titanium rotary instruments: current concepts for preparing the root canal system. *Aust Endod J.* 2003;29:87–98.
84. Ruddle CJ. The ProTaper technique. *Endod Top.* 2005;10:187–90.
85. Ruddle CJ. Shaping for success... everything old is new again. *Dent Today* 2006;25:120–7.
86. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26:161–5.
87. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending Properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;96:757–63.

88. Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals . Intern Endod J. 2003; 36:199-207.
89. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J. 2004;37:229-38
90. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. Int Endod J. 2004;37:239-48.
91. Schäfer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals . Intern Endod J. 2002;35:505-13.
92. Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. J Endod. 2001;27:299-303.
93. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am. 1974;18:269–96.
94. Schirrmeister JF, Strohl C, Altenburger MJ, Wrbas KT, Hellwig E. Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instrumentation in simulated curved canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006;100:807-13.
95. Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. J Endod. 2005;31: 120–3.
96. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium Instruments: applications in endodontics. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica; 1995. 112p.

97. Shen Y, Cheung GSP, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod.* 2006;32:61-5.
98. Simon S, Lumley P, Tomson P, Pertot WJ, Machtou P. ProTaper – Hybrid Technique. *Dent Update.* 2008;35:110-6.
99. Sotokawa T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *J Endod.* 1988;14:75-82.
100. Souza, SA. *Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos – Fundamentos teóricos e práticos.* 5.ed. São Paulo: Edgard Blücher;1982. 286p.
101. Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J.* 2006;39:171–8.
102. Svec TA, Powers JM. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 1999; 25:759–60.
103. Tanomaru Filho M, Leonardo MR, Bonifácio KC, Dametto FR, Silva IAB. The use of ultrasound for cleaning the surface of stainless steel and nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2001;34:581-5.
104. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33:297–310.
105. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102:106-14.
106. Turpin YL, Chagneau F, Bartier O, Cathelineau G, Vulcain JM. Impact of torcional and bending inertia on root canal instruments. *J. Endod.* 2001;27:333-6.
107. Ulmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005;31:183–6.

108. Uyanik MO, Cebreli ZC, Mocan BO, Dagli FT. Comparative evaluation of three nickel-titanium instrumentation systems in human teeth using computed tomography. *J Endod*. 2006;32:668-71.
109. Veltri M, Mollo A, Pini PP, Ghelli LF, Balleri P. In vitro comparison of shaping abilities of protaper and GT rotary files. *J Endod*. 2004;30: 163–6.
110. Vieira EP, França EC, Martins RC, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*. 2008; 41:163-72.
111. Walia HT, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torcional properties of nitinol root canal files. *J Endod*. 1988;14:346–51.
112. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod*. 2007; 33:276-9.
113. West JD. Progressive taper technology: rationale and clinical technique for the new ProTaper Universal system. *Dent Today*. 2006;12:64–9.
114. Wildey WL, Senia ES, Montgomery S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1992;74:499– 507.
115. Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S et al. Separation incidence of ProTaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *J Endod*. 2006; 32:1139-41.
116. Xu X, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod*. 2006;32:372-5.
117. Yang GB, Zhou XD, Zhang H, Wu HK. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. *Int Endod J*. 2006;39:791-9.

118. Yang GB, Zhou XD, Zheng YL, Zhang H, Shu Y, Wu HK. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*. 2007;40:707–14.
119. Yared GM. In vitro study of the torsional properties of new and used Profile nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2004;30:410–2.
120. Yared G, Kulkarni GK. An in vitro study of the torsional properties of new and used rotary nickel-titanium files in plastic blocks. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2003;96:466-71.
121. Yared GM, Sleiman P. Failure of Profile instruments used with air, high torque control and low torque control motors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2002;93:92–6.
122. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J*. 1999;32:115-9.
123. Yoshimine Y, Ono M, Akamine A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *J Endod*. 2005;31:373-5.
124. Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J. Endod*. 2002;28:540-2.
125. Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence Int*. 1997;28:397-402.



## ANEXOS

### Anexo 1

Tabela A1 – Ângulo médio de ponta e desvio padrão dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados

| Instrumentos | Ângulo de ponta (°) |       |                    |       |
|--------------|---------------------|-------|--------------------|-------|
|              | ProTaper            |       | ProTaper Universal |       |
|              | Média               | DP*   | Média              | DP*   |
| <b>S1</b>    | 66,300              | 2,910 | 41,100             | 3,540 |
| <b>S2</b>    | 65,500              | 2,680 | 38,200             | 2,830 |
| <b>F1</b>    | 65,000              | 1,490 | 89,200             | 4,320 |
| <b>F2</b>    | 66,300              | 1,520 | 86,300             | 2,700 |
| <b>F3</b>    | 64,900              | 2,240 | 89,000             | 3,950 |
| <b>F4</b>    |                     |       | 98,500             | 3,780 |
| <b>F5</b>    |                     |       | 111,800            | 3,120 |

\*DP=Desvio – Padrão

## Anexo 2

Tabela A2 – Comprimento médio de ponta e desvio padrão dos instrumentos ProTaper e ProTaper Universal analisados

| Instrumentos | Comprimento de ponta (mm) |       |                    |       |
|--------------|---------------------------|-------|--------------------|-------|
|              | ProTaper                  |       | ProTaper Universal |       |
|              | Média                     | DP*   | Média              | DP*   |
| <b>S1</b>    | 0,068                     | 0,000 | 0,094              | 0,010 |
| <b>S2</b>    | 0,078                     | 0,010 | 0,117              | 0,010 |
| <b>F1</b>    | 0,095                     | 0,010 | 0,082              | 0,010 |
| <b>F2</b>    | 0,106                     | 0,010 | 0,103              | 0,010 |
| <b>F3</b>    | 0,137                     | 0,020 | 0,130              | 0,010 |
| <b>F4</b>    |                           |       | 0,124              | 0,000 |
| <b>F5</b>    |                           |       | 0,130              | 0,000 |

\*DP=Desvio – Padrão

Anexo 3

Tabela A3 – Tamanho médio e desvio-padrão de *pitchs* dos instrumentos ProTaper analisados

| Comprimento<br>de <i>pitchs</i> (mm) | Média e Desvio-Padrão |                |                |                |                |
|--------------------------------------|-----------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|                                      | S1                    | S2             | F1             | F2             | F3             |
| <b>1</b>                             | 0,576<br>0,060        | 0,618<br>0,070 | 0,547<br>0,060 | 0,619<br>0,090 | 0,874<br>0,180 |
| <b>2</b>                             | 0,834<br>0,030        | 0,832<br>0,040 | 0,676<br>0,070 | 0,918<br>0,030 | 1,247<br>0,070 |
| <b>3</b>                             | 0,910<br>0,020        | 0,931<br>0,030 | 0,801<br>0,020 | 1,038<br>0,020 | 1,342<br>0,050 |
| <b>4</b>                             | 0,992<br>0,030        | 1,05<br>0,010  | 0,884<br>0,010 | 1,164<br>0,030 | 1,445<br>0,030 |
| <b>5</b>                             | 1,091<br>0,030        | 1,143<br>0,030 | 0,925<br>0,020 | 1,292<br>0,020 | 1,601<br>0,030 |
| <b>6</b>                             | 1,163<br>0,030        | 1,291<br>0,030 | 1,057<br>0,040 | 1,434<br>0,030 | 1,802<br>0,040 |
| <b>7</b>                             | 1,267<br>0,030        | 1,504<br>0,030 | 1,237<br>0,040 | 1,663<br>0,050 | 1,948<br>0,090 |
| <b>8</b>                             | 1,365<br>0,030        | 1,669<br>0,030 | 1,403<br>0,030 | 1,858<br>0,030 | 2,205<br>0,050 |
| <b>9</b>                             | 1,665<br>0,060        | 2,025<br>0,050 | 1,582<br>0,050 | 2,114<br>0,050 | 2,472<br>0,380 |
| <b>10</b>                            | 2,125<br>0,050        | 2,216<br>0,040 | 1,732<br>0,040 | 2,339<br>0,040 |                |
| <b>11</b>                            | 3,025<br>0,230        | 1,662<br>0,210 | 1,914<br>0,050 | 1,506<br>0,250 |                |
| <b>12</b>                            |                       |                | 2,083<br>0,040 |                |                |
| <b>13</b>                            |                       |                | 2,135<br>0,2   |                |                |

Anexo 4

Tabela A4 – Tamanho médio e desvio-padrão de *pitchs* dos instrumentos ProTaper Universal analisados

| Comprimento de <i>pitchs</i> (mm) | Média e Desvio-Padrão |                |                |                |                |                |                |
|-----------------------------------|-----------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|                                   | S1                    | S2             | F1             | F2             | F3             | F4             | F5             |
| 1                                 | 0,532<br>0,070        | 0,532<br>0,040 | 0,547<br>0,070 | 0,672<br>0,060 | 0,593<br>0,070 | 0,803<br>0,070 | 1,089<br>0,070 |
| 2                                 | 0,800<br>0,060        | 0,818<br>0,040 | 0,819<br>0,030 | 0,942<br>0,050 | 0,846<br>0,090 | 1,026<br>0,260 | 1,338<br>0,030 |
| 3                                 | 0,936<br>0,030        | 0,943<br>0,030 | 0,943<br>0,020 | 1,071<br>0,040 | 0,916<br>0,020 | 1,243<br>0,020 | 1,459<br>0,020 |
| 4                                 | 1,007<br>0,020        | 1,065<br>0,020 | 1,031<br>0,020 | 1,195<br>0,030 | 0,946<br>0,020 | 1,385<br>0,030 | 1,607<br>0,030 |
| 5                                 | 1,092<br>0,020        | 1,208<br>0,020 | 1,147<br>0,030 | 1,341<br>0,030 | 1,009<br>0,020 | 1,575<br>0,020 | 1,759<br>0,020 |
| 6                                 | 1,161<br>0,040        | 1,345<br>0,030 | 1,237<br>0,010 | 1,476<br>0,030 | 1,066<br>0,010 | 1,742<br>0,030 | 1,920<br>0,030 |
| 7                                 | 1,276<br>0,030        | 1,515<br>0,040 | 1,385<br>0,040 | 1,657<br>0,030 | 1,128<br>0,010 | 1,912<br>0,060 | 1,980<br>0,040 |
| 8                                 | 1,389<br>0,040        | 1,718<br>0,020 | 1,534<br>0,030 | 1,834<br>0,030 | 1,274<br>0,020 | 2,038<br>0,060 | 2,317<br>0,030 |
| 9                                 | 1,705<br>0,040        | 1,935<br>0,030 | 1,687<br>0,020 | 2,046<br>0,040 | 1,434<br>0,020 | 2,399<br>0,030 | 2,740<br>0,160 |
| 10                                | 2,198<br>0,050        | 2,161<br>0,030 | 1,818<br>0,020 | 2,244<br>0,030 | 1,601<br>0,060 | 1,963<br>0,210 |                |
| 11                                | 2,723<br>0,230        | 3,248<br>0,140 | 1,888<br>0,030 | 2,084<br>0,260 | 1,564<br>0,040 |                |                |
| 12                                |                       |                | 2,925<br>0,250 |                | 2,192<br>0,050 |                |                |
| 13                                |                       |                |                |                | 1,867<br>0,021 |                |                |

Anexo 5

Tabela A5 – Valor médio de  $A_3$  para cada instrumento ProTaper e ProTaper Universal, determinado a partir dos valores médios em torno de 3mm da ponta

| Instrumentos | Área                    |           |        |            |                         |           |        |            |
|--------------|-------------------------|-----------|--------|------------|-------------------------|-----------|--------|------------|
|              | ProTaper                |           |        |            | ProTaper Universal      |           |        |            |
|              | Distância da Ponta (mm) | Área (mm) | DP*    | $A_3$ (mm) | Distância da Ponta (mm) | Área (mm) | DP*    | $A_3$ (mm) |
| <b>S1</b>    | 2,7                     | 0,028955  | 0,0001 | 0,0337     | 2,8                     | 0,031436  | 0,0001 | 0,0336     |
|              | 4,7                     | 0,060824  | 0,0002 |            | 4,4                     | 0,048718  | 0,0002 |            |
| <b>S2</b>    | 2,7                     | 0,045867  | 0,0002 | 0,052      | 2,7                     | 0,048808  | 0,0001 | 0,0554     |
|              | 4,0                     | 0,072492  | 0,0002 |            | 3,5                     | 0,066443  | 0,0001 |            |
| <b>F1</b>    | 2,7                     | 0,077816  | 0,0002 | 0,0859     | 2,5                     | 0,070912  | 0,0001 | 0,0824     |
|              | 3,4                     | 0,096637  | 0,0001 |            | 3,7                     | 0,098513  | 0,0002 |            |
| <b>F2</b>    | 2,6                     | 0,099860  | 0,0001 | 0,1113     | 2,7                     | 0,111508  | 0,0001 | 0,121      |
|              | 3,4                     | 0,122704  | 0,0001 |            | 3,5                     | 0,136830  | 0,0001 |            |
| <b>F3</b>    | 2,7                     | 0,124680  | 0,0001 | 0,1331     | 2,8                     | 0,139692  | 0,0001 | 0,1465     |
|              | 3,9                     | 0,158207  | 0,0002 |            | 4,0                     | 0,180743  | 0,0001 |            |

Anexo 6

Tabela A6 – Diâmetro a cada milímetro a partir da ponta dos instrumentos ProTaper

| Diâmetro dos instrumentos (mm) | Média e Desvio-Padrão ProTaper |                |                |                |                |
|--------------------------------|--------------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|                                | S1                             | S2             | F1             | F2             | F3             |
| 1                              | 0,223<br>0,025                 | 0,252<br>0,02  | 0,282<br>0,019 | 0,359<br>0,017 | 0,362<br>0,015 |
| 2                              | 0,259<br>0,019                 | 0,300<br>0,024 | 0,353<br>0,019 | 0,438<br>0,015 | 0,456<br>0,011 |
| 3                              | 0,298<br>0,013                 | 0,352<br>0,015 | 0,416<br>0,022 | 0,507<br>0,013 | 0,535<br>0,015 |
| 4                              | 0,340<br>0,018                 | 0,417<br>0,018 | 0,474<br>0,013 | 0,559<br>0,019 | 0,616<br>0,014 |
| 5                              | 0,391<br>0,013                 | 0,471<br>0,014 | 0,543<br>0,021 | 0,603<br>0,016 | 0,675<br>0,013 |
| 6                              | 0,447<br>0,012                 | 0,527<br>0,015 | 0,608<br>0,020 | 0,658<br>0,022 | 0,727<br>0,012 |
| 7                              | 0,523<br>0,011                 | 0,590<br>0,013 | 0,664<br>0,027 | 0,723<br>0,018 | 0,784<br>0,015 |
| 8                              | 0,593<br>0,014                 | 0,641<br>0,013 | 0,718<br>0,019 | 0,791<br>0,015 | 0,838<br>0,013 |
| 9                              | 0,679<br>0,013                 | 0,704<br>0,021 | 0,766<br>0,014 | 0,844<br>0,017 | 0,885<br>0,015 |
| 10                             | 0,773<br>0,016                 | 0,775<br>0,015 | 0,820<br>0,019 | 0,906<br>0,018 | 0,939<br>0,014 |
| 11                             | 0,880<br>0,022                 | 0,865<br>0,012 | 0,880<br>0,012 | 0,958<br>0,019 | 0,984<br>0,015 |
| 12                             | 0,998<br>0,029                 | 0,968<br>0,015 | 0,926<br>0,014 | 1,025<br>0,016 | 1,027<br>0,014 |
| 13                             | 1,082<br>0,014                 | 1,076<br>0,022 | 0,972<br>0,019 | 1,085<br>0,019 | 1,068<br>0,02  |
| 14                             | 1,154<br>0,015                 | 1,155<br>0,025 | 1,027<br>0,018 | 1,128<br>0,016 | 1,106<br>0,019 |
| 15                             | 1,193<br>0,015                 | 1,194<br>0,013 | 1,083<br>0,021 | 1,179<br>0,013 | 1,179<br>0,009 |

Anexo 7

Tabela A7 – Diâmetro a cada milímetro a partir da ponta dos instrumentos ProTaper Universal

| Diâmetro dos instrumentos (mm) | Média e Desvio-Padrão ProTaper Universal |                |                |                |                |
|--------------------------------|------------------------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|                                | S1                                       | S2             | F1             | F2             | F3             |
| 1                              | 0,205<br>0,014                           | 0,230<br>0,015 | 0,273<br>0,008 | 0,350<br>0,016 | 0,397<br>0,057 |
| 2                              | 0,239<br>0,011                           | 0,289<br>0,020 | 0,350<br>0,017 | 0,438<br>0,015 | 0,464<br>0,029 |
| 3                              | 0,286<br>0,009                           | 0,354<br>0,025 | 0,418<br>0,015 | 0,504<br>0,012 | 0,554<br>0,007 |
| 4                              | 0,324<br>0,017                           | 0,420<br>0,020 | 0,476<br>0,000 | 0,575<br>0,010 | 0,611<br>0,008 |
| 5                              | 0,368<br>0,020                           | 0,483<br>0,019 | 0,539<br>0,017 | 0,637<br>0,014 | 0,667<br>0,009 |
| 6                              | 0,440<br>0,015                           | 0,544<br>0,028 | 0,596<br>0,015 | 0,693<br>0,013 | 0,726<br>0,008 |
| 7                              | 0,504<br>0,015                           | 0,614<br>0,031 | 0,666<br>0,015 | 0,747<br>0,017 | 0,771<br>0,011 |
| 8                              | 0,585<br>0,021                           | 0,690<br>0,024 | 0,721<br>0,015 | 0,793<br>0,015 | 0,808<br>0,016 |
| 9                              | 0,665<br>0,019                           | 0,750<br>0,019 | 0,766<br>0,025 | 0,843<br>0,013 | 0,846<br>0,011 |
| 10                             | 0,752<br>0,027                           | 0,829<br>0,037 | 0,821<br>0,024 | 0,888<br>0,016 | 0,895<br>0,017 |
| 11                             | 0,854<br>0,031                           | 0,913<br>0,030 | 0,872<br>0,023 | 0,932<br>0,015 | 0,937<br>0,019 |
| 12                             | 0,962<br>0,031                           | 0,985<br>0,021 | 0,921<br>0,016 | 0,966<br>0,014 | 0,980<br>0,011 |
| 13                             | 1,069<br>0,021                           | 1,055<br>0,028 | 0,965<br>0,016 | 1,001<br>0,018 | 1,016<br>0,026 |
| 14                             | 1,146<br>0,016                           | 1,119<br>0,025 | 1,014<br>0,017 | 1,200<br>0,016 | 1,054<br>0,013 |
| 15                             | 1,188<br>0,018                           | 1,165<br>0,023 | 1,062<br>0,032 | 1,068<br>0,019 | 1,091<br>0,031 |

Autorizo a reprodução deste trabalho.  
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 23 de setembro de 2008.

ALEXANDRE SANDRI CÂMARA