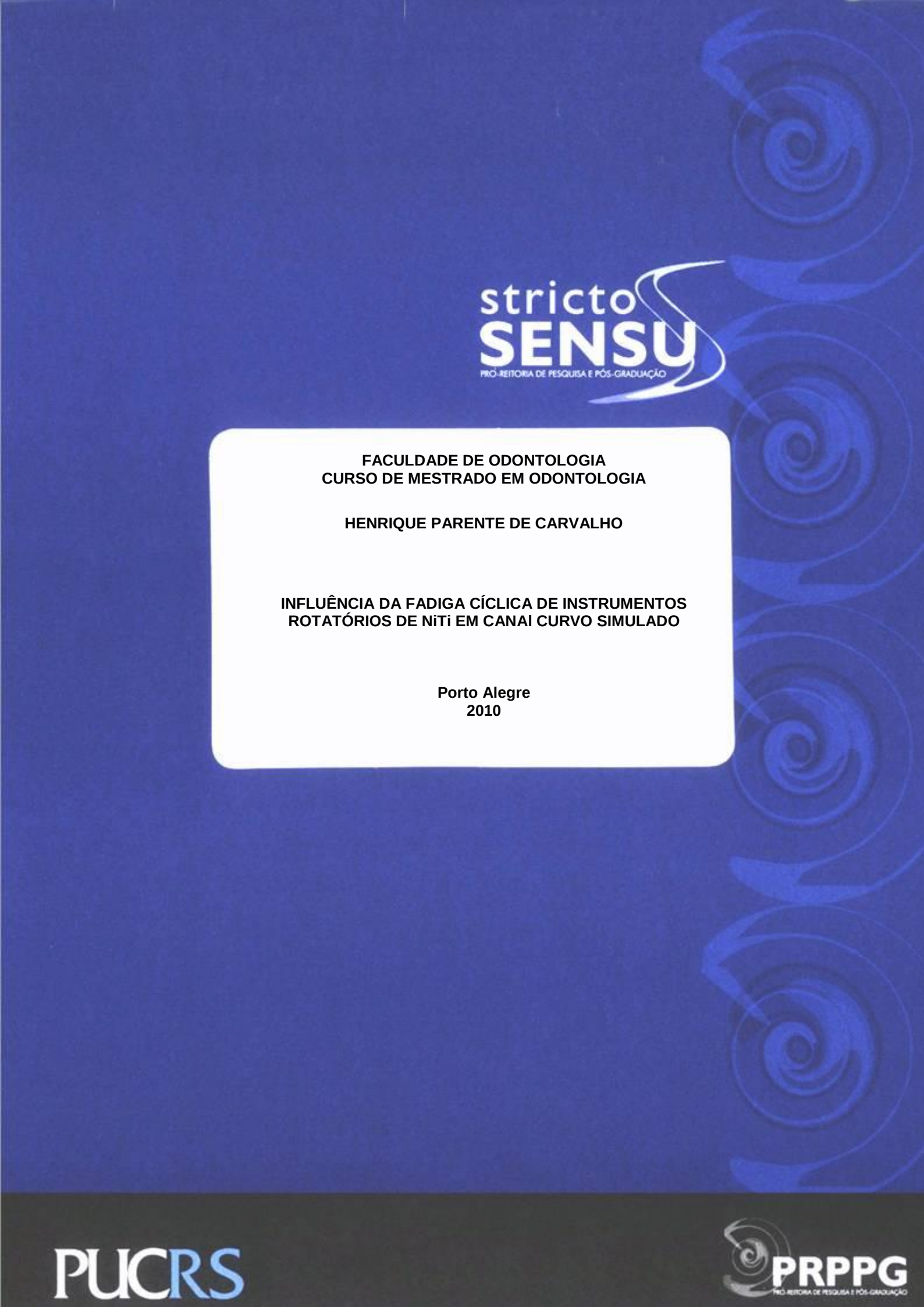




stricto
SENSU
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

**FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CURSO DE MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

HENRIQUE PARENTE DE CARVALHO

**INFLUÊNCIA DA FADIGA CÍCLICA DE INSTRUMENTOS
ROTATÓRIOS DE NÍTI EM CANAI CURVO SIMULADO**

**Porto Alegre
2010**

HENRIQUE PARENTE DE CARVALHO

**INFLUÊNCIA DA FADIGA CÍCLICA DE INSTRUMENTOS
ROTATÓRIOS DE NiTi EM CANAL CURVO SIMULADO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUCRS, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

Porto Alegre

2010

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

C331i Carvalho, Henrique Parente de
 Influência da fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi
 em canal curvo simulado /Henrique Parente de Carvalho. – Porto
 Alegre, 2010.
 42 f. : il.

Diss. (Mestrado em Odontologia) – PUCRS. Faculdade de
Odontologia.

Orientação: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

1. Odontologia. 2. Endodontia. 3. Materiais Dentários. I.
Mota, Eduardo Gonçalves. II. Título.

CDD 617.634

HENRIQUE PARENTE DE CARVALHO

INFLUÊNCIA DA FADIGA CÍCLICA DE INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NiTi EM CANAL CURVO SIMULADO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUCRS, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração Materiais Dentários.

Aprovado pela Banca Examinadora em 18 de Janeiro de 2011.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota
Orientador

Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima
Professor Avaliador

Prof^a. Dr^a. Patrícia Poli Kopper
Professora

Dedico este trabalho aos meus dois
grandes amores. À minha esposa Germana,
mulher da minha vida. E a minha filha
Gabriela, que neste momento ingressa no
primeiro ano da educação básica,
AMO VOCÊS.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais por me ensinarem a importância da educação.

Ao meu irmão, exemplo de perseverança.

Ao meu orientador Prof Dr. Eduardo Gonçalves Mota pela demonstração de seus conhecimentos com toda a objetividade e clareza, além da ajuda durante todo o curso, obrigado.

Aos meus colegas de mestrado Adriano Weis, Marilson Dondoni e Patricia Scheid.

A PUC/RS pela excelente infra-estrutura.

A CAPES pela bolsa concedida.

A todos que contribuíram para a realização dessa pesquisa.

RESUMO

Os objetivos deste estudo foram avaliar e comparar instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi de duas marcas comerciais distintas quanto a resistência a fadiga cíclica, microestrutura, morfologia externa, onde vinte limas rotatórias de níquel-titânio novas, foram levadas à análise. Estas limas foram distribuídas em dois grupos, de acordo com o sistema, sendo o primeiro composto de 10 limas K3 (SDS Kerr, Glendora, CA EUA), e o segundo, por 10 limas Profile (Maillefer, Ballaiques, Suíça). As dimensões das limas testadas são correspondentes às especificações 25.06 (diâmetro na ponta igual a 0,25mm, e conicidade 0,06). Foram feitas observações das limas por microscopia eletrônica de varredura, com análise de EDS, para caracterização das condições superficiais do material como fornecido. A superfície de corte e a microestrutura também foram analisadas. Após esta análise, as amostras foram submetidas a um ensaio de fadiga por flexão através de um sistema composto por um canal artificial metálico com um ângulo de curvatura de 90 graus e um motor elétrico onde o contra-ângulo foi conectado. O protocolo de velocidade estabelecido foi de 350 RPM. As limas foram inseridas em movimento rotatório, até o momento da fratura. O registro de tempo foi realizado com um cronômetro digital até o momento da fratura. O número de ciclos necessários para fratura da lima foi calculado através da relação tempo e rotações por segundo até a fratura de cada instrumento. Os vinte fragmentos recuperados foram medidos (mm) através de um paquímetro digital. Com base nas observações deste estudo, pode-se constatar que as limas apresentam a mesma composição superficial e padrão de microestrutura, entretanto, os instrumentos se diferem quanto à morfologia externa. Sob a condição experimental do estudo atual, o sistema Profile apresentou a resistência à fadiga cíclica significativamente maior quando comparada ao do sistema K3, testadas em uma curvatura abrupta de 90°. A lima K3 apresentou média de 547 enquanto a Profile apresentou média de 807. Quanto ao tamanho dos fragmentos não houve qualquer relação entre as diferentes propostas. Pode-se concluir que as limas apresentam a mesma composição superficial e padrão de microestrutura, entretanto se diferem quanto à morfologia externa.

Palavras-chave: Fadiga. Endodontia. Materiais Dentários.

ABSTRACT

The objectives of this study were to evaluate and to compare rotatory instruments of NiTi from two different commercial brands, where twenty new nickel-titanium endodontic rotatory alloys were taken to the analysis. These alloys were distributed in two groups, in agreement with the manufacturer, being the first composed by 10 K3 alloys (SDS Kerr, Glendora, CA EUA), and the second, by 10 Profile alloys (Maillefer, Ballaiques, Switzerland). The dimensions of the tested alloys are corresponding to the specifications 25.06 (diameter in the tip equal to 0,25mm, and taper 0, 06). Observations of the alloys were made by electronic microscopy of scintiscan, with analysis of SDE, for characterization of the superficial conditions of the material as provided. The cut surface and the microstructure were also analyzed. After this analysis, the samples were submitted to a test of fatigue for flexing through a system composed by a metallic artificial canal with an angle of curvature of 90 degrees and an electric engine where the contra-angle was connected. The established protocol of speed was of 350 RPM. The alloys were inserted in rotatories movement, until the moment of the fracture. The registration of time was accomplished with a digital timer and the verification of the occurrence of the fracture of the instrument was visual and hearing. The number of necessary cycles for fracture of the alloy was calculated through the relation time and rotations per second until the fracture of each instrument. The twenty recovered fragments were measured (mm) through a digital pachymeter. Based on the observations of this study, it can be verified that the alloys present the same superficial composition and pattern, however, the instruments differed themselves related to the external morphology. Under the experimental condition of the current study, the Profile system presented resistance to cyclical fatigue significantly larger when compared to the K3 system, tested in an abrupt curvature of 90°. The K3 alloy presented average of 547 while Profile presented average of 807. Related to the size of the fragments there was no any relation among the different proposals.

Key-words: Fatigue. Endodontics. Dental Materials.

LISTA DE SIGLAS

EDS	- Espectroscopia por Energia Dispersa
MEV	- Microscopia Eletrônica de Varredura
mm	- milímetro
n	- número
NiTi	- níquel-titânio
NITINOL	- Níquel Titanium Naval Ordnance Laborator
p	- nível de probabilidade
RPM	- rotações por minuto
EUA	- Estados Unidos da América
Wt%	- percentual em peso
α	- nível de significância

SUMÁRIO

1 APRESENTAÇÃO	09
2 ARTIGO: “ENSAIO DE FADIGA SOB FLEXÃO DE INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI EM CANAIS SIMULADOS COM CURVATURA EM 90º”	11
3 ARTIGO: “ANÁLISE DA MICRESTRUTURA POR M.E.V. E DA COMPOSIÇÃO POR E.D.S. DE LIMAS DE NiTi 25.06”	22
4 DISCUSSÃO GERAL	33
REFERÊNCIAS.....	34
ANEXOS	39
ANEXO A - Carta de Aprovação pelo CCEFO-PUCRS do Projeto de Dissertação. .	40
ANEXO B - E-mail de Confirmação de Submissão do Artigo 1 ao International Endodontic Journal	41
ANEXO C - E-mail de Confirmação de Submissão do Artigo 2 ao International Endodontic Journal	42

1 APRESENTAÇÃO

Herbert Schilder é considerado o fundador da Endodontia moderna, por ter definido conceitos que ainda hoje são destacados. Em 1967, publicou um artigo no qual é determinado pela primeira vez o conceito de obturação, isto é, o preenchimento tridimensional do interior do canal, alterando o conceito vigente na época, que valorizava o alcance do material obturador ao ápice (SCHILDER, 1967). Em 1974, definiu também os atuais padrões na instrumentação dos sistemas de canais radiculares. Conceitos, como a conicidade que deve apresentar um canal principal, o respeito pela anatomia original do canal, a conservação do foramen apical, entre outros (SCHILDER, 1974).

Por um longo período, o preparo dos canais radiculares era realizado somente pela instrumentação clássica onde se preconizava a técnica seriada, utilizando os instrumentos manuais de aço inoxidável em ordem crescente de aumento de seus diâmetros, mantendo-se o mesmo comprimento de trabalho. Essa instrumentação induzia a um grande número de acidentes, principalmente em canais curvos, tais como: desgaste excessivo das paredes do canal radicular, transporte ou deslocamento do preparo apical, compactação apical de restos teciduais e fraturas de instrumentos endodônticos (WEINE *et al.*, 1975; ROANE *et al.*, 1985; DE DEUS, 1992; LOPES *et al.*, 2004; LEONARDO, 2005).

Segundo Lopes e Siqueira Junior (2004) a falta de cuidado, o erro no emprego e a seleção inadequada dos instrumentos endodônticos ou o desconhecimento de suas propriedades mecânicas podem causar acidentes ou induzir danos permanentes ao sistema dentário do paciente. Assim, o conhecimento dos conceitos básicos do comportamento, das propriedades físicas, químicas e mecânicas dos materiais pode auxiliar o trabalho do profissional e minimizar a ocorrência de insucessos no tratamento endodôntico (LOPES; SIQUEIRA JUNIOR, 1999).

Atualmente o progresso tecnológico e a agregação de valores da metalurgia na endodontia possibilitaram que os instrumentos rotatórios passassem a ser fabricados com liga de níquel-titânio, conferindo-lhes superelasticidade, flexibilidade, resistência à deformação plástica e à fratura (SPECK, 1980).

A aplicação do níquel-titânio (NiTi) na instrumentação rotatória endodôntica foi sugerida inicialmente por Civjan *et al.* (1975). Mas somente em 1988, Walia *et al.*, viabilizaram a produção de limas endodônticas em NiTi.

Na realização de ensaios mecânicos no laboratório torna-se necessário o emprego de dispositivos específicos para simular as condições de carregamento reais. Estes dispositivos não devem incorporar variáveis durante a realização do ensaio que possam influenciar na interpretação dos resultados (ELIAS *et al.*, 2007). A resistência à fratura por fadiga de um instrumento endodôntico pode ser mensurada por meio de ensaios mecânicos de flexão rotativa (PRUET *et al.*, 1997; LOPES *et al.*, 1997).

2 ARTIGO: “ENSAIO DE FADIGA SOB FLEXÃO DE INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI EM CANAIS SIMULADOS COM CURVATURA EM 90°”

ENSAIO DE FADIGA SOB FLEXÃO DE INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI EM CANAIS SIMULADOS COM CURVATURA EM 90°

Henrique Parente de Carvalho^{*}

Adriano Weis^{*}

Eduardo Gonçalves Mota^{**}

RESUMO

Objetivo: Comparar quanto a resistência a fadiga duas marcas comerciais de limas de NiTi 25.06. **Metodologia:** Dois grupos de dez limas novas de dois sistemas distintos - SybronEndo (SDS kerr, Glendora, CA EUA) Sistema K3 e Dentsply (Maillefer, Ballaiques, Suíça) Sistema Profile, ambas com conicidade 0,06 e diâmetro de ponta 0,25. Foram avaliados o número de rotações necessárias para ocorrer à fratura por fadiga e o comprimento do segmento fraturado em milímetros, utilizando um canal metálico simulado com curvatura em 90°. Os fragmentos recuperados foram mensurados com o uso de um paquímetro digital. **Resultados:** os resultados mostraram diferença significativa para o fator RPM ($p=0,0001$). A lima K3 apresentou média de 547 e a lima Profile apresentou média de 807 e não houve diferença significativa para o tamanho do fragmento ($p=0,19$). **Conclusão:** o sistema Profile apresentou a resistência à fadiga cíclica significativamente maior quando comparada ao do sistema K3. Quanto ao tamanho dos fragmentos não houve qualquer relação entre as diferentes propostas.

Palavras-chave: Fadiga. Endodontia. Materiais Dentários.

^{*} Aluno do curso de mestrado em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

^{*} Aluno do curso de mestrado em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

^{**} Professor do curso de mestrado em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

INTRODUÇÃO

Os instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio existentes no mercado representam um significativo avanço tecnológico. Segundo Soares (2002) existe uma pequena diferença na capacidade de corte, resistência e de flexibilidade dentre os vários instrumentos de boa procedência. Fica subentendido que esse domínio do profissional exige, além da prática, o conhecimento dos seus aspectos morfológicos e de sua dinâmica de uso.

Esses novos instrumentos manuais exibiram um aumento significativo na elasticidade e maior resistência à fratura por torção quando comparados com os de aço inoxidável. Desde então após contínuas pesquisas foram desenvolvidas limas de níquel-titânio acionadas a motores elétricos ou pneumáticos. Devido às características de superelasticidade e de efeito memória de forma da liga de níquel-titânio, essas limas de níquel-titânio rotatórias proporcionam melhor desempenho na modelagem de canais com curvaturas acentuadas que as limas de aço inoxidável. Além disso, possibilitam um preparo mais cônico, mais eficiente e mais previsível (MOREIRA, 2006).

A liga de Níquel-Titânio oferece superelasticidade, termo utilizado para caracterizar a propriedade de certas ligas metálicas em retornar a sua forma original uma vez retirada à carga. A super elasticidade desses instrumentos não permite sua fabricação por torção, e sim por usinagem, o que pode causar defeitos prévios ao uso clínico (EGGERT, 1999).

As ligas de níquel-titânio quando submetidas à deformação de até 10%, podem retornar a seu formato original, sendo deste modo recuperáveis, enquanto as limas de aço inoxidável somente retornam a seu estado inicial quando a deformação não for superior a 1% (PHILLIPS, 1991). De acordo com Serene (1995) e Satappan (2000) existe uma preocupação com os instrumentos rotatórios quanto à sua fratura inesperada. Ela pode ocorrer sem que nenhuma deformação permanente prévia possa ser visualizada. As fraturas nos instrumentos rotatórios podem ocorrer em duas circunstâncias: fratura torsional e fratura por flexão. As fraturas por torção ocorrem quando a ponta ou qualquer parte do instrumento fica presa no canal enquanto o restante continua sua rotação. As fraturas por flexão acontecem pela fadiga que o metal sofre em canais radiculares com pequeno raio de curvatura, onde

o limite de flexibilidade dos instrumentos é excedido resultando em sua fadiga cíclica (PRUET, 1997; LOPES, 1999). Quando o torque exercido pela peça de mão exceder o limite elástico da liga, a fratura do instrumento se tornará inevitável (PETER, 2004; PARANHOS, 2006).

Instrumento rotatório fraturado é uma das preocupações mais sérias do tratamento endodôntico, vários fatores influenciam para fratura do instrumento de níquel-titânio (DI FIORE, 2006). Sobrecargas sucessivas de torção, incidindo junto com a fadiga flexural reduzem a resistência mecânica das limas de níquel-titânio (BOOTH, 2003; BARBOSA, 2007).

Os objetivos deste trabalho foram avaliar e comparar o comportamento de limas de Níquel-Titânio de dois fabricantes distintos: SybronEndo (SDS kerr, Glendora, California, EUA) Sistema K3 e Dentsply (Maillefer, Ballaiques, Suíça) Sistema Profile, ambas 25.06. Avaliando o número de rotações necessárias para ocorrer à fratura por fadiga e estabelecendo o comprimento do segmento fraturado em milímetros, utilizando um canal simulado com curvatura em 90°.

MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo, 20 limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio novas com 25mm de comprimento foram testadas sob fadiga por flexão. Estas limas foram distribuídas em dois grupos, de acordo com o fabricante, sendo o primeiro composto de 10 limas K3 25.06, e o segundo, por 10 limas Profile 25.06 (Figura 1).

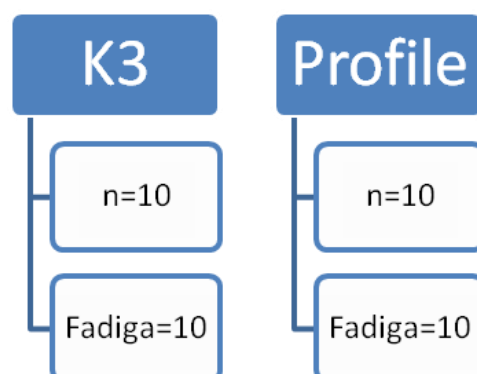


Figura 1 - Organograma da distribuição dos grupos de teste

Os ensaios de fadiga por flexão foram realizados por um único operador através de um sistema composto por um canal artificial e um motor elétrico baseado na metodologia descrita por Moreira (2006). O motor utilizado para o estudo foi o Endotec (Dentec, Caxias do Sul, RS, Brasil). Acoplado a este motor (A), utilizou-se um contra-ângulo (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) onde as limas foram conectadas (Figura 2). O contra-ângulo(B) foi encaixado em uma plataforma de sustentação (C), padronizando a movimentação das limas endodônticas em um único sentido. O canal artificial (D) foi produzido a partir de um tubo em aço inoxidável de parede com espessura de 1,5mm, com um diâmetro interno de 2,0mm e comprimento total de 20,0 mm e de arcos nas pontas com raio interno de curvatura de 6,0 mm. O arco do tubo mediu 9,5mm e a parte reta 10,5 mm, visto que o ângulo de curvatura é de 90° (Figura 3). O protocolo de velocidade estabelecido foi de 350 RPM. O contra-ângulo foi posicionado em um dispositivo padronizador (C).

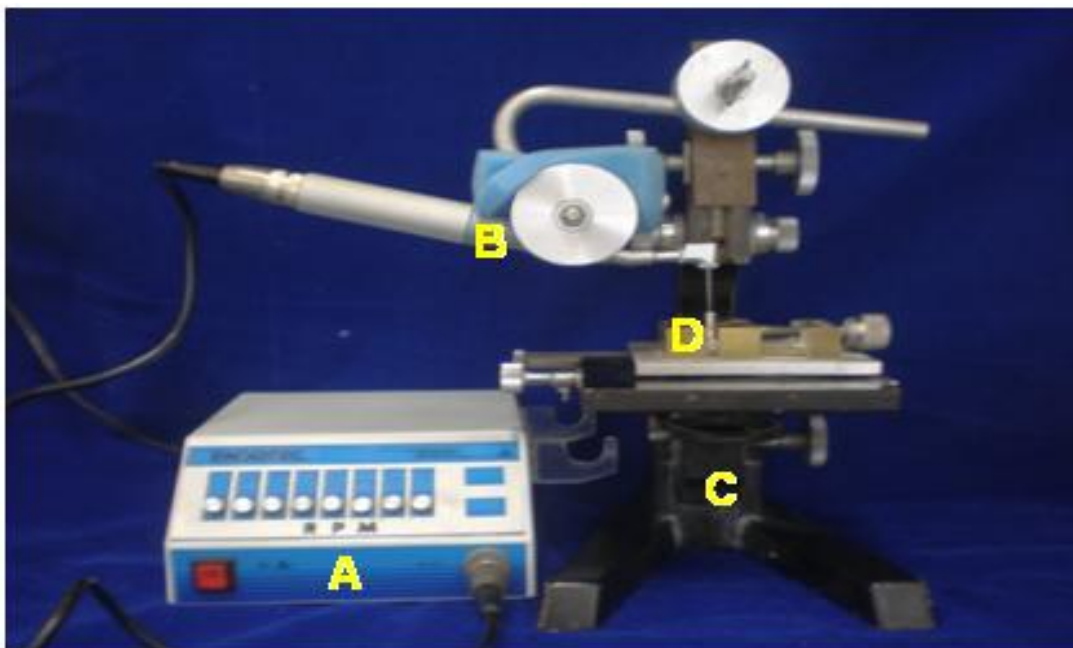


Figura 2 - Motor Elétrico (A), contra - ângulo (B), plataforma de sustentação (C) e canal artificial (D)

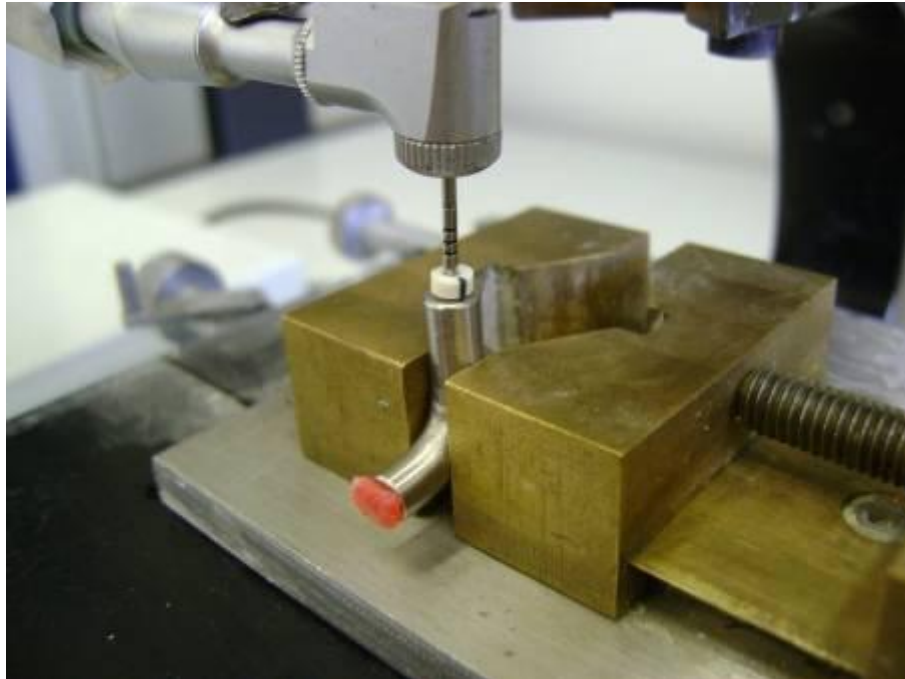


Figura 3 - Matriz metálica curva em 90° para simulação de fadiga cíclica

As limas conectadas ao contra-ângulo foram inseridas em movimento rotatório na matriz metálica até 20 mm a partir da ponta. O registro do tempo em segundos foi realizado através de um cronômetro digital (Leroy, Princeton, EUA), e iniciou-se no momento que o cursor delimitador atingiu a base da matriz. Durante cada ensaio o canal artificial era preenchido com vaselina que tinha como objetivo atuar como lubrificante.

A constatação da ocorrência da fratura do instrumento foi visual e auditiva e, determinou o término do registro do tempo. O número de ciclos necessários para fratura da lima foi calculado através da relação tempo e rotações por segundo até a fratura de cada instrumento. Os vinte fragmentos recuperados foram medidos (mm) através de um paquímetro digital (Mitutoyo Sul-americana Ltda, Suzano, SP) (Figura 4).



Figura 4 - Fragmento sendo medido com o paquímetro

Todos os fragmentos foram recuperados com o auxílio de uma cera utilidade (Cera Utilidade Wilson, Cotis, SP, Brasil) posicionada na extremidade oposta da matriz curvada.

Para verificar a normalidade dos resultados obtidos foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov ao nível de significância de 1%. Em seguida, os dados de tempo decorrente até a fratura da lima, transformados em rotações por minuto (RPM) e tamanho do fragmento (mm), foram comparados com teste-T de Student ao nível de significância de 5%.

RESULTADOS

A tabela 1 mostra o número de rotações por minutos de cada instrumento e o tamanho dos fragmentos recuperados.

Os resultados obtidos mostraram diferença significativa para o fator RPM ($p= 0,0001$), mas não significativa para o fator tamanho do fragmento ($p= 0,19$).

As médias seguidas de diferentes letras diferem entre si a um nível de significância de 5% pelo teste-T de Student.

Tabela 1 - Valores de RPM dos instrumentos Profile e K3, desvio-padrão e Tamanho dos Fragmentos

	Profile		K3	
	Rotações	mm	Rotações	mm
Média	807 ^A	6,20 ^A	547 ^B	6,50 ^A
DP	(±123)	(± 0,50)	(±99)	(±0,49)

*As médias seguidas de letras distintas diferem entre si a um nível de significância de 5% ao teste-t de Student.

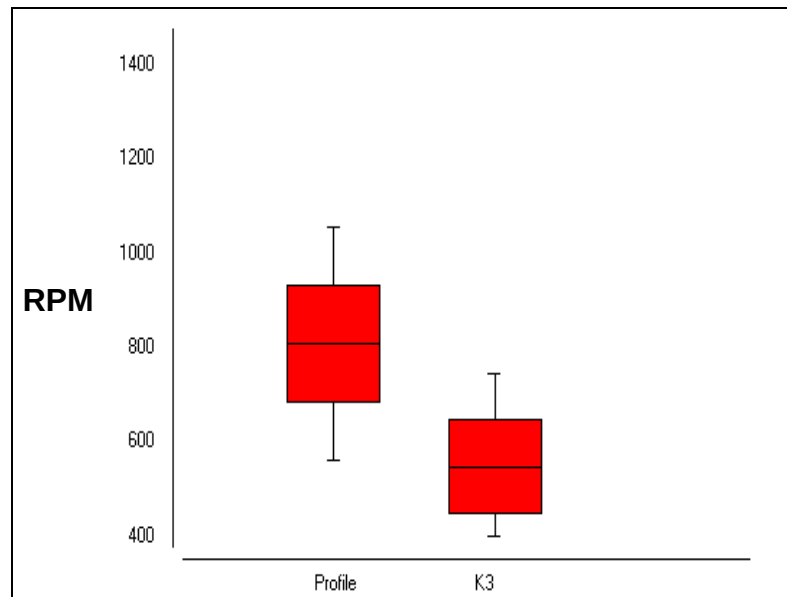


Gráfico 1 - Médias em RPM dos instrumentos rotatórios fraturados

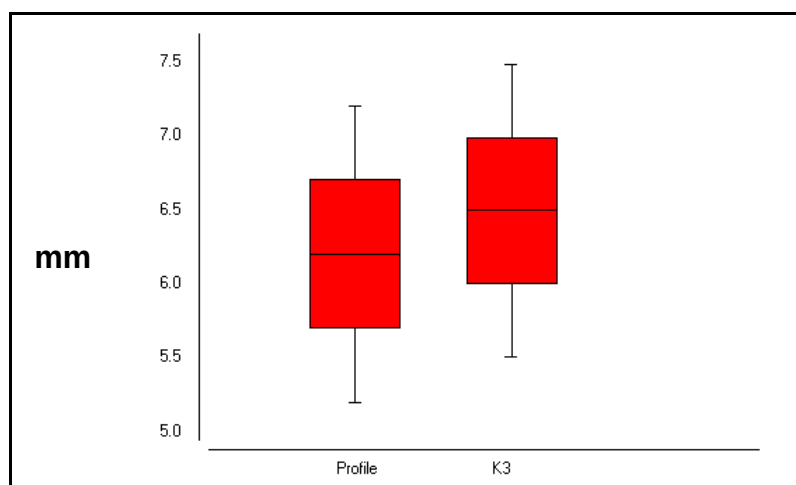


Gráfico 2 - Médias em mm dos fragmentos recuperados

DISCUSSÃO

A velocidade de rotação para todos os instrumentos endodônticos ensaiados, foi de 350 RPM. Velocidade comumente utilizada clinicamente. A padronização da velocidade é de fundamental importância uma vez que para Gabel *et al.* (1997), Dietz *et al.* (2000) e Egglar *et al.* (2004) é um fator determinante na avaliação da fratura por fadiga de instrumentos de NiTi submetidos a uma mesma condição de carregamento de flexão rotativa.

Segundo Lopes (2004) podem ocorrer fraturas inesperadas na utilização de instrumentos rotatórios sem que nenhuma deformação permanente possa ser visualizada. Essas fraturas podem ocorrer em duas circunstâncias: fratura por torção e fratura por flexão. As fraturas por torção ocorrem quando a ponta ou qualquer parte do instrumento fica presa no canal enquanto o restante continua sua rotação. As fraturas por flexão acontecem pela fadiga que o metal sofre em canais radiculares com curvatura acentuada, onde o limite de flexibilidade dos instrumentos é excedido, resultando em sua fadiga cíclica.

Quanto ao uso de instrumento endodônticos de NiTi mecanizados na instrumentação de canais curvos um aspecto a ser considerado é a ocorrência da fratura por fadiga de baixo ciclo. O comportamento de números de ciclos observados neste estudo para ocorrer à fratura está de acordo com Elias (2007) o qual considera que à fratura por fadiga é considerada de baixo ciclo quando ocorre com número de ciclos inferior a 10^4 . Sugere-se que o uso clínico de instrumentos rotatórios de NiTi testados neste estudo não ultrapasse este limite.

O diâmetro interno do canal artificial permitiu que os instrumentos endodônticos ensaiados girassem com liberdade no interior do tubo, amenizando-se o carregamento por torção. Como observado no estudo de Moreira (2006), este trabalho também sugere haver relação entre o tamanho do fragmento e o ângulo de curvatura do canal.

A superelasticidade do níquel-titânio levou esta liga a ter importantes aplicações práticas na clínica endodôntica. Estas propriedades são explicadas pela transição da liga em austenítica em martensítica a frio, pois a liga possui uma capacidade inerente de alterar seu tipo de ligação atômica. A transformação martensítica requer um processo atômico reversível chamado de geminação que

permite uma redução da tensão durante a transformação (PLOTINO, 2010).

CONCLUSÃO

Sob a condição experimental deste estudo, o sistema Profile apresentou a resistência à fadiga cíclica significativamente maior quando comparada ao do sistema K3, testadas em uma curvatura abrupta de 90°.

Quanto ao tamanho dos fragmentos não houve qualquer relação entre as diferentes propostas.

REFERÊNCIAS

BARBOSA, F. O. G.; GOMES, J. A. C. P.; ARAÚJO, M. C. P. Influence of Electrochemical polishing on the Mechanical properties of Nickel-Titanium rotary Instruments. **J. Endod.**, v. 34, p. 1533-36, 2008.

BOOTH, J. R. *et al.* A comparison of torque Required to Fracture three Different Nickel-Titanium Rotary Instruments Around Curves of the Same Angle but of Different Radius When Bound at the Tip. **J. Endod.**, v. 19, p. 55-57, 2003.

CIVJAN, S.; HUGET, E. F.; DE SIMON, L. B. Potencial applications of certain nickeltitanium (Nitinol) Alloys. **J. Dent. Res.**, v. 54, n. 1, p. 89-96, jan./feb. 1975.

DE DEUS, Q. D. Preparo dos Canais Radiculares In: ENDODONTIA. Rio de Janeiro: Medsi, 1992.

DI FIORE, K. A *et al.* Nickel-Titanium rotator instruments fracture:a clinical practice assessment.International. **Endodontic Journal**, v. 39, p. 700-8, 2006.

DIETZ, D. B. *et al.* Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. **J. Endod.**; v. 26, p. 68-71, 2000.

EGGELER, G. *et al.* Strutural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. **Mat. Scien. Eng.**; v. 378, p. 24-33, 2004.

EGGERT, C.; PETRERS, O.; BARBAKOW, F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by electron microscopic. **J. Endod.**; v. 25, n. 7, p. 494-7, 1999.

ELIAS, C. N.; LOPES, H. P. **Materiais dentários**: Ensaios mecânicos. São Paulo: Livraria Santos; 2007.

GABEL, W. P. *et al.* Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. **J. Endod.** v. 25, p. 752-4, 1999.

LEONARDO, M. R.; LEAL, J. M.; LEONARDO, M. R. **Tratamento de canais radiculares**: Princípios técnicos e biológicos. São Paulo: Artes Médicas, 2005.

LEONARDO, M. R.; LEONARDO, R. T. **Sistemas Rotatórios em Endodontia**: instrumentos de Níquel-Titânio. São Paulo, Artes Médicas, 2002.

LOPES, H. P.; ELIAS, C. N.; SIQUEIRA JÚNIOR, J. F. **Instrumentos endodônticos**: endodontia biologia e técnica. 2. ed. Rio de Janeiro: Medsi, 2004.

LOPES, H. P.; SIQUEIRA JÚNIOR, J. F. **Endodontia**: Biologia e Técnica. Rio de Janeiro: Medsi, 1999.

MOREIRA, Edson Jorge Lima. **Análise da fratura de instrumentos endodônticos de NiTi**. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2006. Tese (Doutorado), Instituto Militar de Engenharia, 2006.

PARASHOS, P.; MESSER, H. H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. **Journal of Endodontics**, v. 32, p. 1031-43, 2006.

PETERS, O. A. Current challenges and concept in the preparation of root canal systems: a review. **Journal of Endodontics**, v. 30, p. 559-65, 2004.

PHILLIPS, R. **Science of dental material**. 9. ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1991.

PLOTINO, G. *et al.* Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. **International Endodontic Journal**, v. 43, p. 226-230, 2010.

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

ROANE, J. B.; SABALA, C. L.; DUNCANSON, M. G. The "Balanced Force" concept for instrumentation of curved canals. **J. Endod.**, v. 11, p. 203-211, 1985.

SATAPPAN, B. Defects in nickel titanium endodontic rotary files after clinical usage. **Journal of Endodontics**, p. 231-92, 2000.

SERENE, T. P.; ADAMS, J. D.; SAXENA, A. **Nickel-Titanium Instruments Applications in Endodontics**. Saint Louis: Ishyaku EuroAmerica, 1995.

SOARES, I. J.; GOLDBERG, F. **Endodontia: técnica e fundamentos**. Porto Alegre: Artmed, 2002.

SPECK, K. M.; FRAKER, A. C. Anodic polarization behavior of NiTi and Ti-Gat-4V in simulated physiological solutions. **J. Dent. Res.**, v. 59, p. 1540-5, 1980.

STOECKEL, D.; YU, W. Superelastic NiTi wire Wire. **J. Int.**, v. 1, n. 3, p. 45-50, 1991.

WALIA, H.; BRANTLEY, W. A. Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. **J. Endod.**, v. 14, n.7, p. 346-51, jul. 1988.

WEINE, F. S.; KELLY, R. F.; LIO, P. J. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. **J. Endod.**, v. 1, p. 255-62, 1975.

3 ARTIGO: “ANÁLISE DA MICROESTRUTURA POR M.E.V. E DA COMPOSIÇÃO POR E.D.S. DE LIMAS DE NiTi 25.06”

ANÁLISE DA MICROESTRUTURA POR M.E.V. E DA COMPOSIÇÃO POR E.D.S. DE LIMAS DE NiTi 25.06

Henrique Parente de Carvalho^{*}

Adriano Weis^{*}

Eduardo Gonçalves Mota^{**}

RESUMO

Objetivo: Avaliar a composição superficial e a microestrutura de duas marcas comerciais de limas de NiTi 25.06. **Metodologia:** Dois grupos de dez limas novas de dois sistemas distintos - SybronEndo (SDS kerr, Glendora, CA EUA) Sistema K3 e Dentsply (Maillefer, Ballaiques, Suíça) Sistema Profile, ambas com conicidade 0,06 e diâmetro de ponta 0,25, foram observadas por MEV com análise EDS para caracterização do material como fornecido. A superfície de corte e a microestrutura também foram analisadas. As limas foram embutidas em resina e, lixadas no sentido longitudinal e condicionadas em solução ácida para revelar sua microestrutura. **Resultados:** através do método de EDS, dois elementos predominantes foram registrados: Ni e Ti. Dois padrões distintos de morfologia puderam ser observados. Não houve diferença entre a microestrutura dos instrumentos. **Conclusão:** as limas apresentaram a mesma composição superficial e padrão de microestrutura. Os instrumentos se diferem quanto a morfologia externa.

Palavras-chave: Fadiga. Endodontia. Materiais Dentários.

^{*} Aluno do curso de mestrado em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

^{*} Aluno do curso de mestrado em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

^{**} Professor do curso de mestrado em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

INTRODUÇÃO

A liga metálica denominada NITINOL® foi introduzida no início dos anos 70, pelo engenheiro metalúrgico William F. Buehler, e recebeu este nome devido ao laboratório onde foram desenvolvidas suas pesquisas e aos dois principais elementos da liga, o níquel e o titânio (NiTi). Sendo assim, Nitinol é um acrônimo de *Níquel Titanium Naval Ordnance Laborator* (DUEBIG, 1990).

A aplicação do níquel-titânio na instrumentação rotatória endodôntica foi sugerida primeiro por Civjan *et al.* (1975). Mas somente em 1988, Walia *et al.* viabilizaram a produção comercial de limas endodônticas em NiTi.

O uso de instrumentos rotatórios de NiTi pode minimizar as complicações indesejáveis encontradas em canais com grande curvatura (GLOSSON, 1995). Instrumentos feitos de NiTi não somente tem resistência elevada à corrosão e excelente biocompatibilidade mas igualmente uma propriedade mecânica especial conhecida como superelasticidade (OTSUKA; WAYMAN, 1998).

O efeito pseudo-elástico ou superelasticidade se refere à capacidade que certos materiais possuem de recuperar a forma original após serem deformados muito além do limite elástico quando a tensão é removida. Essa deformação recuperável pode chegar a 8% no caso das ligas NiTi e acontece à temperatura constante (STOECKEL, 1991).

Devido às características de superelasticidade e de efeito memória de forma da liga de níquel-titânio, essas limas de níquel-titânio rotatórias sugerem melhor desempenho na modelagem de canais com curvaturas acentuadas que as limas de aço inoxidável, além de possibilitar ao clínico criar um preparo mais cônico, mais eficiente e mais previsível. Cada vez mais, novos sistemas de limas vêm surgindo no mercado, com variações na conicidade, na seção transversal, no tipo de ponta, no desenho da parte ativa e até no tipo de acionamento (KAWAKAMI, 2007).

Um sistema de EDS (Espectroscopia por Energia Dispersa) consiste em uma fonte de elétrons, um detector de estado sólido, normalmente um diodo feito de cristal de silício dopado com lítio, e um processador eletrônico de sinais. A técnica de caracterização baseia-se na emissão de raios X pela interação de um elétron incidente com uma amostra. Quando um feixe de elétrons incide com uma amostra, esta emitirá raios X característicos, próprios de cada material. Com isto é possível

obter informações qualitativas e quantitativas da composição da amostra na região submicrométrica de incidência do feixe de elétrons (RENZ, 2007).

Este trabalho teve como finalidade obter informações qualitativas e quantitativas da composição superficial através de EDS (Espectroscopia por Energia Dispersa) e analisar a microestrutura através de MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura) de duas marcas comerciais de limas de Níquel-Titânio 25.06.

MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo, 20 limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio novas foram levadas à análise. Estas limas foram distribuídas em dois grupos, de acordo com o fabricante, sendo o primeiro composto de 10 limas K3 (SDS Kerr, Glendora, California, EUA), e o segundo, por 10 limas Profile (Maillefer, Ballaiques, Suíça).

As dimensões das limas testadas são correspondentes às especificações 25.06 (diâmetro na ponta igual a 0,25mm, e conicidade 0,06). Foram feitas observações das limas por microscopia eletrônica de varredura, com análise de EDS, para caracterização das condições superficiais do material como fornecido. A superfície de corte e a microestrutura também foram analisadas. Os aumentos utilizados foram de 150X, 250X e 2400x. As amostras foram levadas ao M.E.V. marca Philips modelo XL 30, como fornecidas pelos fabricantes (Figura 1).

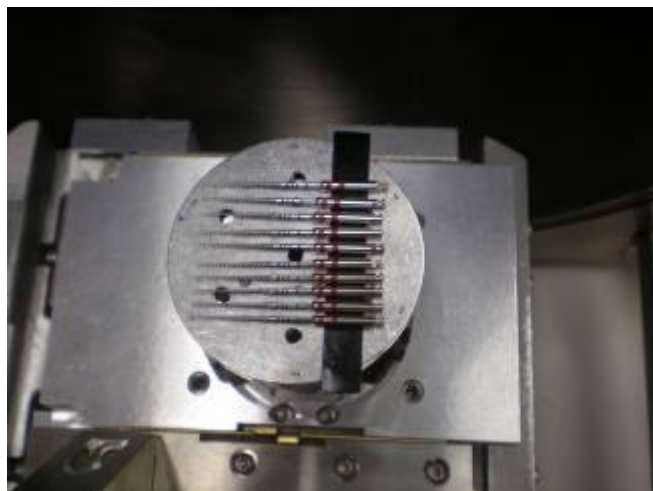


Figura 1 - Limas posicionadas para análise EDS por MEV

PREPARAÇÃO DAS LIMAS PARA ANÁLISE DE PERFIL

Após análise por EDS da caracterização do material como fornecido, as limas foram embutidas em uma resina, tipo epóxi (SEM, Pensilvânia, EUA), própria para utilização em microscopia. Este embutimento foi necessário apenas para suporte durante o processo de lixamento e polimento das limas (Figura 2).



Figura 2 - Embutimento das limas em Resina

As limas foram lixadas no sentido longitudinal em lixas de carbetto de silício (Nórtton, São Paulo, Brasil) nas granulometrias: 220, 320, 400, 600, 800, 1000 e 1200 nesta ordem e em seguida foram polidas com a utilização de sílica coloidal (buehler, Ilinóis, EUA) (Figura 3).



Figura 3 - Limas lixadas e polidas.

As limas foram limpas com água, em banho ultrassônico por 10 minutos para retirada dos resíduos do lixamento e polimento.

As limas foram imersas em uma solução de ataque: 30 ml de ácido acético glacial, 5 ml de ácido nítrico e 2ml de ácido fluorídrico, para revelar a sua microestrutura. O tempo de ataque foi de 45 minutos (Figura 4).

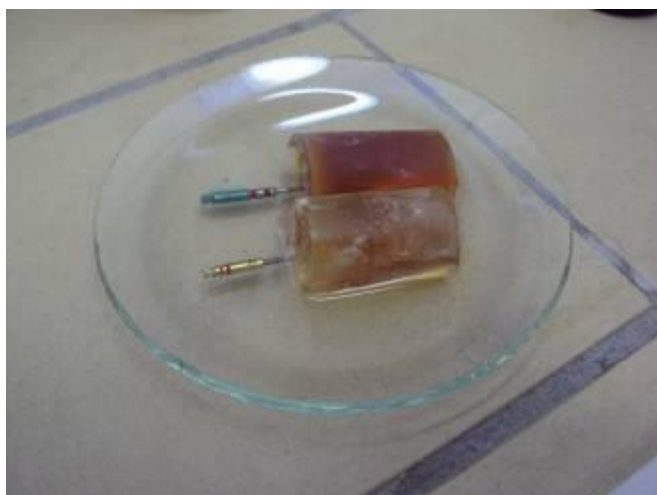


Figura 4 - Limas imersas em uma solução de condicionamento ácido

As limas foram lavadas novamente com água em banho ultrassônico por 10 minutos para retirada dos resíduos da solução e parar o ataque químico. A face atacada foi observada no microscópio eletrônico de varredura. Foram obtidas imagens em diferentes aumentos possibilitando a análise da microestrutura de cada lima.

RESULTADOS

Com base nos resultados obtidos através do método EDS, dois elementos predominantes foram registrados, Ni e Ti. A quantia em peso (Wt%) e desvio-padrão estão apresentados na Tabela 1 e a representação gráfica do método EDS na Figura 5.

Tabela 1 - Média e desvio-padrão da composição superficial (Wt%) dos elementos detectados através de EDS

Profile		K3	
Ni	Ti	Ni	Ti
55,7	44,3	55,8	44,2
($\pm 0,25$)	($\pm 0,25$)	($\pm 0,11$)	($\pm 0,13$)

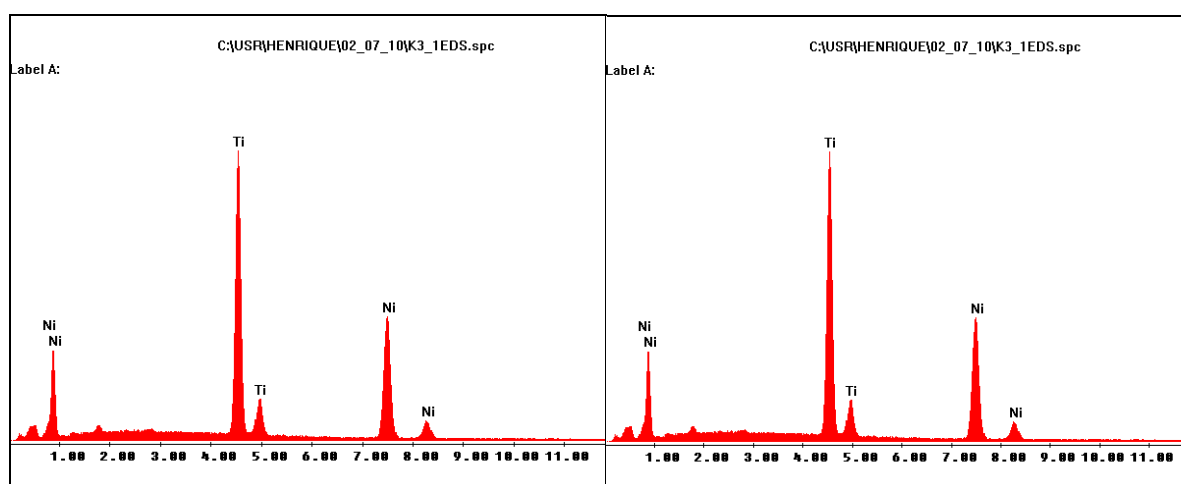


Figura 5 - Gráfico ilustrativo da análise por E.D.S. das limas Profile e K3, respectivamente

Imagens do terço médio dos instrumentos rotatórios (250x) estão apresentadas nas figuras 6 e 7. Dois padrões distintos de morfologia podem ser observados. Nas limas K3 presença de uma terceira espira de corte, característica particular desta lima. Em ambos os sistemas, ranhuras conseqüentes da microusinagem podem ser verificadas (Figura 6 e 7).

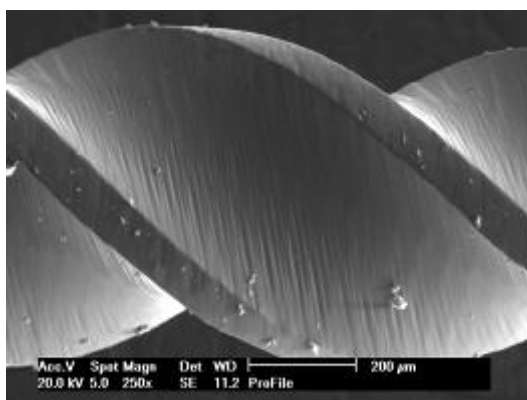


Figura 6 - MEV terço médio - Profile

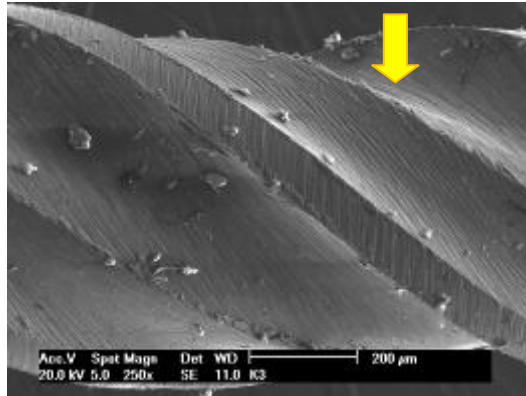
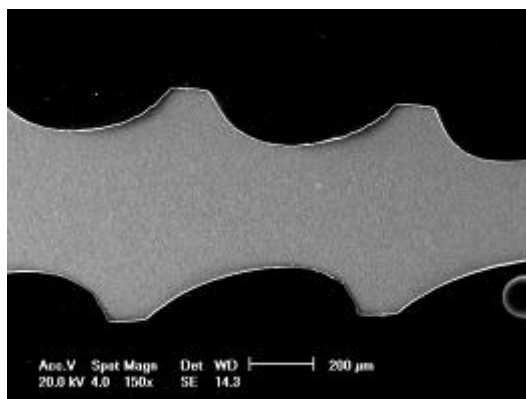


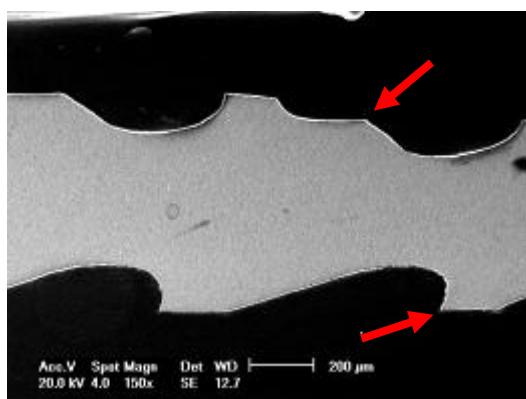
Figura 7 – Presença da 3ª espira.
MEV terço médio K3

Observou-se nas imagens de 150X que as limas apresentam diferença de forma, o que pode resultar em um comportamento diferenciado diante de esforços mecânicos, apesar de a microestrutura ser basicamente a mesma. Ângulos vivos são áreas de grande potencial para o acúmulo de tensões e início de trincas e consequentemente início de processo de ruptura (Figuras 8 e 9).



Profile

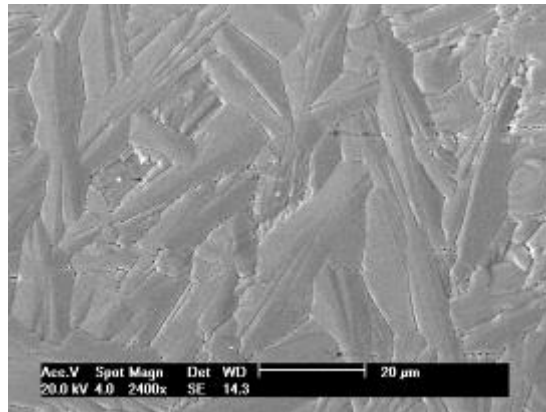
Figura 8 - Perfil da Lima profile - 150X



K3

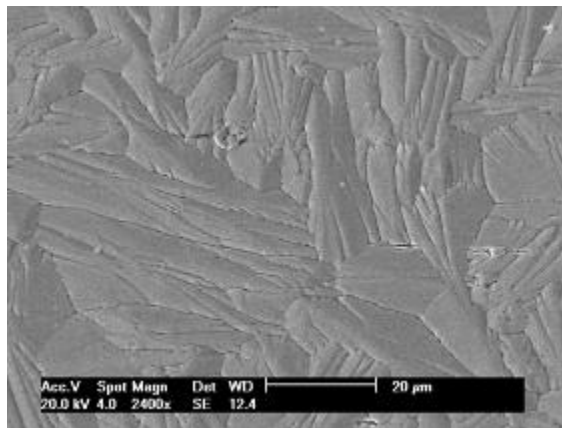
Figura 9 - Perfil da Lima K3 - 150X

Não houve diferença entre a microestrutura das diferentes limas. Ambas apresentaram uma microestrutura martensítica típica de um material deformado a frio durante a fabricação (Figura 10 e 11).



Profile

Figura 10 - Microestrutura martensítica
– Sistema Profile(2400X)



K3

Figura 11 - Microestrutura martensítica
– Sistema K3 (2400X)

DISCUSSÃO

Os instrumentos de NiTi devido à sua flexibilidade são produzidos pelo processo de usinagem, pois a superelasticidade desta liga torna impossível a torção da haste

para se produzir uma espiral, pois estes instrumentos fraturariam quando excessivamente torcidos. Devido às dificuldades inerentes da microusinagem do NiTi, o acabamento destas limas é muitas vezes grosseiro, resultando em superfícies irregulares, marcas de usinagem, presença de rebarbas nas pontas e bordas cortantes, podendo comprometer a habilidade de corte e potencializar problemas de corrosão (MARSICOVETERE *et al.*, 1996; MARENDING *et al.*, 1998; EGGERT *et al.*, 1999; THOMPSON, 2000; MARTINS *et al.*, 2002; ALEXANDROU *et al.*, 2006a, ALEXANDROU *et al.*, 2006b; LASK *et al.*, 2006; TRIPI *et al.*, 2006). Este estudo concorda com as afirmações anteriores como pode ser visto nas figuras 6 A e 6 B. O controle adequado dos processos metalúrgicos de fabricação da liga e dos instrumentos endodônticos de NiTi é importante para promover excelentes propriedades mecânicas, aumentando a resistência à fratura destes instrumentos (MARTINS, 2008).

Low *et al.* (2006) estudaram o comportamento em flexão de vários instrumentos endodônticos de NiTi encontrando que o instrumento K3 não apresentou coerência neste comportamento. Ele acredita que a causa dessa discrepância tenha sido o processo de fabricação, pois a seção transversal do instrumento é particularmente complexa e de forma irregular.

Os resultados de estudos precedentes demonstraram uma elevada correlação entre a fratura e o diâmetro do instrumento (CAMP; PERTOT, 1994; CAMP; PERTOT, 1995; MARSICOVETERE, 1996; ULLMANN; PETERS, 2005).

Yared *et al.* (2003) relataram que a fratura aumentou significativamente com diâmetro crescente, e que a forma de seção transversal é igualmente um fator influente para ocorrer à fratura do instrumento.

CONCLUSÃO

Com base nas observações deste estudo, pode-se constatar que as limas apresentam a mesma composição superficial e padrão de microestrutura, entretanto, os instrumentos se diferem quanto à morfologia externa.

REFERÊNCIAS

- ALEXANDROU, G. B. *et al.* Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. **International Endodontic Journal**, v. 39, p. 770-778, 2006a.
- CIVJAN, S.; HUGET, E. F.; DE SIMON, L. B. Potencial applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. **J. Dent. Res.**, v. 54, n. 1, p. 89-96, jan./fev. 1975.
- DUERIG, T. W. *et al.* **Engineering aspects of shape memory alloys**. Londo: Butterworth-Heinemann, 1990.
- EGGERT, C.; PETERS, O.; BARBAKOW, F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. **Journal of Endodontics**, v. 25, p. 494-7, 1999.
- GLOSSON, C. R. *et al.* A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, v. 21, p. 146-51, 1995.
- KAWAKAMI, D. A. S, GAVINI G. Resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios de ni-ti em razão do uso e do torque. **Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo**, v. 19, n. 3, p. 300-11, set./dez. 2007.
- LASK, J. T. *et al.* Variability of the diameter and taper of size 30/.04 nickel-titanium rotary files. **Journal of Endodontics**, v. 32, p. 1171-3, 2006.
- LOW, D. *et al.* Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. **J. Endod.**, v. 32, p. 545-8, june 2006.
- MARENDING, M.; BARBAKOW, F.; LUTZ, F. SEM appearances of clinically used lightspeed instruments. A pilot study. **International Endodontic Journal**, v. 31, p. 57-62, 1998.
- MARSICOVETERE, E. S.; CLEMENT, D. J.; DEL RIO, C. E. Torsional testing of the lightspeed instrument system. **Journal of Endodontics**, v. 22, p. 681-94, 1996.
- MARTINS, R. C. **Características físicas, estruturais e mecânicas de**

instrumentos endodônticos de niti protaper. Belo Horizonte: UFMG, 2008. Tese (Doutorado), Universidade Federal de Minas Gerais, 2008.

MARTINS, R. C.; BAHIA, M. G. A.; BUONO, V. T. L. Surface analysis of profile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. **International Endodontic Journal**, v. 35, p. 848-53, 2002.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C. M. (Eds.) Mechanism of shape memory effect and superelasticity. In: **Shape Memory Materials**. Cambridge: Cambridge University, 1998. p. 27-48.

RENZ, R. P. **Avaliação da osseointegração de implantes de titânio submetidos a diferentes tratamentos de superfície.** Porto Alegre: PUCRS, 2007. Dissertação (Mestrado), Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2007.

SABURI, T. **Ti-Ni shape memory alloys:** Shape Memory Materials. Cambridge: Cambridge University, 1998.

STOECKEL, D.; YU, W. Superelastic NiTi wire Wire. **J. Int.**, v. 1, n. 3, p. 45-50, 1991.

THOMPSON, S. A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **International Endodontic Journal**, v. 33, p. 297-310, 2000.

TRIPI, T. R.; BONACCORSO, A.; CONDORELLI, G. G. Cyclic fatigue nickel-titanium endodontic rotary instruments. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 102, p. 106-114, 2006.

WALIA, H.,; BRANTLEY, W. A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. **J. Endod.**, v. 14, n. 7, p. 346, jul. 1988.

4 DISCUSSÃO GERAL

A fratura dos instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio decorrem de diversos fatores dentre eles podemos citar: a habilidade do cirurgião-dentista, a composição e o formato do instrumento, a velocidade de rotação utilizada, e a anatomia do canal, concebida principalmente pelo seu diâmetro e pelo raio de curvatura. E ainda, a interação mecânica com as paredes do canal que pode produzir flexão, e também torção do instrumento. A realização do presente estudo foi planejada de modo a eliminar a interferência do operador, manter constante a velocidade e reproduzir nos canais simulados as condições adequadas para a avaliação do comportamento do instrumento até a ocorrência da fratura por fadiga em flexão rotativa.

A escolha dos instrumentos Profile e K3 ocorreu por se tratarem de duas marcas comerciais atuais e com larga utilização clínica. Além disso, estes instrumentos têm sido analisados de forma individual ou comparativa em outras pesquisas, como as de Pereira (2002) e Low *et al.* (2006).

Para a realização do experimento foi utilizado um dispositivo-suporte proposto por Moreira (2002) com o objetivo de eliminar a interferência do operador. Esta metodologia também foi evidenciada por Gabel *et al.* (1999) e Dietz *et al.* (2000) que realizaram seus experimentos com auxílio de dispositivos-suporte.

O canal artificial no qual o instrumento foi introduzido teve diâmetro interno suficiente para que os instrumentos rotatórios ensaiados girassem com liberdade no seu interior, esta sistemática permitiu à avaliação do comportamento em flexão rotativa sem concomitância de outros fatores, conforme Pruett *et al.* (1997) e Svec e Powers (1999).

Com base nas observações deste estudo, pode-se constatar que as limas apresentam a mesma composição superficial e padrão de microestrutura, entretanto, os instrumentos se diferem quanto à morfologia externa.

REFERÊNCIAS

- ALEXANDROU, G. B. *et al.* Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. **International Endodontic Journal**, v. 39, p. 770-778, 2006a.
- BARBOSA, F. O. G.; GOMES, J. A. C. P.; ARAÚJO, M. C. P. Influence of Electrochemical polishing on the Mechanical properties of Nickel-Titanium rotary Instruments. **J. Endod.**, v. 34, p. 1533-36, 2008.
- Influence of Previous Angular Deformation on Flexural Fatigue resistance of K3 Nickel-titanium Rotary Instruments. **J. Endod.**, v. 33, p. 1477-80, 2007.
- BOOTH, J. R. *et al.* A comparison of torque Required to Fracture three Different Nickel-Titanium Rotary Instruments Around Curves of the Same Angle but of Different Radius When Bound at the Tip. **J. Endod.**, v. 19, p. 55-57, 2003.
- CIVJAN, S.; HUGET, E. F.; DE SIMON, L. B. Potencial applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. **J. Dent. Res.**, v. 54, n. 1, p. 89-96, jan./fev. 1975.
- DE DEUS, Q. D. Preparo dos Canais Radiculares In: ENDODONTIA. Rio de Janeiro: Medsi, 1992.
- DI FIORE, K. A *et al.* Nickel-Titanium rotator instruments fracture:a clinical practice assessment. **International Endodontic Journal**, v. 39, p. 700-8, 2006.
- DIETZ, D. B. *et al.* Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. **J. Endod.**; v. 26, p. 68-71, 2000.
- DUERIG, T. W. *et al.* **Engineering aspects of shape memory alloys**. London: Butterworth-Heinemann, 1990.
- EGGELER, G. *et al.* Strutral and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. **Mat. Scien. Eng.**; v. 378, p. 24-33, 2004.
- EGGERT, C.; PETERS, O.; BARBAKOW, F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. **Journal of Endodontics**, v. 25, p. 494-7, 1999.
- ELIAS, C. N.; LOPES, H. P. **Materiais dentários: Ensaios mecânicos**. São Paulo:

Santos; 2007.

GABEL, W. P. *et al.* Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. **J. Endod.** v. 25, p. 752-4, 1999.

GLOSSON, C. R. *et al.* A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, v. 21, p. 146-51, 1995.

KAWAKAMI, D. A. S, GAVINI G. Resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios de ni-ti em razão do uso e do torque. **Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo**, v. 19, n. 3, p. 300-11, set./dez. 2007.

LASK, J. T. *et al.* Variability of the diameter and taper of size 30/.04 nickel-titanium rotary files. **Journal of Endodontics**, v. 32, p. 1171-3, 2006.

LEONARDO, M. R.; LEAL, J. M.; LEONARDO, M. R. **Tratamento de canais radiculares**: Princípios técnicos e biológicos. São Paulo: Artes Médicas, 2005.

LEONARDO, M. R.; LEONARDO, R. T. **Sistemas Rotatórios em Endodontia**: instrumentos de Niquel-Titânio. São Paulo, Artes Médicas, 2002.

LOPES, H. P.; ELIAS, C. N.; SIQUEIRA JÚNIOR, J. F. **Instrumentos endodônticos**: endodontia biologia e técnica. 2. ed. Rio de Janeiro: Medsi, 2004.

LOPES, H. P.; SIQUEIRA JÚNIOR, J. F. **Endodontia**: Biologia e Técnica. Rio de Janeiro: Medsi, 1999.

LOW, D. *et al.* Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. **J. Endod.**, v. 32, p. 545-8, june 2006.

MARENDING, M.; BARBAKOW, F.; LUTZ, F. SEM appearances of clinically used lightspeed instruments. A pilot study. **International Endodontic Journal**, v. 31, p. 57-62, 1998.

MARSICOVETERE, E. S.; CLEMENT, D. J.; DEL RIO, C. E. Torsional testing of the lightspeed instrument system. **Journal of Endodontics**, v. 22, p. 681-94, 1996.

MARTINS, R. C. **Características físicas, estruturais e mecânicas de instrumentos endodônticos de niti protaper**. Belo Horizonte: UFMG, 2008. Tese

(Doutorado), Universidade Federal de Minas Gerais, 2008.

MARTINS, R. C.; BAHIA, M. G. A.; BUONO, V. T. L. Surface analysis of profile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. **International Endodontic Journal**, v. 35, p. 848-53, 2002.

MOREIRA, Edson Jorge Lima. **Análise da fratura de instrumentos endodônticos de NiTi**. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2006. Tese (Doutorado), Instituto Militar de Engenharia, 2006.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C. M. (Eds.) Mechanism of shape memory effect and superelasticity. In: **Shape Memory Materials**. Cambridge: Cambridge University, 1998. p. 27-48.

PARASHOS, P.; MESSER, H. H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. **Journal of Endodontics**, v. 32, p. 1031-43, 2006.

PEREIRA, R. S. **Fratura por flexão em rotação entre instrumentos de NiTi acionados a motor com dupla curvatura**. Rio de Janeiro: UFRJ, 2002. 151 f. Tese (Doutorado), Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2002.

PETERS, O. A. Current challenges and concept in the preparation of root canal systems: a review. **Journal of Endodontics**, v. 30, p. 559-65, 2004.

PHILLIPS, R. **Science of dental material**. 9. ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1991.

PLOTINO, G. *et al.* Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. **International Endodontic Journal**, v. 43, p. 226-30, 2010.

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

RENZ, R. P. **Avaliação da osseointegração de implantes de titânio submetidos a diferentes tratamentos de superfície**. Porto Alegre: PUCRS, 2007. Dissertação (Mestrado), Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2007.

ROANE, J. B.; SABALA, C. L.; DUNCANSON, M. G. The "Balanced Force" concept

for instrumentation of curved canals. **J. Endod.**, v. 11, p. 203-211, 1985.

SABURI, T. **Ti-Ni shape memory alloys**: Shape Memory Materials. Cambridge: Cambridge University, 1998.

SATAPPAN, B. Defects in nickel titanium endodontic rotary files after clinical usage. **Journal of Endodontics**, p. 231-92, 2000.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. **Dental Clinics of North America**, v. 18, p. 269-96, 1974.

SERENE, T. P.; ADAMS, J. D.; SAXENA, A. **Nickel-Titanium Instruments Applications in Endodontics**. Saint Louis: Ishyaku EuroAmerica, 1995.

SOARES, I. J.; GOLDBERG, F. **Endodontia**: técnica e fundamentos. Porto Alegre: Artmed, 2002.

SPECK, K. M.; FRAKER, A. C. Anodic polarization behavior of NiTi and Ti-Gat-4V in simulated physiological solutions. **J. Dent. Res.**, v. 59, p. 1540-5, 1980.

STOECKEL, D.; YU, W. Superelastic NiTi wire Wire. **J. Int.**, v. 1, n. 3, p. 45-50, 1991.

SVEC, T. A.; POWERS, J. M. A method to asses rotatory nickel-titanium files. **J. Endod.**, v. 26, n. 9, sep. 2000.

THOMPSON, S. A. An overview of niquel-titanium alloys used in dentstry. **International Endodontic Journal**, v. 33, p. 297-310, 2000.

TRIPI, T. R.; BONACCORSO, A.; CONDORELLI, G. G. Cyclic fatigue nickel-titanium endodontic rotary instruments. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 102, p. 106-114, 2006.

WALIA, H.; BRANTLEY, W. A. Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. **J. Endod.**, v. 14, n.7, p. 346-51, jul. 1988.

WEINE, F. S.; KELLY, R. F.; LIO, P. J. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. **J. Endod.**, v. 1, p. 255-62, 1975.

ANEXOS

ANEXO A - Carta de Aprovação pelo CCEFO-PUCRS do Projeto de Dissertação.



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 05 de Agosto de 2010

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0060/10

Intitulado: Avaliação do comportamento após ensaio de fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi 2506

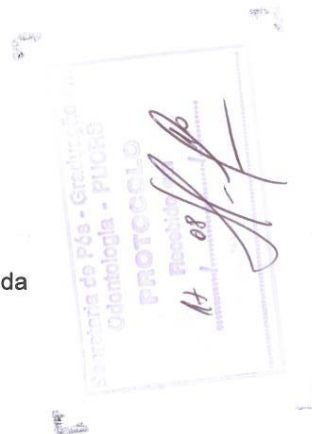
Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

Pesquisadores Associados Henrique Parente de Carvalho

Nível: Dissertação / Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 05 de Agosto de 2010.

Profa. Dra. Ana Maria Spohr
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS



ANEXO B - E-mail de Confirmação de Submissão do Artigo 1 ao International
Endodontic Journal

----- Forwarded message -----

From: <iejeditor@cardiff.ac.uk>

Date: 2010/12/7

Subject: International Endodontic Journal - Manuscript ID IEJ-10-00535

To: henriquepcarvalho@ig.com.br, henrique.carvalho@acad.pucrs.br

07-Dec-2010

Dear Mr. Carvalho

Your manuscript entitled "TEST OF FATIGUE UNDER FLEXING OF ROTATORY INSTRUMENTS OF NITI IN SIMULATED CANALS WITH CURVATURE IN 90°" has been successfully submitted online to the International Endodontic Journal.

Your manuscript ID is IEJ-10-00535.

Please mention the above manuscript ID in all future correspondence or when calling the Editorial Office for questions. If there are any changes in your postal or e-mail address, please log in to ScholarOne Manuscripts at <http://mc.manuscriptcentral.com/iej> and edit your user information as appropriate.

You can also view the status of your manuscript at any time by checking your Author Centre after logging in to <http://mc.manuscriptcentral.com/iej>.

Thank you for submitting your manuscript to the International Endodontic Journal.

Kind regards

Paul Dummer

Editor, International Endodontic Journal

iejeditor@cardiff.ac.uk

ANEXO C - E-mail de Confirmação de Submissão do Artigo 2 ao International
Endodontic Journal

----- Forwarded message -----

From: <iejeditor@cardiff.ac.uk>

Date: 2010/12/7

Subject: International Endodontic Journal - Manuscript ID IEJ-10-00536

To: henriquepcarvalho@ig.com.br, henrique.carvalho@acad.pucrs.br

07-Dec-2010

Dear Mr. Carvalho

Your manuscript entitled "ANALYSIS OF THE MICROSTRUCTURE FOR EMS AND OF THE COMPOSITION FOR SDE OF ALLOYS OF NiTi 25.06" has been successfully submitted online to the International Endodontic Journal.

Your manuscript ID is IEJ-10-00536.

Please mention the above manuscript ID in all future correspondence or when calling the Editorial Office for questions. If there are any changes in your postal or e-mail address, please log in to ScholarOne Manuscripts at <http://mc.manuscriptcentral.com/iej> and edit your user information as appropriate.

You can also view the status of your manuscript at any time by checking your Author Centre after logging in to <http://mc.manuscriptcentral.com/iej> .

Thank you for submitting your manuscript to the International Endodontic Journal.

Kind regards

Paul Dummer

Editor, International Endodontic Journal

iejeditor@cardiff.ac.uk