

Cristiane da Costa

**Resistência à perda de corte de instrumentos
Rotatórios de níquel-titânio submetidos à implantação iônica de
nitrogênio**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da
Universidade de São Paulo, para concorrer ao Título
de Doutorado, pelo Programa de Pós-Graduação em
Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Endodontia.

Orientador: Prof. Livre-Docente Marcelo dos Santos

São Paulo

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Costa C. Resistência à perda de corte de instrumentos rotatórios de níquel-titânio submetidos à implantação iônica de nitrogênio [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo, / / 2006

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

*Aos meus queridos pais, **Rose** e **Villela**, pensamento constante que ilumina e incentiva cada passo dado nessa trajetória de luta. Amo muito vocês.*

*Ao meu eterno amor, **Aníbal**, companheiro inseparável, por fazer felizes todos os meus dias e acreditar que o amanhã será sempre melhor que hoje.*

*Ao nosso amado **bebê**, que ainda está por chegar e já é tão querido e amado por nós. Não há um só instante que consigamos controlar nossa ansiedade em te ter nos nossos braços.*

*Ao Senhor **Deus**, a quem devo toda honra e glória por me conceder pais, esposo e agora um bebê maravilhosos, amigos tão queridos e uma vida de trabalho e estudo.*

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador **Professor Livre-Docente Marcelo dos Santos** por ter estendido sua mão e acreditado mais uma vez que eu poderia trilhar essa caminhada. Minha sincera gratidão.

Ao **Professor Assoc Antonio Carlos Bombana**, pela tranquilidade e paciência com que atende e escuta a todos que o procuram. Muito obrigado por me deixar usufruir um pouco desse carinho.

À **Professora Doutora Neusa Alonso-Falleiros**, pela atenção, carinho e amizade que sempre dispensou nos momentos que precisei de seus conselhos.

À **Profa. Dra. Patrícia Ferrari**, mestra e amiga de todos aqueles que de você se aproximam. É com muito orgulho que trabalho ao seu lado e é com muito carinho que você estará sempre em minhas preces. Obrigado pela ajuda em todas as horas que precisei.

Ao **Prof. Dr. Evandro Luiz Siqueira**, pelo apoio e incentivo a mim atribuídos nos vários momentos de dúvidas e ansiedade. Um grande abraço. Conte sempre comigo.

À **Profa. Dra. Margarete Brzozowski**, por ser esta pessoa tão cativante. Saiba que sua amizade estará sempre guardada do lado esquerdo do peito.

Aos **Professores Doutores Giulio Gavini, Celso Caldeira, João Marcelo e Carlos Ade**, por terem aceitado, mais uma vez, fazer parte deste grande dia.

Ao **Professor Doutor Carlos Alberto dos Santos** que, mesmo tão distante, tornou possível realizar a metodologia deste trabalho. Agradeço a paciência e dedicação.

A todos os meus amigos da APCD, em especial à nossa equipe, **Patrícia Monteiro, Eliane, Carla, Rocio e Luigina** por motivar, incentivar, dar força e alento para a concretização desse sonho. Saibam que também estarei sempre ao lado de vocês.

Aos meus eternos amigos, família de coração, **Mônica, Marcelo, Cadú, Priscila, Walter, José Henrique, Fernanda, Rogério, Rodrigo, Adri, Cássio, Carla, Fábio, Meire, Alexia, Eric, Fernanda, Sandrinha e Alexandre**. Vocês são parte constante de nossas vidas, agradecemos a Deus por terem cruzado nosso caminho.

Aos **colegas do Doutorado**, pela solidariedade com que dividiram comigo todos os momentos desta difícil caminhada.

Aos meus **familiares** que torceram por esta conquista, principalmente àqueles que do céu zelam por nossos sonhos e paz.

Costa C. Resistência à perda de corte de instrumentos rotatórios de níquel-titânio submetidos à implantação iônica de nitrogênio [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

O presente estudo verificou o aumento da resistência à perda de corte de instrumentos produzidos em liga de níquel-titânio, após tratamento de implantação iônica de nitrogênio. Para tal, foram utilizados vinte e um instrumentos da marca K³ √ENDO, de nº 25.02, com 21 mm, divididos em dois grupos. O grupo 1 foi constituído por onze instrumentos submetidos à ação de uma câmara de implantação iônica de nitrogênio, servindo um deles como controle para a determinação da quantidade de íons implantados. O grupo 2 foi composto por dez instrumentos não submetidos ao processo de implantação iônica. Cada lima instrumentou 20 blocos de canais simulados 20.02 de 21 mm, previamente lavados em cuba ultra-sônica com detergente a 40°C por 10 minutos e depois com água bidestilada por mais 10 minutos. Os mesmos foram secos com jato de ar, voltaram para estufa a 40°C por 2 dias e finalmente pesados em balança analítica. Após cada instrumentação os blocos foram lavados em cuba ultra-sônica com detergente a 40°C por 20 minutos e pesados novamente. O ensaio de resistência à perda de corte foi realizado mediante a instrumentação de cada bloco com auxílio de um simulador de ação da instrumentação endodôntica, sendo a amplitude percorrida pelo contra-ângulo padronizada em 2,5 mm a cada penetração por 8 vezes atingindo um total de 2,0 cm para dentro do canal simulado, com força de penetração de 1,5 N. Quanto a resistência à perda de corte os resultados mostraram que os instrumentos implantados não apresentaram diferença estatisticamente significativa

em nível de 5 % ($\alpha = 0,5 \%$) até 20 usos. Porém, os instrumentos não implantados mostraram diferença estatisticamente significativa ($\alpha = 0,5 \%$) entre 5 e 15 usos, 5 e 20 usos, bem como entre 10 e 20 usos. Ao compararem-se instrumentos implantados e não implantados, observou-se que em 5 e 10 usos não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 5\%$). Já na comparação entre ambos com 15 e 20 usos a diferença foi estatisticamente significativa ($\alpha = 0,5 \%$). Lícito foi concluir, portanto, que o processo de implantação de íons de nitrogênio manteve a resistência à perda de corte de instrumentos produzidos em liga de níquel-titânio até 20 usos. Os instrumentos não implantados mostraram perda progressiva do poder de corte significativamente entre 5 e 15 usos, 5 e 20 usos, bem como entre 10 e 20 usos. Comparando-se instrumentos implantados e não implantados, observou-se que até 10 usos ambos comportaram-se igualmente no que respeita à perda de corte. Já na comparação entre ambos com 15 e 20 usos a diferença foi significativa.

Palavras-Chave: Instrumentação rotatória; Instrumentos endodônticos; Implantação iônica

Costa C. Cutting ability resistance in nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

The present study investigated the cutting ability resistance in nickel-titanium instruments after nitrogen ion implantation treatment. Twenty-one instruments of K³ √ENDO brand, number 20.02, with 21 mm, were divided in two groups. The group 1 submitted 11 instruments to nitrogen ion implantation chamber, while on served as positive control for the determination of the ion implantation quantity. In group 2, the 10 instruments were not submitted to ion implantation treatment. Each file instrumented 20 acrylic blocks 20.02 with 21 mm, previously washed in ultrasonic container with detergent in 40°C for 10 minutes and then with bidestiled water for 10 minutes. They were dried and put in a 40°C stove for 2 days and finally weighed in analytic balance. After instrumentation the blocks were washed for 20 minutes and weighed again. The usage essay was realized through the instrumentation of each block using an endodontic instrumentation simulated action, with a 2,5 mm standardized distance for 8 times, getting a total of 2,0 cm inside the simulated canal with a strong penetration of 1,5 N. The results showed that there was no statistical difference in cutting resistance of instruments treated with ionic implantation process until 20 uses. Although in the non treated instruments there was a gradual reduce in cutting ability resistance from 5 to 20 uses. The conclusion was that the nitrogen ion implantation process increases the cutting resistance of nickel-titanium instruments.

Key-words: Rotary instrumentation; Endodontic instruments; Ion implantation

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Vista externa da câmara de implantação iônica	54
Figura 4.2 - Instrumentos posicionados no suporte giratório da câmara de implantação iônica.....	55
Figura 4.3 - Simulador de ação da instrumentação endodôntica e detalhe do tensiômetro.....	55
Figura 4.4 - Detalhe da régua: a) ponto inicial sem ação da instrumentação e b) marcando 2,5 mm a partir do ponto inicial considerado na figura a, indicando a amplitude percorrida pelo instrumento para dentro do bloco.....	55

LISTA DE QUADROS, TABELAS E GRÁFICOS

- Tabela 5.1 - Valores originais da espessura, em Ângstrons, e da concentração de nitrogênio, em porcentagem atômica atômica, encontrados no instrumento e dados do filme.....56
- Tabela 5.2 - Valores das médias, em miligramas, encontrados para a perda de peso ocorrida nos blocos de resina antes e após a instrumentação das amostras do grupo 1 (G1) usadas 5, 10, 15 e 20 vezes.....57
- Tabela 5.3 - Diferenças percentuais entre as médias da perda de corte para as limas implantadas (G1) após a instrumentação de blocos de canais simulados usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes comparadas entre si.....58
- Tabela 5.4 - Diferenças percentuais entre as médias da perda de corte para as limas não implantadas (G2) após a instrumentação de blocos de canais simulados usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes comparadas entre si.....59
- Tabela 5.5 – Diferenças percentuais entre as médias da perda de corte para as limas implantadas (G1) com as não implantadas (G2) após a instrumentação de blocos de canais simulados usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes

comparadas entre si.....	59
Gráfico 5.1 - Valores das médias, em miligramas, encontrados para a diferença da perda de peso ocorrida nos blocos de resina contendo canais simulados após a instrumentação com amostras do grupo 1 (G1) e 2 (G2) usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes.....	57
Tabela Ap.A1 - Valores originais, em miligramas, encontrados para a diferença da perda de peso ocorrida nos blocos de resina contendo canais simulados após a instrumentação com as amostras implantadas (G1) usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes.....	86
Tabela Ap.A2 - Valores originais, em miligramas, encontrados para a diferença da perda de peso ocorrida nos blocos de resina contendo canais simulados após a instrumentação com as amostras não implantadas (G2) usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes.....	87
Quadro Ap.A3 - Teste de aderência à curva normal, valores originais, para os grupos G1 (amostras implantadas) e G2 (amostras não implantadas).....	88
Quadro Ap.A4 - Resultados da Análise de Variância.....	88

Quadro Ap.A5 - Resultados do teste de Tukey para as comparações das médias.....	89
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAE	American Association of Endodontists
ANSI/ADA	American National Standards Institute / American Dental Association
A/cm ²	ampère por centímetro quadrado
cm	centímetro
ISO	International Standards Organization
Kev	Kilo eletrovolt
μA/cm ²	micro-ampère por centímetro quadrado
mm	milímetro
MV/s	milivolts por segundo
n°	número
rpm	rotações por minuto
Torr	Unidade de pressão

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
3 PROPOSIÇÃO	48
4 MATERIAL E MÉTODOS	49
4.1 Material	49
4.2 Métodos	51
4.2.1 Grupos experimentais.....	51
4.2.2 Confeção dos blocos de canais simulados.....	52
4.2.3 Ensaio de resistência à perda de corte.....	53
5 RESULTADOS	56
6 DISCUSSÃO	62
7 CONCLUSÕES	72
REFERÊNCIAS	73
APÊNDICES	86

1 INTRODUÇÃO

O preparo do canal radicular desenvolve-se com o auxílio concomitante de instrumentos endodônticos e substâncias químicas auxiliares à instrumentação, buscando obter adequada modelagem, limpeza e desinfecção.

Ressalta-se nesse tempo operatório, o papel dos instrumentos endodônticos que ao manterem o contato com as paredes dentinárias, promovem o corte do tecido, removendo contaminações e proporcionando a modelagem ideal do espaço endodôntico para posterior obturação.

Atenta à importância desses instrumentos, a indústria odontológica vem investindo em alta tecnologia, sendo fortemente auxiliada pela engenharia metalúrgica. Essa parceria mostrou-se tão promissora que nas últimas décadas as limas endodônticas mudaram seus desenhos, formas, composição química e modo de ação de maneira surpreendente. Sendo que hoje, técnicas de instrumentação do canal radicular surgem e se modificam com enorme velocidade, como é o caso dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio.

Embora tenham melhorado seu desempenho, diminuído o tempo de trabalho e facilitado o procedimento terapêutico, o custo final pode ser um fator limitante. Para muitos profissionais o elevado custo desses instrumentos ainda não permite que sejam utilizados em seus pacientes de modo rotineiro.

Outro contratempo, ainda mais importante, desses instrumentos é a insuficiente resistência à fadiga e o acúmulo de tensão gerado pela ação do motor, podendo levar à fratura do instrumento no interior do canal radicular durante a terapia endodôntica, apesar das modernas secções transversais.

Entretanto, devido à praticidade e qualidade final do preparo do canal, houve definitiva aceitação desses instrumentos pela comunidade odontológica. Assim, deu-se ênfase a diversas pesquisas acerca de suas características e propriedades mecânicas como a resistência a torção, flexão e desgaste. Hoje o que chama a atenção são os métodos para alterar a superfície dos instrumentos, visando melhorar fragilidades que as novas formas não conseguiram compensar.

Dentre tais tratamentos cita-se, por exemplo, nitretação a plasma, acúmulo de nitrogênio por deposição a vapor, implantação de boro e implantação de íons de nitrogênio.

Estudos mostram que o tratamento de superfície por implantação iônica de nitrogênio vem superando os demais processos quanto à melhora das propriedades físicas de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Está provado que o mesmo aumenta a resistência à corrosão em 47% e a resistência à fratura por torção em 56% que, por consequência torna esses instrumentos mais seguros. Outra vantagem é que o tratamento não altera a carga necessária para a flexão da lima implantada, mantendo a flexibilidade da mesma.

Este processo faz uso de uma fonte implantadora de íons de nitrogênio, um acelerador onde o feixe de íons é acelerado até a energia desejada e uma câmara de alvos onde são colocadas as limas de modo a serem atingidas uniformemente pelo feixe de íons acelerados. A aplicação do tratamento é imediata e reprodutível, além de não induzir contaminantes e nem tensões no material implantado.

Somando-se positivamente a isso, a microscopia eletrônica de varredura mostrou que instrumentos rotatórios de níquel-titânio novos, sem implantação iônica, apresentam defeitos em suas superfícies e lâminas de corte, ao contrário dos tratados. Nota-se, então, que o processo de fabricação de limas endodônticas que

não faz uso de tratamento de superfície é incapaz de evitar tal acontecimento, mesmo com o advento de sofisticados computadores e máquinas de esmeril multi-eixo utilizados para sua fabricação.

Vistas inúmeras vantagens do processo de tratamento de superfície das limas, se tal tratamento aumentasse também a resistência ao desgaste das lâminas de corte, os instrumentos seriam capazes de instrumentar mais canais radiculares antes de serem descartados.

Dessa forma, segue-se encorajando novas pesquisas que avaliem o comportamento desses instrumentos expostos à implantação iônica, frente a outros ensaios, como o de resistência à perda de corte, visando obter um processo que resulte em uma lima mais segura e durável ao manuseio, tornando sua utilização uma prática diária do clínico e do endodontista durante o preparo do canal radicular.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Na busca da melhora do tratamento endodôntico, uma variedade de técnicas e principalmente de instrumentos tem sido propostos ao longo da história. Há muito, pesquisadores vêm mostrando-se geniais na elaboração e confecção de aparatos para remoção da polpa, limpeza e modelagem do canal radicular, podendo-se apontar sondas confeccionadas a partir de cordas de piano sulcadas e também mola de relógio farpada. Ambas com o intuito de adentrar o canal radicular e promover o alívio da dor.

As limas endodônticas eram confeccionadas sem qualquer normatização, resultando em falta de qualidade e ausência de uniformidade. Ingle (1955) chamou atenção sobre a ausência de parâmetros na fabricação dos instrumentos endodônticos, sugerindo a padronização do aumento seqüencial de seus diâmetros que não coincidiam com o dos cones de guta-percha, o que dificultava a posterior obturação dos canais radiculares.

Assim, a padronização desse arsenal foi proposta por Ingle e Levine (1958), que discutia a relação entre o desenho e seu uso clínico, e Ingle (1961), sendo adotada pela American Dental Association - ADA (1962), o que culminou na elaboração de normas estandardizadas e numa considerável contribuição para o aprimoramento e simplificação da técnica de instrumentação, mudando em definitivo o rumo da Endodontia.

Tentando manter a forma original do canal radicular durante a instrumentação, de forma prática e segura, as pesquisas seguiram na busca de um instrumento ideal. Craig e Peyton (1962) observaram que a eficiência de corte do

instrumento era uma característica pela qual um instrumento endodôntico poderia ser avaliado. Porém tal capacidade dependia tanto das dimensões do instrumento, oriundas de seu desenho, quanto das características do material usado em sua fabricação.

Oliet e Sorin (1965), observaram a constante tensão das limas ao longo de canais curvos no curso da instrumentação, podendo levar à fratura e consideraram a importância de estudos em torno das características das limas para aumentar sua vida útil. Também atentos a essa problemática, Craig, Mciwain e Peyton (1968) observaram, em seu experimento, ser o aço inoxidável mais vantajoso para o uso clínico devido sua maior ductilidade, isto é, ter maior capacidade em sofrer deformação permanente sem fraturar, quando comparado ao aço carbono.

Oliet e Sorin (1965) deixaram claro a superioridade do aço inoxidável e também a íntima relação da secção transversal da lima com sua capacidade de corte, quando compararam a secção triangular com a quadrangular e mostraram ser a primeira mais eficiente. Schilder (1974), já mostrava que a instrumentação do canal radicular deveria conferir-lhe a forma tronco-cônica com a extremidade voltada para o ápice e isso, sem dúvida, seria facilitado pela utilização de menor diâmetro um instrumento que copiasse a forma almejada e vencesse eventuais anfractuosidades.

Com tantos estudos afirmando a importância das diversas propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos a ADA (1975 a e b) não tardou em otimizar a padronização dos instrumentos endodônticos, aprovando a especificação n° 28 *Specification n° 28 for Endodontic Files and Reamers* e a n° 29 *General Specification for Hands Instruments*, que propuseram a normatização quanto à produção desses instrumentos, sendo publicadas no ano seguinte.

Segundo a especificação nº 28 da ADA (1975a), os instrumentos poderiam ser fabricados em aço carbono ou em aço inoxidável. Entretanto, em função de vantagens como: capacidade de corte, resistência à corrosão e à fratura, as limas de aço inoxidável já eram preferidas quando comparadas com as de aço carbono. Assim, os estudos passaram a valer-se de instrumentos endodônticos fabricados segundo as especificações citadas, abrindo espaço para novas sugestões.

A melhoria da qualidade tornou-se necessária, como também o desenvolvimento de novos processos de produção de instrumentos. Cyvjan, Huget e Desimon (1975), foram os primeiros a avaliar o potencial de aplicabilidade das ligas de níquel-titânio em Odontologia, mostrando especial interesse no efeito memória. No entanto, essa liga só viria a fazer parte dos aparatos endodônticos no final da década seguinte.

Enquanto isso, os pesquisadores na área da Endodontia continuavam seus esforços em mostrar aos fabricantes de limas o quanto ainda teriam que melhorar sua linha de produção. Segall et al. (1977) analisaram o grau de limpeza e possíveis defeitos em 270 novos instrumentos nº 25 novos, de três diferentes marcas, com o auxílio de um microscópio com aumento de 37,5 vezes. Os autores observaram que nenhum instrumento poderia ser considerado totalmente limpo e relataram ter encontrado farpas e plásticos, além de defeitos como diferenças nos espaços entre as lâminas, sugerindo à AAE que incluíssem no código de standardização um controle de qualidade final e limpeza.

Roane e Sabala (1984) examinaram a deterioração estrutural existente em 403 limas tipo K de números 8 a 60, da mesma marca, descartadas após 2 meses de uso clínico. A análise sugeriu que os instrumentos de menor calibre

apresentavam-se, na grande maioria, mais distorcidos antes da fratura, do que os de maior calibre.

Também com o propósito de observar a deterioração de limas endodônticas de aço inoxidável, de marcas e secções transversais diferentes, Montgomery, Canales e Del Rio (1984) instruíram dezoito estudantes na instrumentação de 126 dentes extraídos. Notaram que, apesar do número de limas deterioradas ter sido baixo e não terem ocorrido fraturas, a análise estatística mostrou não haver diferenças significantes entre as marcas. A maioria das limas que deterioraram era de nº 10 e ocorreu em canais de molares, sendo sugerido pelos autores, como uma lima descartável independente da secção transversal apresentada.

Scott e Walton (1986), instrumentaram 124 canais radiculares com 22 limas de aço inoxidável e 11 diamantadas desenhadas especificamente para uso ultrassônico e verificaram, com o auxílio de microscópio eletrônico de varredura (MEV), que após 20 minutos de uso, apresentavam-se em bom estado e sem distorções apesar de ser possível distinguir nitidamente quais eram as fotos das limas sem uso fotops das limas após o uso.

No mesmo ano, Yesilsoy et al. (1986) atentaram para o fato de que a deterioração das limas de aço inoxidável não se dava apenas pelo atrito com as paredes do canal durante a instrumentação e o contato com as substâncias químicas, mas também pela constante manobra de pré curvá-las antes de adentrar canais curvos. Em fotos de 36 limas nº 15 e nº 25, obtidas no MEV, observaram distorções das espiras e maior acúmulo de debris entre elas após a remoção do canal.

Durante toda essa década, estudiosos perseguiram novas formas, secções e ligas que resultassem em um instrumento mais seguro e com maior vida útil.

Bombana (1985) contribuiu com a pesquisa odontológica atentando que a composição da liga metálica e os cuidados utilizados na fabricação do instrumento estão vinculados ao seu desempenho. Assim, analisou quantitativamente a composição química das ligas de aço inoxidável empregadas na confecção das limas tipo K de quatro procedências (Kerr, Maillefer, Antaeos e Zipperer), K-Flex e Flexofile, comparadas com as especificações determinadas pela norma nº 29 ANSI/ADA. Com auxílio da espectrofotometria de absorção atômica para os elementos metálicos e gasometria para o carbono e enxofre, o autor concluiu que todas as amostras analisadas encontravam-se dentro das especificações nº 29 quanto à composição da liga, com exceção da lima Flexofile da marca Maillefer. Tal lima apresentou maior quantidade de molibdênio, que endurece a mesma proporcionalmente ao valor da sua concentração. O autor ressaltou que a variação dos elementos na composição reflete-se no uso clínico, por exemplo, conferindo maior ou menor capacidade de corte ao instrumento.

Seguindo a linha de pesquisa metalúrgica, Wallia, Brantley e Gertein(1988) introduziram na Endodontia uma nova geração de limas manuais confeccionadas a partir de liga com baixo módulo de elasticidade, composta de 55% de níquel e 45% de titânio, e extraordinária flexibilidade mostrando ser promissora em preparos de canais radiculares curvos.

O níquel-titânio está entre as ligas metálicas que apresentam o fenômeno de efeito memória. Segundo os mesmos autores, esse efeito associa-se à transformação martensítica induzida pela deformação seguida de reversão para a austenita, após o descarregamento. A fim de elucidar propriedades termomecânicas, em arcos ortodônticos de níquel-titânio, Lee et al. (1996) no mesmo ano, conduziram estudo preliminar com o auxílio de um calorímetro associado ao teste mecânico de

flexão. Verificaram que a temperatura que permite a transformação da liga testada, é próxima à temperatura ambiente ($23\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2$).

Enquanto a busca de um instrumento ideal seguia o curso das pesquisas odontológicas, a ADA (1989) atualizava a especificação n° 28 e os cirurgiões-dentista procuravam, na rotina clínica, uma forma de minimizar a incidência de acidentes durante a instrumentação do canal radicular. Com a intenção de oferecer aos profissionais parâmetros para prevenção da fratura de instrumentos endodônticos, Sotokawa, 1990, apresentou protocolo no qual, com base em sua experiência pessoal e observações clínicas, sugeriu o descarte de instrumentos endodônticos conforme o número de vezes que havia sido utilizado, ou mesmo em relação ao tempo em que foram disponibilizados para o uso clínico, propondo que os profissionais adequassem suas respectivas demandas de atendimento e estado visual dos instrumentos ao protocolo.

Com isto, o referido autor despertou, na comunidade científica, o interesse em atentar aos profissionais da Odontologia que os instrumentos, até então presentes no mercado, fossem mais monitorados e periodicamente descartados durante a prática da terapia endodôntica. Surgiram assim, inúmeras pesquisas que dispunham de MEV para mostrar em grandes aumentos o desgaste que ocorria nas limas após o uso.

Zuolo, Walton e Murgel (1992), examinaram em MEV 100 instrumentos Canal Master números 20, 40 e 60, antes e após o preparo de 140 canais curvos em dentes extraídos, por 1, 3, 5 e 7 minutos. Foi observada maior deterioração e desgaste das lâminas de corte nos instrumentos de n^{os} 20 e 40, sendo que o n° 60 apresentou consideravelmente menor evidência de uso ou outros defeitos.

Serene, Adams e Saxena (1992), também preocupados com o tempo de vida útil dos instrumentos endodônticos, analisaram limas manuais de níquel-titânio, recém incorporadas ao mercado, antes e após o uso. Com o auxílio do MEV, no aumento de 50 e 180 vezes, observaram que tais limas poderiam ser utilizadas na instrumentação de canal radicular por até 10 vezes, visto que não tivessem sido usadas em canais atrésicos ou calcificados.

Parecia estar nessa liga o futuro da instrumentação endodôntica. Entretanto havia necessidade de mais avaliações do níquel-titânio, principalmente quanto às modificações introduzidas no processo de fabricação de instrumentos. Yoneyama, Doi e Hamanaka (1992) analisaram a influência da quantidade de titânio nas propriedades de tensão das ligas de níquel-titânio. As investigações levaram os autores a perceber que a resistência à força exercida, aumentava com a diminuição da quantidade de titânio presente na liga, o que interferia na flexibilidade final dessa. No ano seguinte, Nardi, Gambarini e Tosti (1993), numa revisão da literatura, retomaram a aplicação do níquel-titânio em instrumentos endodônticos favorecendo a qualidade da instrumentação de canais curvos, porém enfatizando a necessidade de maior conhecimento de suas características e adestramento previamente à aplicação clínica.

A Endodontia seguia com a forte presença do aço inoxidável na clínica diária, mas ainda com uma pobre padronização e falhas no controle de qualidade do produto durante sua fabricação, visto por Stenman e Spangberg (1993), o que eventualmente poderia acarretar acidentes e afetar diretamente o resultado final do tratamento endodôntico. Então, pesquisando formas de melhorar a confecção dessas limas, Santos (1994) propôs um tratamento térmico de recristalização com o auxílio de um forno de recozimento a 600°C por 1 hora, buscando diminuir o

encruamento original, aliviar as tensões induzidas e melhorar a qualidade final do instrumento de aço inoxidável tornando-o mais resistente à torção na ordem de 30 % a 102 %.

Outro passo importante para a conscientização dos fabricantes quanto a busca de um acabamento superior ao que vinha sendo apresentado, foi o estudo de Zmener e Speilberg (1995), que observou que nenhuma das 120 limas novas, de aço inoxidável observadas, estavam livres de cavacos e partículas metálicas. O aumento de 150 vezes em MEV, denunciou tais sujidades ao longo das espiras, provavelmente oriundas do processo de fabricação.

Kazemi, Stenman e Spanberg (1995 b) analisaram limas manuais de aço inoxidável, acionadas por meio de micromotor a ar, quanto à resistência ao desgaste após o uso. Os autores observaram, em MEV, que as limas se desgastaram rapidamente, perdendo o corte, quando utilizadas em amostras de osso bovino e sugeriram ser as limas endodônticas testadas descartáveis. Isso mostrava realmente a necessidade da utilização de novos tratamentos e/ou novas ligas metálicas na confecção dos instrumentos endodônticos.

No caso da liga de níquel-titânio, Kazemi, Stenmen e Spanberg (1995 a) testaram 30 limas manuais de cada uma das marcas que faziam uso dessa liga até então; e, observaram uma grande variação no desempenho, eficiência e resistência ao uso entre elas, após terem instrumentado dentes extraídos. Os autores atribuíram tal diferença ao desenho e à forma de obtenção dos produtos finais.

Os fabricantes não tardaram a apresentar modernos sistemas rotatórios de níquel-titânio como, por exemplo, o Profile, com conicidades variadas, desenho arrojado e distinto frente as secções transversais até então existentes, permitindo que a dentina excisada fosse removida à medida que o instrumento avança no canal

radicular, Tepel *et al.* (1995). Esse sistema mostrou-se promissor em modelar o canal radicular com maior rapidez, no entanto, muitas propriedades necessitavam ainda passar por avaliações.

Zuolo e Walton (1995) compararam a deterioração e ocasionais fraturas de 60 limas de níquel-titânio rotatórias Profile, níquel-titânio manuais, e de aço inoxidável. Os espécimes foram analisados em MEV antes e após a instrumentação de canais mesiais de molares inferiores com 15 a 30 graus de curvatura, por 22 minutos ou até que a fratura do mesmo ocorresse nesse intervalo. Quanto à resistência ao uso, notaram que as limas de aço inoxidável se deterioraram mais rapidamente, seguidas pelas rotatórias do sistema Profile e imediatamente pelas manuais de níquel-titânio, sendo que após 6 minutos as limas de aço inoxidável se apresentavam sem condições de uso, as Profile após 12 minutos e as de níquel-titânio manuais após 18 minutos. Durante o preparo dois instrumentos Profile e um de cada um dos grupos manuais fraturaram.

Kazemi, Stenman e Spanberg (1996) avaliaram a eficiência de corte e também o desgaste de instrumentos de níquel-titânio em função do número de uso em blocos de acrílico e osso bovino, propondo-se comparar os resultados com limas de aço inoxidável. Todas eram acionadas a micromotor, sendo que a peça de mão com o auxílio de um braço mecanizado, exercia pressão constante durante a instrumentação. Puderam concluir que as limas de níquel-titânio, quando comparadas às de aço inoxidável, demonstraram melhor eficiência de corte e maior resistência ao desgaste.

Ficava cada vez mais clara a importância da liga de níquel-titânio na confecção dos instrumentos endodônticos, porém havia que se atentar ao desenho, tratamento e acabamento superficial durante o processo de fabricação. A rotação do

instrumento endodôntico dentro do canal radicular era o que mais se perseguia devido à rapidez, conforto e facilidade que isso proporcionava ao profissional. No entanto, trabalhos científicos como o de Marsicovetere, Clement e Del Rio (1996) mostravam que os instrumentos rotatórios necessitavam de tratamentos mais adequados. Os autores observaram na análise morfométrica de 216 instrumentos de níquel-titânio Lightspeed, pontos de corrosão e a presença de farpas e cavacos nas lâminas de corte na grande maioria dos espécimes, sendo sugeridas outras análises das propriedades físicas e uma nova especificação que regulamentasse o controle de qualidade dos novos instrumentos rotatórios em níquel-titânio.

Lee et al. (1996) notaram que as vantagens da liga de níquel-titânio contrastavam com a baixa dureza de sua superfície comparada ao aço inoxidável. Os pesquisadores utilizaram o processo de implantação iônica para aumentar a dureza da superfície dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio, o que poderia resultar em maior capacidade de corte e, conseqüentemente, maior vida útil, sem afetar a flexibilidade da lima. Para isso, uma alta concentração de íons boro foi incorporada na liga com uma dose de implantação de $4,8 \times 10^{17}$ boro/cm² a 110 Kev. Por difração de raio X foi possível identificar alterações na microestrutura, sendo sugerida a realização de testes físicos.

Himel et al. (1996) confirmaram a presença definitiva das limas de níquel-titânio na prática endodôntica, visto que ao analisarem canais simulados curvos instrumentados por 81 universitários com limas de níquel-titânio e aço inoxidável, notaram melhor modelagem dos canais preparados com limas de níquel-titânio que dos preparados com as de aço inoxidável pelos mesmos estudantes. A avaliação foi feita com auxílio da projeção das fotografias dos blocos, com aumento de 14 vezes, antes e após a instrumentação. Segundo os pesquisadores, também foi possível

observar que o comprimento de trabalho foi mantido com maior frequência nos canais instrumentados com as limas de níquel-titânio.

Outra vantagem das limas de níquel-titânio é a boa resistência à corrosão, mostrada por Wever et al. (1997). Após ensaio eletroquímico com solução de hipoclorito de sódio, sugeriram que essa propriedade seja oferecida pela presença de uma película passiva de óxido de titânio na camada superficial externa.

Segundo Walton e Rivera (1997), com a introdução da liga de níquel-titânio, tornou-se prático desenvolver uma lima que pudesse ser usada eficientemente como um instrumento rotatório em canais radiculares moderadamente curvos, pois a lima de aço inoxidável não tem a flexibilidade necessária para ser usada em movimentos rotatórios sem modificar a trajetória original desses. Para o autor e McKendry e Krell (1997) os três principais sistemas disponíveis, até então, como importantes alternativas eram: Profile, Quantec e Lightspeed. Embora apresentando configurações diferentes, todos os três possuem algumas características básicas em comum no que diz respeito à guia radial plana. De acordo com o fabricante, ela impede que o instrumento desgaste as paredes do canal de modo descontrolado e também contribui para a resistência do instrumento com a massa periférica relativamente aumentada.

No afã de desvendar as novas tecnologias, o sistema rotatório Profile foi novamente testado por Zuolo e Walton (1997), quando observaram que embora os instrumentos rotatórios de níquel-titânio tenham resistido melhor à deterioração pelo uso que os de aço inoxidável, representaram a maior parte dos instrumentos fraturados. De acordo com os autores, provavelmente tal acontecimento tenha sido ocasionado pelo torque dos motores que merecem maior atenção. Segundo Lopes, Elias e Siqueira (1997) o torque gerado pelo sistema rotatório poderia ser o

responsável pela deformação desses instrumentos e, de acordo com Gonçalves (1997) a resistência à fratura desses instrumentos está intimamente relacionada com a pressão exercida sobre o instrumento, com os movimentos aos quais será subordinado e ao tempo de uso que serão submetidos.

Uma análise do sistema Lightspeed, contando com o auxílio do MEV, foi realizada pelos autores Mareending, Lutz e Barbakow (1998). Eles utilizaram 132 instrumentos, os quais prepararam canais de pacientes do Departamento de Periodontia e Dentística da Faculdade de Odontologia de Zurique. Após o uso da lima em 18 canais foi observada a prevalência de microfaturas, pontos de corrosão e rachaduras por fadiga, sendo recomendado o descarte com no máximo 6 usos e imediatamente após o uso em canais calcificados ou severamente curvos.

A deterioração de instrumentos rotatórios de níquel-titânio também foi assunto do trabalho de Rapisarda e Bonaccorso (1998a). Os autores consideraram as diferentes conicidades do sistema Profile (.04 e .06) e a velocidade do motor elétrico. Oito molares e oito pré-molares, com um total de 36 canais radiculares, foram instrumentados, com as duas diferentes conicidades, durante 180 segundos a velocidade de 200 rpm. Cada amostra foi analisada ao MEV antes e após a instrumentação de cada uma das raízes, seguindo esse protocolo até a fratura do instrumento. Com base nos resultados obtidos os autores concluíram que os instrumentos analisados apresentaram boa resistência ao uso, porém se utilizado por tempo superior a 360 segundos dentro do canal radicular há o risco do instrumento fraturar, principalmente os de conicidade .04 por apresentarem menor massa metálica.

Dovgan (1998) incentivou a utilização dos sistemas rotatórios na prática endodôntica ao relatar os cuidados a serem tomados com esses instrumentos, a fim

de minimizar eventuais acidentes. Tendo como exemplo o uso de baixa velocidade (150 a 250 rpm), não deixar o instrumento girando no mesmo lugar, nem forçá-lo na penetração do canal radicular e fazer uso de lubrificante durante a instrumentação. O autor também atentou para as vantagens das diferentes conicidades oferecidas pelos fabricantes, que favorecem a técnica cérvico-apical resultando em preparo mais rápido, uniforme e centralizado, fazendo jus às inovadoras secções transversais.

Rapisarda et al. (1998b), do mesmo modo, contribuíram com as pesquisas sobre instrumentos rotatórios chamando a atenção para a relação entre a deterioração das limas e suas diferentes conicidades. Foram instrumentados 8 molares e 8 pré-molares extraídos, no total de 36 canais radiculares, com auxílio do sistema Profile de números 15, 25, 30 e 45 e conicidades .04 e .06 durante 18 segundos cada. Os instrumentos foram observados no microscópio eletrônico de varredura antes e após o uso. As análises mostraram que os instrumentos de menor conicidade (.04) e menor número (15) estão sujeitos a deterioração mais rápida que os de maior conicidade e número. Os autores chamaram a atenção para o fato de que todas as amostras apresentaram alterações morfológicas após 180 segundos, isso mostra que mesmo sendo o sistema rotatório um representante do progresso na Endodontia, os instrumentos ainda sofrem inevitável tensão mecânica, podendo resultar em fratura durante sua utilização.

Eggert, Peters e Barbakow (1999) analisaram os instrumentos rotatórios Lightspeed, a luz do MEV com aumentos de 120 a 400 vezes. Os autores elaboraram um suporte no qual as limas eram colocadas sempre na mesma posição a fim de serem fotomicrografadas nos ângulos de 90, 180, 270 e 360 graus. As limas de número 20 a 32,5 prepararam 9 canais radiculares de molares inferiores, as de

35 a 60 instrumentaram 18 canais e as de 65 a 100 modelaram 36 deles. Nenhuma fraturou durante a instrumentação, mas todas apresentaram uma ou mais imperfeições, resíduos, pites e cavacos, mesmo antes do uso. Os operadores notaram que as limas com maior quantidade de defeitos eram as que mais apresentavam dificuldades durante o preparo, portanto concluíram que a alta qualidade na fabricação delas é sem dúvida, a meta para melhorar sua eficiência.

No mesmo ano, Bonetti Filho et al. (1999) também obtiveram fotomicrografias, com aumento de 40 vezes, de instrumentos de níquel-titânio. Nesse trabalho avaliaram morfometricamente instrumentos de números 15, 20, 25 e 30, assim que foram removidos das embalagens e depois de prepararem 150 pré-molares superiores 1, 3 e 5 vezes. Observaram que as limas não apresentavam anormalidades em suas formas, mas que os menores tamanhos deveriam ser descartados após o quinto uso.

Tongbaiyai e Torabinejad (1999) analisaram quantas vezes os instrumentos Profile de números 2 a 7 e conicidade .04 poderiam ser utilizados no preparo de canais radiculares antes do descarte. Para tanto, foram instrumentados 120 canais mesiais de molares extraídos com grau de curvatura moderado. Todas as limas foram usadas e autoclavadas até que ocorresse a fratura ou chegasse a vinte ciclos de esterilização. Os instrumentos que resistiram após esse período foram: dez n° 2, sete n° 3, seis n° 4, dois n° 5, um n° 6 e nenhum n° 7. A análise estatística mostrou que a média do número de usos seguido de autoclavagem para os instrumentos de números 3, 4, 5, 6 e 7 foi de 10, 18, 14, 12 e 13 respectivamente, porém, os autores sugerem que os instrumentos Profile de conicidade .04 sejam utilizados no máximo por 10 vezes.

Torrise e Dimarco (1999) instrumentaram canais simulados com limas do sistema Profile, de números 15, 30 e 45 e conicidade .04 a 300 rpm durante 20, 80 e 120 segundos. Os blocos foram pesados antes e depois da instrumentação, sendo que durante o preparo a temperatura foi monitorada por um fino termômetro conectado diretamente na haste da lima. As alterações morfológicas dos instrumentos foram observadas no MEV com aumento de 900 vezes. A partir dos resultados obtidos os autores sugeriram algumas maneiras de evitar a fratura do instrumento durante o preparo químico-cirúrgico. A primeira é manter velocidade baixa (menor que 300 rpm), visando diminuir a tensão do instrumento e a segunda é não permanecer no canal por mais de 20 segundos. O aumento do tempo de permanência do instrumento desgastando o canal resultou no aumento da temperatura gerada pela fricção da lima no bloco acrílico, levando a perda de corte e redução da capacidade de remoção do acrílico em 40% com possível fratura do instrumento. E por fim salientaram a importância do uso de um lubrificante para manter baixa a temperatura da lima, diminuindo o atrito do instrumento durante a terapia endodôntica.

O efeito da velocidade de rotação, quanto à ocorrência de distorções ou fraturas, em 320 instrumentos rotatórios de níquel-titânio Profile de conicidade .04 foi avaliado por Gabel et al. (1999). Os autores observaram que vinte e sete instrumentos fraturaram ou distorceram ao prepararem blocos acrílicos com a velocidade de 300 rpm e apenas um fraturou quando utilizaram a velocidade de 150 rpm. A maior parte das fraturas ou distorções ocorreram nos 5 mm finais da lima, sendo que não foi detectada distorção previamente à fratura e em alguns casos a porção fraturada era tão pequena que só foi detectada à luz da microscopia eletrônica de varredura. De acordo com os resultados, os autores afirmaram que a

utilização de baixa velocidade rotacional aumenta a durabilidade dos instrumentos e previne acidentes durante o preparo endodôntico.

O surgimento de variados instrumentos destinados ao preparo do canal radicular aguçou a curiosidade dos pesquisadores em relacionar não só o tipo de liga metálica, mas o desenho ideal para determinados casos clínicos. Schäfer (1999 a e b) demonstrou, com o auxílio de protótipos confeccionados em aço inoxidável com o mesmo número de espiras, que a secção transversal losangular apresentou maior eficiência de corte e melhor desempenho em manter a curvatura de canais simulados, seguida pela triangular e quadrangular. Isso confirmou que as propriedades metalúrgicas e as formas geométricas podem influenciar no resultado final da instrumentação endodôntica, mostrando a dificuldade em obter-se um instrumento ideal numa mesma liga metálica, pois o ganho em algumas propriedades pode eventualmente determinar o prejuízo de outras.

Visto que as limas de níquel-titânio rotatórias se tornaram as preferidas dentre os endodontistas e educadores, como mostraram Baumann (1999). Não tardou o investimento em novas formas e desenhos desses instrumentos.

Turpin, Chagneau e Vulcain (2000) compararam teoricamente secções transversais muito interessantes, a hélice tripla e o U triplo. Com auxílio da computação gráfica, um programa calculava a área de superfície, o perímetro, a circunferência e as zonas de tensão. Com esses modelos e parâmetros teóricos, os autores concluíram que a secção de hélice tripla, por possuir maior massa periférica, seria a escolha ideal para casos com canais mais estreitos e menos curvos que necessitassem da incidência de maior força operatória e, que o inverso serviria para U triplo por apresentar-se mais flexível na simulação computadorizada.

Outra inovação em secções transversais foi a série Quantec que, de acordo com Sydney, Batista e Melo (2003), introduziu mudanças significativas no conceito do preparo do canal radicular com sistemas automatizados. Os autores citam que esses instrumentos possuem secção transversal com dois dentes de corte diametralmente opostos, e sentido de hélice à esquerda. A superfície de ataque apresenta espaço grande, o qual tem por finalidade coletar o material excisado, e que, a maior quantidade de massa metálica em seguida à borda cortante da banda radial diminui significativamente o risco de fratura.

Em relação à fratura de instrumentos rotatórios para uso endodôntico Sattapan et al. (2000) deram importante contribuição aos estudos da questão ao analisarem o tipo e a frequência de defeitos em 378 instrumentos Quantec, após o uso numa rotina clínica por 6 meses. Todos os espécimes haviam sido descartados, por um especialista em Endodontia, em função da diminuição na eficiência de corte, fratura ou qualquer outro defeito visto a olho nú, sem registro do número de vezes que cada lima havia sido utilizada. Os autores puderam observar que quase 50% das limas apresentavam defeitos visíveis e 21% estavam fraturadas. A fratura por torção ocorreu em 55,7% das amostras coletadas, o que, segundo eles, pode ter sido ocasionado pela excessiva força em direção apical durante a instrumentação.

Defeitos na superfície desses instrumentos rotatórios também foram observados por Costa, Alonso-Falleiros e Santos (2000), a luz do MEV com aumento de 700x. Foram analisadas as superfícies de cinco instrumentos novos de níquel-titânio de cada uma das marcas Quantec, Profile e Pow-R. O rastreamento permitiu encontrar apenas um defeito do tipo cavidade profunda em duas amostras da marca Quantec; o mesmo verificou-se em duas amostras da marca Profile. Nos instrumentos Pow-R foram encontradas várias cavidades rasas em todas as

amostras e um defeito semelhante a *pneu de trator* em uma das amostras e outro em forma de *cratera*. As marcas Quantec e Profile apresentaram menos defeitos ao longo da superfície dos instrumentos novos analisados que a marca Pow-R. Além disso, mostraram a ocorrência de corrosão por pite em todos os instrumentos testados dessas marcas, após ensaio eletroquímico com hipoclorito de sódio a 1%.

A superfície das limas acionadas a motor, Quantec, Profile e Pow-R, foram analisadas por Dameto et al. (2000), com o objetivo de estudar a composição química, utilizando Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios X (EDX). Foi possível verificar picos semelhantes de níquel e também de titânio, nas três marcas observadas. As investigações acerca das características das limas foram adiante e aprofundaram-se em possíveis métodos que tratassem a superfície de instrumentos de níquel-titânio, visando melhorar as propriedades físicas tendo, por consequência, o prolongar de sua vida útil.

Kapczinski (2000) fez um estudo comparativo da resistência superficial do titânio comercialmente puro e do titânio nitretado em plasma com o objetivo de melhorar as propriedades da superfície de implantes dentais confeccionados nesse metal. O método de modificação superficial utilizado nesta pesquisa (nitretação a plasma) foi capaz de gerar compostos (nitretos e óxidos) que aumentaram consideravelmente a resistência ao desgaste da superfície tratada.

Enquanto isso, não somente o níquel-titânio era testado, mas o aço inoxidável também estava sendo submetido a processos de tratamento. Visando restabelecer as propriedades físico-mecânicas provocadas pelo processo de fabricação de limas de aço inoxidável Kamei, Santos e Bombana (2000) submeteram instrumentos do tipo K e Flexofile de números 15, 25 e 30 a um tratamento térmico recristalizador em forno de recozimento a 600 °C por 1 hora. As limas passaram por exame visual com

a ajuda de um perfilômetro para confirmar a ausência de deformações plásticas. A seguir, as limas foram submetidas a teste de flexão e comparadas com limas de mesma marca e números não tratadas. Os resultados estatísticos mostraram que as limas tipo K tratadas foram mais susceptíveis ao tratamento térmico, pois necessitaram de menor carga para serem fletidas em todos os números quando comparadas com limas não tratadas. Já as limas Flexofile tratadas não apresentaram alterações significativas de sua flexibilidade quando comparadas com as amostras tratadas da mesma marca. Isso ocorreu, segundo os autores, provavelmente porque a área da seção transversal menor da lima Flexofile, em comparação com o tipo K, pode não ter sido suficiente para evidenciar diferenças nos valores das cargas, desprendendo mais energia mecânica durante o processo de conformação plástica e aumentando o nível de encruamento.

Quanto ao níquel-titânio, Rapisarda et al. (2000) compararam dois métodos de tratamento de superfície: a nitretação a plasma e a implantação iônica. Essa análise foi realizada em 15 instrumentos da marca Profile de cada uma das conicidades .04 e .06, a fim de verificar a resistência ao desgaste dos instrumentos após cada um dos tratamentos. As limas eram observadas em MEV e depois do operador instrumentar 10 blocos de resina contendo canais simulados com cada lima com e sem tratamento, as mesmas voltavam a ser analisadas em MEV. Foi observado, pelas lâminas de corte que os dois métodos aumentaram a resistência ao desgaste, porém a implantação iônica foi notavelmente melhor em ambas as conicidades quando comparada com o método de nitretação a plasma.

Apesar da grande revolução que a manufatura dos instrumentos endodônticos vinha passando, Svec e Powers (2000) atentavam para o fato da necessidade de trabalhos que simulassem a real situação clínica que o instrumento sofria durante

sua utilização e que pudessem revelar realmente por quantas vezes um instrumento rotatório poderia ser utilizado antes do descarte. Os fabricantes receosos de processos judiciais estavam indicando o uso único das limas rotatórias, o que acabava aumentando o custo do tratamento endodôntico.

Com isso, segundo Andrade (2001) e Spångberg (2001), não só os profissionais cirurgiões-dentistas sentiriam o reflexo do aumento do custo final de um tratamento endodôntico, mas também alunos de graduação que deverão valer-se muito desses recursos automatizados como treinamento prático no ensino.

O grande interesse pelos instrumentos rotatórios de níquel-titânio fez com que Bortnick, Steiman e Ruskin (2001), verificassem a frequência de fraturas ou distorções ocorrida, quando esses instrumentos eram utilizados em motores elétricos ou acionados a ar com velocidades de 150 rpm e 160 rpm respectivamente. Foram instrumentados 20 molares extraídos com limas Profile de conicidade .04 com auxílio do motor elétrico, sendo as curvaturas menores que 60° e maiores que 30°. Outros 20 dentes, nas mesmas condições, foram instrumentados com motor a ar. Não houve diferença estatisticamente significativa na frequência de fraturas ou distorções dos instrumentos quando utilizados as diferentes formas de acionamento. Entretanto, observaram um grande número de limas fraturadas ou distorcidas nº 8 (ISO calibre 20) comparativamente aos outros números, sugerindo, os autores, que é prudente ver essa lima como instrumento destinado a único uso.

No mesmo ano, tentando melhorar a vida útil desses instrumentos, Rapisarda *et al.* (2001) analisaram a possibilidade do aumento da resistência ao desgaste de instrumentos endodônticos submetidos ao processo de implantação iônica. Dez instrumentos Profile de nº 25 e conicidade .04 foram sujeitos à implantação iônica com feixes de íons de nitrogênio de 250 KeV, corrente de 10 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$, e doses de 2 x

10^{17} íons/ cm^2 e dez instrumentos da mesma marca, sem implantação iônica, serviram como controle. Foram instrumentados blocos de resina contendo canais simulados a 340 rpm e, posteriormente, as limas foram analisadas ao MEV. As limas do grupo controle apresentaram pequenas modificações nas lâminas de corte após 60 segundos de instrumentação e após 240 segundos havia sinais consistentes de desgaste e várias alterações na superfície. Já os instrumentos tratados com implantação iônica não apresentaram sinais de desgaste e nem mudanças na micromorfologia de suas superfícies após 240 segundos.

Sem dúvida, os instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio têm melhorado a qualidade do preparo do canal radicular e reduzido o tempo de trabalho. Entretanto, a maior desvantagem desses instrumentos é a insuficiente resistência à fadiga, tanto por flexão como por torção, e o acúmulo de tensão gerado pela ação do motor, podendo levar ao aumento do atrito nas paredes do canal e, conseqüentemente, à fratura do instrumento durante a terapia endodôntica, Scelza Neto (2002).

Assim, Tripi et al. (2002) atentaram para o possível tratamento, desses instrumentos, pela deposição de ricas camadas de nitrogênio a 300°C por deposição a vapor, método que mereceria maiores estudos. Contudo, Schafer (2002) não tardou em avaliá-lo, mostrando a melhora das lâminas de corte em 84 limas de nº 35 produzidas em liga de níquel-titânio.

Já a implantação iônica, como alternativa de tratamento de superfície, também merece atenção por parte dos fabricantes e pesquisadores, pois previne a oxidação da camada externa do material, Hachman (1971). Segundo o mesmo autor, esse processo tem por definição a introdução de átomos estranhos na superfície de um substrato sólido, mediante o bombardeamento por um feixe de íons

energéticos. De acordo com Dionísio (1986) outras características importantes favorecem o processo de implantação de íons de nitrogênio na superfície de ligas de níquel-titânio como, por exemplo, sua aplicação imediata; a ausência de alterações nas dimensões do material tratado; é reprodutível e pode ser controlado em suas diversas fases; e, não há introdução de contaminantes nem tensões mecânicas durante o processo.

Observando que esse processo de tratamento poderia realmente melhorar as propriedades físicas dos instrumentos rotatórios, Costa (2002) mostrou, em instrumentos rotatórios de níquel-titânio, o aumento da resistência à fratura por torção em 56 % e à corrosão em 47 %, após a implantação de íons de nitrogênio a uma dose de $2,5 \times 10^{17}$ íons/cm², com energia de 200 Kev por 6 horas e 130 °C de temperatura.

Mediante esses achados torna-se evidente a necessidade em se verificar a resistência à perda de corte das limas rotatórias valendo-se do citado tratamento de superfície, porém com uma metodologia que simule o uso clínico do instrumento, enquanto padroniza e controla parâmetros relevantes como, por exemplo, o canal radicular e a pressão exercida durante o preparo.

Leonardo e Leonardo (2002) já chamavam a atenção para os princípios que regem a aplicação das limas de níquel-titânio, quando acionadas a motor, principalmente quanto ao fato de não pressionar a lima no sentido apical.

Svec e Powers (2002) quando avaliaram a deterioração de 20 limas Profile nº 20.04, novas e fabricadas pelo habitual padrão de usinagem, procuraram padronizar inúmeros fatores como o torque, a quantidade de penetração do instrumento, profundidade e rotação do motor. Para isso, valeram-se de grampos que fixavam molares inferiores com curvaturas variando de 20 a 50 graus e também apreendiam

o contra-ângulo. Os autores utilizaram grandes aumentos ao MEV entre 300x e 1000x, e encontraram sinais de deterioração em todos os espécimes antes e depois do uso, sendo que, na segunda condição, dois deles mostravam-se visivelmente distorcidos.

Instrumentos nº 25 Profile e Lightspeed, novos e após 1, 3 e 6 usos, foram alvo da pesquisa de Alapati et al. (2003), que também prepararam molares inferiores. As fotomicrografias mostraram em ambas as marcas ranhuras na superfície que atribuíram ao processo de manufatura, além do desgaste das lâminas de corte. Concluíram que a tecnologia até agora empregada no fabrico desses instrumentos parece ser incapaz de evitar tais defeitos de superfície.

Outro instrumento rotatório de níquel-titânio presente no mercado é o K³ √ENDO. De acordo com os fabricantes, as características principais desses instrumentos são: oferecer ângulo de corte positivo, o que facilita o corte e remoção da dentina; ângulo helicoidal variável, que permite maior canalização dos debrís nos espaços das espiras e conseqüente remoção. Outra característica é representada por possuir três guias radiais. Essas constituem duas amplas que propiciam maior apoio da parte ativa da lima, ou seja, maior volume de metal por detrás da parte cortante, conduzindo isso à melhora da resistência do instrumento à torção e ao estresse rotacional, dado alívio que reduz o atrito, oferece controle à profundidade de penetração, como também ao excesso de pressão no sentido apical. A terceira guia radial caracteriza o objetivo de evitar que a lima fique travada no interior do canal radicular, ao tempo que, busca manter o instrumento centralizado em relação ao longo eixo da natural morfologia endodôntica.

Tripi, Bonaccorso e Condorelli (2003) chamaram novamente a atenção de que não somente a secção transversal deveria ser aprimorada, mas que algum

tratamento nas camadas superficiais dos instrumentos deveria ser realizado. Assim, apresentaram, em limas rotatórias GT, um método de deposição física de titânio por evaporação na presença de nitrogênio. Tal processo produziu uma camada de nitrogênio/titânio nos instrumentos analisados.

Já o tratamento por implantação de íons de nitrogênio foi testado por Santos (2003), que avaliou o seu efeito na flexibilidade de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. O autor pode observar que não houve diferença estatisticamente significativa na carga necessária à flexão de 30 graus entre as limas implantadas e não implantadas. Salientando-se que, o processo não interferiu na flexão do instrumento.

Outro importante avanço ocorrido no processo de fabricação de limas endodônticas foi a introdução de sofisticados computadores e o advento das fresas multi-eixo, que permitiram ampliar as fronteiras do desenho e do desenvolvimento, o que levou à criação de instrumentos rotatórios de níquel-titânio mais modernos ainda.

Para Sonntag, Delschen e Stachniss (2003) e Hanni et al. (2003), o evoluir das limas rotatórias propiciou que ocupem lugar de importante destaque no aprendizado e treinamento de alunos de graduação. Assim, suas pesquisas compararam o preparo de canais radiculares, realizados por universitários, em blocos de resina contendo canais simulados e em pacientes utilizando instrumentação manual e rotatória que valeu-se do sistema Profile. Os resultados foram semelhantes, onde 83% e 87%, respectivamente, dos alunos tiveram bom desempenho e aprovação do método rotatório, embora tenham ocorrido algumas indesejáveis fraturas.

Mais tarde, Guimarães (2006) comparou o desvio apical e a deformação de instrumentos rotatórios RaCe utilizados por professores de Endodontia, alunos de

especialização, graduandos Monitores de Endodontia e graduandos em início do curso de Endodontia, valendo-se de canais simulados em blocos de resina. O autor observou que os grupos produziram preparos com formas finais semelhantes, porém os professores causaram menores deformações nos instrumentos.

Não somente a incidência de fraturas, mas também as deformações ocorridas são preocupantes. Quanto à fratura, Ankrumet, Hartwell e Truitt (2004) verificaram acontecer em 1,7% dos instrumentos Profile; 6,0% dos Protaper; e, 2,1% do K3 $\sqrt{\text{ENDO}}$, sem diferença estatisticamente significativa entre eles. Apresentaram distorção 15,3% das limas Profile, 2,4% Protaper e 8,3% K3 $\sqrt{\text{ENDO}}$, com diferença estatisticamente significativa entre os sistemas Profile e Protaper quando instrumentaram raízes de molares inferiores extraídos e dotados de 40 a 75 graus de curvatura. Segundo os autores, os resultados obtidos com o Protaper provavelmente estão relacionados às conicidades .07, .08 e .09, das limas utilizadas no terço apical, enquanto que as limas Profile e K3 $\sqrt{\text{ENDO}}$ valeram-se da conicidade .04. Outra importante observação é que as limas do sistema Protaper quebraram mais e menos se distorceram, mostrando o risco desse sistema à fraturas sem sinais prévios.

No mesmo ano, Parashos e Masser (2004) examinaram 7.159 limas das marcas Flex-Master, GT, Profile, Protaper, Quantec e Hero, de número 35 e conicidades .04 e .06, advindas do uso clínico de 14 endodontistas. Sob MEV foi possível verificar que 17% apresentavam-se distorcidas e 5% fraturadas, sendo observado pelos pesquisadores que o operador é a influência mais importante para evitar o acidente, pois não há ainda um consenso do número de vezes que um instrumento pode ser usado antes do seu descarte, ficando ao bom senso do profissional quando fazê-lo.

Peters (2004) chamou a atenção para a anatomia dental como fator de risco quando se optar pelo uso de instrumentos rotatórios, sendo que há necessidade da máxima observação radiográfica e extensivo treinamento pré-clínico em diferentes grupos dentais, isso para que o cirurgião-dentista saiba melhor como manusear esses sistemas *in vivo*.

Complementando orientações a respeito do uso de instrumentos rotatórios em Endodontia, Yared (2004) atentou que a cirurgia de acesso e o preparo das entradas dos canais adequadamente realizados, diminuem a tensão do instrumento durante a utilização pois, se o mesmo entrar inclinado e sob pressão somada à sua rotação, acaba por sofrer um grau de tensão maior ainda, possibilitando fraturas ou rachaduras imperceptíveis a olho nú. Nesse estudo foi observado, com o auxílio de MEV, que após a ocorrência de rachadura, se o instrumento for submetido ação repetida, essa se propaga até ocorrer a fratura do mesmo.

Alapati et al. (2004) observaram, em limas dos sistemas Protaper e Profile com aumentos de 250x, 500x e 4.000x, que nessas rachaduras ocorrem deposição de dentina removida das paredes do canal radicular, aderidas de forma que não seriam removíveis por limpeza com vibração ultra-sônica. De acordo com os autores, isso pode levar da mesma forma à propagação dessas, resultando na fratura do instrumento quando novamente utilizado. Concluem advertindo que o atual processo de fabricação de limas rotatórias é incapaz de evitar a criação de tais rachaduras durante o uso do instrumento, devendo ser investigado outro processo que minimize a ocorrência de superfícies trincadas ou a modificação da composição da liga de níquel-titânio.

Contudo, a fragilidade dos instrumentos rotatórios vinha sendo apontada pelos operadores como o maior receio na hora da realização do preparo do canal

radicular. Isso foi possível ser observado num questionário, redigido por Parachos e Messer (2004), dirigido a 64 endodontistas e 844 clínicos-gerais australianos. Foi observado que 64% dos endodontistas utilizavam limas rotatórias e apenas 22% dos generalistas valiam-se desse instrumento. A principal razão para não usá-los, segundo os entrevistados, foi a fragilidade do instrumento, 74% já haviam fraturado de 1 a 5 instrumentos por pressão excessiva sobre a lima ou uso excessivo do instrumento.

Isso indica a responsável e sensível aproximação do cirurgião-dentista, aos sistemas rotatórios de níquel-titânio. Conscientes das limitações da nova tecnologia, os dentistas vêm, passo-a-passo, se tornando mais familiares com as propriedades e o comportamento desses instrumentos, como relatam McSpadden e Mounce (2004), sugerindo que dessa forma possam perder o medo e compreender os benefícios das limas rotatórias.

Os autores Ullmann e Peters (2005) ainda apontam que, no empenho para o desenvolvimento mais seguro dos rotatórios, outras ligas apropriadas têm sido desenvolvidas e que provavelmente tenham vantagens sobre o níquel-titânio. Uma delas é o níquel-titânio-nióbio, que apresenta superfície substancialmente dura, proporcionando afiada lâmina de corte e maior resistência à fratura. É mais enrijecida que o níquel-titânio, porém mais flexível que o aço inoxidável.

Citando a resistência à corrosão de um material, Yeung et al. (2005) também chamaram a atenção para a importância do incremento de tal propriedade. Os autores mostraram, mais uma vez, que a liga de níquel-titânio torna-se substancialmente melhorada, em tal requisito, quando submetida ao processo de implantação iônica associado ao nitrogênio.

Além disso, Alapati et al. (2005) apontaram outros fatores a serem mais bem analisados pelos fabricantes como: a qualidade metalúrgica do níquel-titânio utilizado nos instrumentos rotatórios, o processo termomecânico ao qual a liga é submetida, o polimento e acabamento final da lima tomando-se o cuidado de não danificar a capacidade de corte e uma abordagem com processos de tratamento de superfície como a implantação iônica de nitrogênio ou boro. Outro ítem importante que tem sido colocado muito em prática é a secção transversal da lima que, segundo Chow et al. (2005), podem incrementar a remoção de dentina, aumentar a eficiência de corte e a resistência à fratura.

Entretanto, tais investimentos esbarram novamente no custo, talvez rever com mais cuidado e atenção tratamentos de superfície, como a implantação iônica seja uma das melhores alternativas. Tal empreendimento poderá levar à utilização de um instrumento de níquel-titânio moderno, como o K³ √ENDO, por tempo mais prolongado, isto é, com maior resistência à perda de corte, em mais canais, e com maior segurança pois, a necessidade de competir e proporcionar as melhores soluções aos instrumentos de níquel-titânio, tanto para o treinamento de universitários, o exercício de clínico-gerais que realizam tratamentos endodônticos, quanto para endodontistas, são prioridades para o sucesso futuro de qualquer fabricante.

Com isso, as pesquisas, em torno das alterações de suas propriedades físicas, mediante o método de fabricação, são justificáveis na tentativa de produzi-los de forma cada vez mais adequada para utilização mais segura e econômica pelo profissional da área odontológica, com significativo aumento da vida útil desses instrumentos.

A utilização por muitas vezes leva o instrumento ao desgaste, culminando no aumento do atrito com as paredes do canal e, conseqüente aumento do risco de fratura durante sua utilização. Assim sendo, se aumentar a resistência ao desgaste, o corte poderá ser mantido por mais tempo. Com isso, o instrumento poderá ser usado por mais vezes com menor risco de fratura.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi o de avaliar a perda de corte de instrumentos rotatórios de níquel-titânio K³√ENDO após processo de implantação iônica de nitrogênio medido pela perda de peso ocorrida na instrumentação de blocos de resina.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

1. Alicate de bico (Dentaurum, J.P. Winkelstroeter KG, Alemanha);
2. Alicate de corte (Dentaurum, J.P. Winkelstroeter KG, Alemanha);
3. Alicate meia cana (Dentaurum, J.P. Winkelstroeter KG, Alemanha);
4. 400 Blocos em resins contendo canais simulados de 21mm de comprimento e conicidade nº 20.02 (confeccionados no Laboratório do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Brasil);
5. ~~Balsa~~ Balsa para Odontologia, precisão AB-204 (Toledo, Brasil);
6. Borracha branca PS (ABCOL, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil);
7. Câmara de implantação iônica High Voltage Engeneering Europe (HVEE) Modelo 500 KV (pertencente ao Laboratório Massbauer da Faculdade de Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil);
8. Caneta de tinta permanente CD (Pilot Pen do Brasil S.A. Ind. E Com, São Paulo, Brasil);
9. Catalisador (ABCOL, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil);
10. 10 Copos encerados Copazza (Içara, Santa Catarina, Brasil);
11. Cuba ultrassônica Unique Modelo Maxiclean 750 (São Paulo, Brasil);
12. Detergente líquido Limpol (Bombril, São Paulo, Brasil);
13. Dinamômetro AX-59 (Morelli, São Paulo, Brasil);
14. Estufa Odontobrás (São Paulo, Brasil).

15. Filme de nítreto de silício (IBM, São Paulo, Brasil);
16. 400 Fios de uso ortodôntico nº 0,5 com 35 mm de comprimento e 30º de curvatura (Morelli, São Paulo, Brasil);
17. Flúido de silicone 350 (ABCoi, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil);
18. Fôrma de plástico 40 x 25 cm Plásticos Rainha (Pedreira, São Paulo, Brasil);
19. Instrumentos rotatórios novos da marca K³/ENDO de 21mm de comprimento nº 25.02 (Sybron Endo Dental Specialties – Califórnia, Estados Unidos da América);
20. 20 Limas manuais 20.02 Flexo-file (Malleifer, Swiss);
21. Motor e contra-ângulo para instrumentação rotatória (Endo ProTorque – São Paulo – Brasil);
22. Óleo de silicone (Redefibra, São Paulo, Brasil);
23. Perfilômetro (P J Mitutoyo Corporation ,Japan);
24. Pinça clínica SS White (Rio de Janeiro, Brasil)
25. Programa estatístico GMC 2002 (desenvolvido pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos, FORP, USP, disponível em <http://www.forp.usp.br/~gmc.html>)
26. Régua de plástico (Malleifer, Swiss);
27. Régua plástica milimetrada cortada no comprimento de 10 cm (Johann Faber, São Paulo, Brasil);
28. Resina de poliéster 5031(ABCoi, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil);
29. Simulador de ação da instrumentação endodôntica (confeccionado exclusivamente para testes pela Driller, São Paulo, Brasil);
30. Sobre-luva Lagrotta Azzurra (Malásia, importado por CNPJ: 09.586.651/0001-01)
31. Óleo de silicone (Tanari);
32. Vaselina líquida Sidepal;

4.2 Métodos

4.2.1 Grupos experimentais

Grupo 1 (G1) - Onze instrumentos endodônticos rotatórios de nº 25.02 com 21 mm foram colocados dentro de uma câmara de implantação iônica (Figura 4.1) de forma que ao girá-los dentro da câmara um não ficasse na sombra do outro em relação ao feixe de íons de nitrogênio, de maneira que todos receberam a mesma dose de implantação (Figura 4.2). O décimo primeiro instrumento serviu como controle para determinação da quantidade de átomos de nitrogênio implantados com o auxílio da análise de reação nuclear ressonante induzida por partícula. Nas onze amostras foi implantada uma dose de nitrogênio de $2,5 \times 10^{17}$ íons/cm², através de um acelerador de íons com energia de 200 Kev por 6 horas. A intensidade de corrente usada na implantação foi de 10 micro A/cm², com temperatura de 130 °C e um vácuo de $1,0 \times 10^{-7}$ Torr. Para a realização do teste de reação nuclear foi utilizado um filme de nitreto de silício conhecido como padrão, pois é comercialmente vendido para padronização do teste. Esse filme vem com contagem de energia fixa previamente determinada pelo fabricante de 1.362 partículas liberadas, isto é, número de reações nucleares provocadas pelo feixe de prótons, que equivale a 57% de átomos de nitrogênio existentes no padrão. O mesmo foi colocado na câmara de implantação sendo bombardeado por feixe de partículas de hidrogênio, excitando o núcleo dos elementos do padrão. Como a

reação é ressonante, somente foram excitados os núcleos do nitrogênio, isto é, diferenciou-se apenas o nitrogênio por ter valor de energia equivalente a energia da partícula do feixe hidrogênio. Durante a excitação dos núcleos, ele emitiu fóton de energia igual à energia de excitação que foi captado por um sensor, que contou as partículas liberadas e enviou ao microcomputador acoplado à máquina. As reações foram profundas no padrão até o valor em que cessaram as emissões dos fótons, confirmando-se os dados fornecidos pelo fabricante. Utilizando nesta técnica uma amostra com dados conhecidos pôde-se levantar, por comparação, os dados das amostras implantadas. Então, o instrumento controle foi colocado novamente na câmara de implantação e repetiu-se o mesmo procedimento para a amostra controle de concentração de nitrogênio desconhecida. Com isso, obteve-se a contagem de energia fornecida pelo equipamento pela medição dos átomos de hidrogênio que colidiram com o nitrogênio e, por regra de três, chegou-se à porcentagem de átomos de nitrogênio implantados no instrumento controle.

Implantação iônica de nitrogênio e teste de reação nuclear realizados no Laboratório Massbauer da Faculdade de Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Grupo 2 (G2) - Os outros dez instrumentos de nº 25.02 não receberam o tratamento de superfície por implantação de íons de nitrogênio.

4.2.2 Confeccção dos blocos de canais silmulados

Quatrocentos blocos de canais simulados foram confeccionados da seguinte forma: uma forma feita de silicone com 40 espaços vazios com o formato final dos blocos, produzidos a partir de tubos plásticos, serviu como molde para abrigar os fios ortodônticos conformados para simular um canal com uma parte reta de 17 mm e uma curva com 4 mm com curvatura de 30 graus aferidos por perfilômetro. Os mesmos tiveram a ponta calibrada em 20.02, com régua calibradora e, em seguida, cada um foi vaselinado e centralizado nos espaços do molde. Ao vazar a resina de poliéster, 21 mm de cada fio ficou imerso. Após a polimerização e remoção dos fios, obtiveram-se canais simulados de 21 mm, diâmetro final apical equivalente a 0,20 mm e conicidade .02. Esse processo se repetiu por mais 9 vezes, produzindo-se, ao final, 400 blocos. Cada bloco foi removido do molde de silicone com sobre-luva, numerado com caneta de tinta permanente e, a partir daí, sempre manuseado com pinça clínica. A seguir, foram lavados em cuba ultra-sônica com detergente a 40 °C por 10 minutos e depois com água bidestilada por mais 10 minutos. Os mesmos foram secados com jato de ar, levados para estufa a 40 °C por 24 horas e os blocos foram passivamente explorados com lima manual Flexo-file nº 20.02, onde se observou se as mesmas entravam passivamente no canal. Por isso, optou-se por instrumentá-los com limas rotatórias de nº 25.02, as quais entravam justas no canal.

4.2.3 Ensaio de resistência à perda de corte

No G1 cada uma das dez limas rotatórias de nº 25.02 implantadas instrumentou 20 blocos 20.02 com o auxílio de óleo de silicone. Após cada instrumentação, os blocos foram lavados em cuba ultra-sônica com detergente a 40 °C por 20 minutos, secados com jato de ar, levados para estufa a 40 °C por 2 dias e pesados novamente. A instrumentação de cada bloco foi realizada por um simulador de ação da instrumentação endodôntica (Fig. 4.3), onde o bloco permaneceu fixo em um mandril e o contra-ângulo com a lima ficou preso por um suporte móvel que, com o auxílio de uma mola recebeu a impulsão manual de vai-e-vem simulando a ação do operador. Uma régua milimetrada serviu para padronizar a amplitude percorrida pelo contra-ângulo que foi determinada ser de 2,5 mm a cada ciclo. Após 8 ciclos, atingiu-se o total de 20 mm para dentro do canal simulado. A força de penetração exercida no momento da instrumentação foi controlada por um tensiômetro em 1,5 N.

No G2, cada uma das dez limas rotatórias de nº 25.02, que não foram implantadas, instrumentou 20 blocos seguindo o mesmo protocolo do G1.

Consideraram-se, para as comparações, as pesagens efetuadas após 5, 10, 15 e 20 utilizações de cada instrumento.

Os dados obtidos foram tabulados e submetidos ao teste estatístico pertinente.



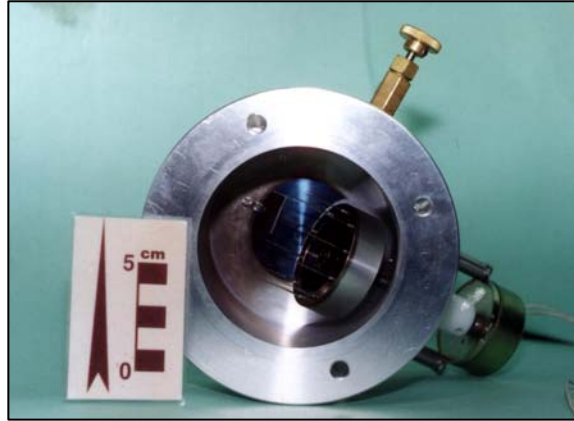


Figura 4.1 - Vista externa da câmara de implantação iônica, que pertence ao Laboratório Massbauer da Faculdade de Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Figura 4.2 - Instrumentos posicionados no suporte giratório da câmara de implantação iônica

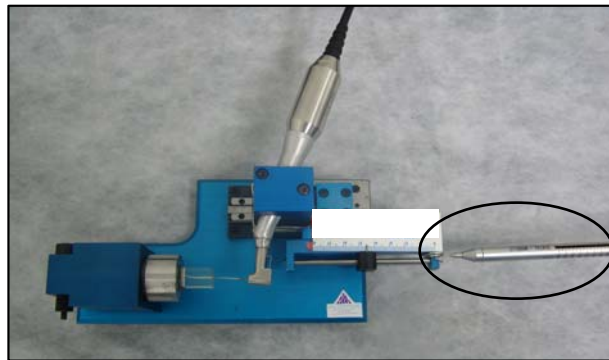


Figura 4.3 - Simulador de ação da instrumentação endodôntica e detalhe do tensiômetro

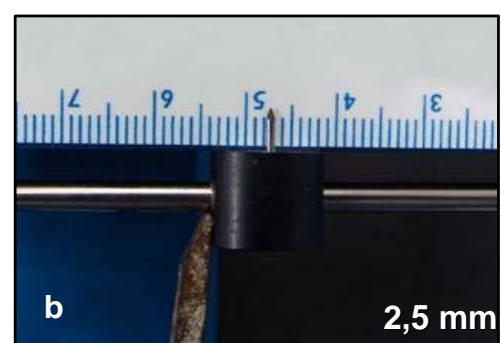
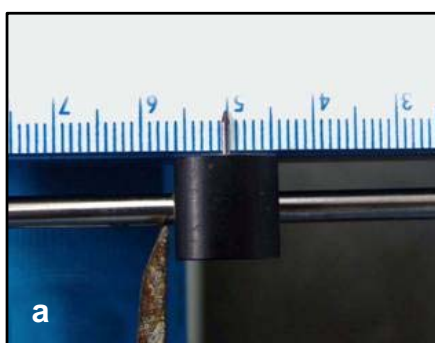


Figura 4.4 – Detalhe da régua: a) ponto inicial sem ação da instrumentação e b) marcando 2,5 mm a partir do ponto inicial considerado na figura a, indicando a amplitude percorrida pelo instrumento para dentro do bloco

5 RESULTADOS

Os valores originais da espessura, em Ângstrons, e da concentração de nitrogênio, em porcentagem atômica, encontrados no instrumento controle após a análise de reação nuclear ressonante, assim como os dados do filme padrão estão expressos na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Valores originais da espessura, em Ângstrons, e da concentração de nitrogênio, em porcentagem atômica, encontrados no instrumento e dados do filme padrão

AMOSTRA	ESPESSURA EM ANGSTRONS	% ATÔMICA DE NITROGÊNIO
PADRÃO	1362,0	57,0%
CONTROLE	836,3	35,0%

Os valores originais individuais da diferença de peso de cada bloco nos diferentes grupos experimentais estão expressos nas Tabelas Ap.A1 e Ap.A2 do Apêndice.

Os valores das médias, em miligramas, encontrados para a diferença de peso ocorrida nos blocos de resina após a instrumentação com limas implantadas (G1) e não implantadas (G2), usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes, estão expressos na Tabela 5.2 e Gráfico 5.1.

Tabela 5.2 - Valores das médias, em miligramas, encontrados para a diferença de peso ocorrida nos blocos de resina após a instrumentação das amostras dos grupos 1 (G1) e 2 (G2) usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes

AMOSTRA	5 USOS	10 USOS	15 USOS	20 USOS
Implantadas	0,65 a	0,65 a	0,63 a	0,63 a
Não Implantadas	0,61 a	0,49 a b	0,38 b c	0,29 c

Letras iguais indicam não haver diferença estatística significativa em nível de 5 %.
Valor crítico significante para Tukey ao nível de 5 % = 0,19.

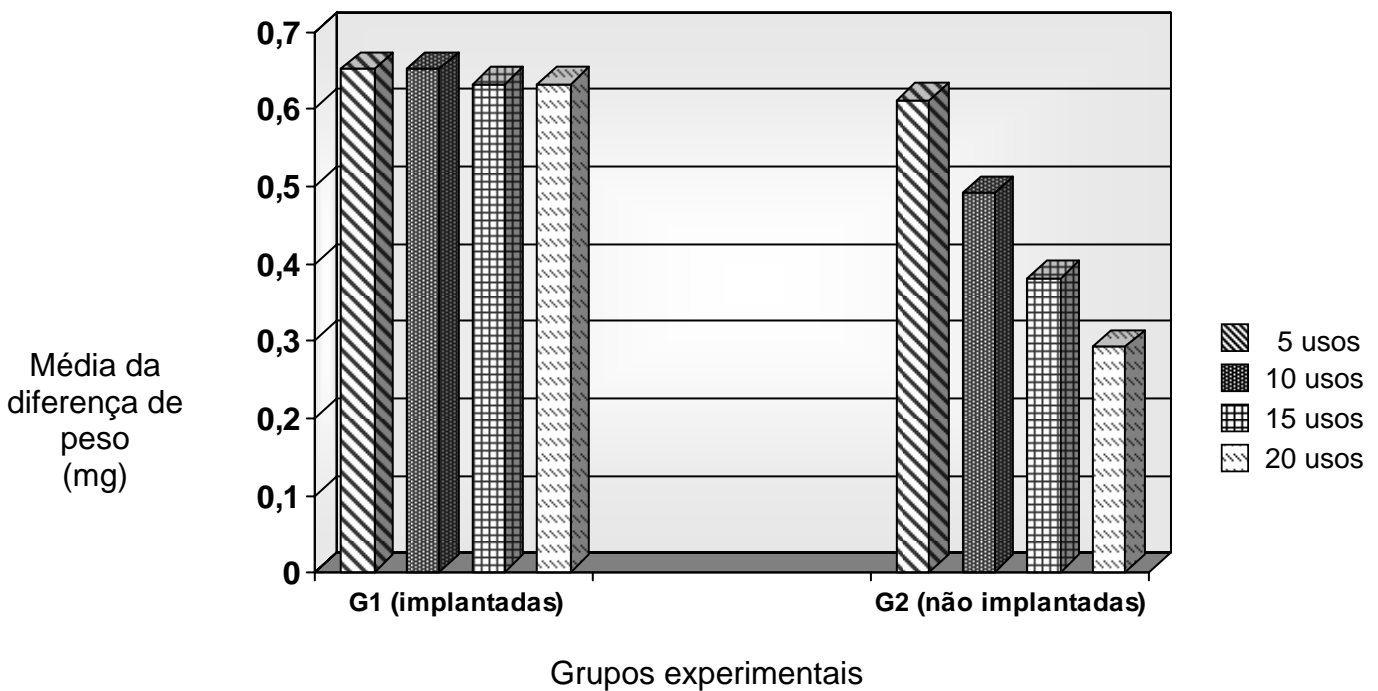


Gráfico 5.1 - Valores das médias, em miligramas, encontrados para a diferença de peso ocorrida nos blocos de resina contendo canais simulados após a instrumentação com as amostras dos grupos G1 (implantadas) e G2 (não implantadas) usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes

As diferenças percentuais entre as médias da perda de corte para as limas implantadas (G1), não implantadas (G2) e a comparação entre os grupos, após a instrumentação de blocos acrílicos usados por 5, 10, 15 e 20 vezes comparados entre si, estão apresentadas nas Tabelas 5.3, 5.4 e 5.5.

Tabela 5.3 – Diferenças percentuais entre as médias da perda de corte para as limas implantadas (G1) após a instrumentação de blocos de resina contendo canais simulados usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes comparados entre si

COMPARAÇÃO ENTRE AS AMOSTRAS IMPLANTADAS (número de usos)	DIFERENÇA PERCENTUAL ENTRE AS MÉDIAS DA PERDA DE CORTE (%)
5 usos x 10 usos	0,00
5 usos x 15 usos	2,85
5 usos x 20 usos	2,85
10 usos x 15 usos	2,85
10 usos x 20 usos	2,85
15 usos x 20 usos	0,00

Tabela 5.4 – Diferenças percentuais entre as médias da perda de corte para as limas não implantadas (G2) após a instrumentação de blocos de resina contendo canais simulados usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes comparados entre si

COMPARAÇÃO ENTRE AS AMOSTRAS NÃO IMPLANTADAS (número de usos)	DIFERENÇA PERCENTUAL ENTRE AS MÉDIAS DA PERDA DE CORTE (%)
5 usos x 10 usos	19,40
5 usos x 15 usos	37,08
5 usos x 20 usos	51,67
10 usos x 15 usos	21,92
10 usos x 20 usos	40,04
15 usos x 20 usos	23,20

Tabela 5.5 – Diferenças percentuais entre as médias da perda de corte comparando-se as limas implantadas (G1) com as não implantadas (G2) após a instrumentação de blocos de resina contendo canais simulados usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes comparados entre si

COMPARAÇÃO ENTRE AS AMOSTRAS IMPLANTADAS (I) COM AS NÃO IMPLANTADAS (NI) (nº de usos)	DIFERENÇA PERCENTUAL ENTRE AS MÉDIAS DA PERDA DE CORTE (%)
5 usos I x 5 usos NI	5,87
5 usos I x 10 usos NI	24,23
5 usos I x 15 usos NI	40,57
5 usos I x 20 usos NI	54,57
10 usos I x 5 usos NI	5,87
10 usos I x 10 usos NI	24,23
10 usos I x 15 usos NI	40,57 continua...

Continuação...10 usos I x 20 usos NI	54,35
15 usos I x 5 usos NI	2,77
15 usos I x 10 usos NI	21,64
15 usos I x 15 usos NI	38,82
15 usos I x 20 usos NI	53,01
20 usos I x 5 usos NI	2,77
20 usos I x 10 usos NI	21,64
20 usos I x 15 usos NI	38,82
20 usos I x 20 usos NI	53,01

I = implantadas NI = não implantadas

A distribuição amostral dos dados originais dos grupos G1 e G2 mostrou ser normal, e assim a análise estatística escolhida para testar as eventuais diferenças entre os grupos foi a Análise de Variância seguida do teste de Tukey.

O teste de aderência à curva normal, valores originais, para os grupos G1 (amostras implantadas) e G2 (amostras não implantadas) está apresentado no Quadro Ap.A3 do Apêndice.

Os resultados da Análise de Variância e do teste de Tukey para as comparações das médias e o valor crítico calculado (em nível de 5%) estão apresentados nos Quadros Ap. A4 e Ap. A5 do Apêndice.

No grupo de instrumentos implantados, não houve diferença estatisticamente significativa em nível de 5 % ($\alpha = 0,5 \%$), em nenhuma situação experimental (nº de usos), constatado pelo teste de Tukey, comprovando a manutenção da capacidade de corte desses instrumentos em até 20 usos.

Os instrumentos não implantados mostraram perda progressiva do poder de corte, representada pela diminuição no desgaste do bloco de resina,

estatisticamente significativa ($\alpha = 0,5 \%$) entre 5 e 15 usos, 5 e 20 usos, bem como entre 10 e 20 usos.

Ao compararem-se instrumentos implantados e não implantados, observa-se que em 5 e 10 usos ambos comportaram-se igualmente no que respeita à perda de corte, não havendo diferença estatisticamente significativa ($p > 5\%$). Já na comparação entre as limas implantadas (I) com 15 usos e não implantadas (NI) também com 15 usos a diferença foi estatisticamente significativa ($\alpha = 0,5 \%$), assim como as comparações entre 15 usos I x 20 usos NI, 20 usos I x 15 NI e 20 usos I x 20 NI.

6 DISCUSSÃO

É claro o importante papel desempenhado pelo preparo do canal radicular no contexto da terapia endodôntica, mais ainda, do instrumento endodôntico como efetivo participante dos processos de sanificação e modelagem do sistema de canais radiculares.

Por isso, fabricantes de artefatos endodônticos, voltaram seus investimentos na busca pela produção da lima ideal, sendo eficiente e segura na sua utilização e também de fácil padronização quanto à manufatura. Tais necessidades há muito são reivindicadas, não só por pesquisadores como Ingle e Levine (1958), Craig e Payton (1962) e Oliet e Sorin (1965), mas pela comunidade odontológica em sua rotina na clínica diária.

Notório ficou a dificuldade na estandarização e qualidade final do instrumento de aço inoxidável, que pecava por apresentar defeitos como farpas e cavacos quando ainda novos, Segall (1977). Mostra a literatura que esse desagrado levou a avanço técnico significativo dessas limas, porém considerado ainda tímido. Havia que se perseguir novas formas, secções, assim como ligas metálicas.

Até que, no final da década de 80 uma nova geração de limas originárias da liga de níquel-titânio, inicialmente sugerida por Cyvjan, Huget e DeSimon (1975), passou a ser fabricada por indicação de Wallia, Brantley e Gertein(1988). A partir desse momento, uma gama de pesquisas mostrou-se concorde quanto aos resultados vantajosos dessa liga aplicada aos instrumentos endodônticos. A sua superioridade quando comparada às limas feitas em aço inoxidável, quanto à flexibilidade e resistência à torção foi demonstrada por vários autores, como por

exemplo, Wallia, Brantley e gertein (1988) e Serene, Adams e Saxena (1992), quanto à resistência ao desgaste vista por Zuolo e Walton (1995), Kazemi, Stenman e Spanberg (1996) e Rapisarda *et al.* (1998 a) e resistência à corrosão observada por Wever *et al.* (1997).

Devido às qualidades atribuídas aos instrumentos confeccionados a partir dessa liga, não tardou surgirem sistemas rotatórios de níquel-titânio, considerados uma nova era na prática endodôntica. Representa uma revolução no preparo do canal radicular, permitindo maior rapidez na instrumentação o que torna o trabalho bem menos cansativo para o profissional. Além do que, ficou comprovado que não somente aqueles que possuíam predicados técnicos para sua realização com limas manuais, mas com bom treinamento, alunos de graduação poderiam se beneficiar dessa tecnologia (GUIMARÃES, 2006, HANNI *et al.* 2003, HIMEL; AHMED; WOOD, 1996, SONNTAG; DELSCHEN; STACHNISS, 2003).

Durante a instrumentação rotatória é necessário que o operador fique atento a importantes aspectos. Com a aplicação intracanal repetida os instrumentos ficam sujeitos a forças de tensão e compressão mecânicas (DOVGAN, 1998, GONÇALVES, 1997, LEONARDO; LEONARDO, 2002). Essas forças mecânicas poderão ser maiores ou menores em função da morfologia do canal radicular, Peters (2004). O uso repetitivo do instrumento, mais cedo ou mais tarde, conduzirá inevitavelmente sua estrutura a um ponto de fadiga caracterizado pela ocorrência de microfratura e trincas não detectáveis a olho nú, Yared (2004). Assim o operador menos atento a esses aspectos, pode ser surpreendido por um instrumento portador de falhas induzidas pela somatória de usos anteriores, podendo travar se for submetido a esforço de penetração, facilitando e ampliando em muito a possibilidade de fratura.

Em revisão dos fatos, é possível notar que a comunidade científica quer mais dos instrumentos rotatórios presentes no mercado. Embora tenham evoluído ao longo desses anos, vê-se que os profissionais ainda estão receosos quanto à sua utilização clínica. Foi o que mostraram diversos questionários como o de Parashos e Messer (2004), onde 74% dos mais de 800 dentistas entrevistados, que fazem uso rotineiro de sistemas rotatórios, já haviam fraturado pelo menos de 1 a 5 desses instrumentos.

Embora, trabalhos como de Zuolo e Walton (1997), Rapisarda, Tripi e Bonaccorso (1998a), Bonetti Filho et al. (1999) tenham mostrado a boa resistência ao desgaste das limas rotatórias de níquel-titânio, investigações à luz da microscopia eletrônica têm relatado imperfeições não somente após (ANKRUMET; HARTWELL; TRUITT, 2004, EGGERT; PETERS; BARBAKOW, 1999), mas antes mesmo de serem utilizadas no preparo de canais radiculares (COSTA; ALONSO-FALLEIROS; SANTOS, 2000, SVEC; POWERS, 2002). Esses defeitos acabam por interferir na resistência ao desgaste da lima que, por conseqüência, acaba por aumentar o atrito do instrumento com a parede do canal radicular, favorecendo a fratura por torção, mostrando que a tecnologia, até agora, empregada no fabrico desses instrumentos parece ser incapaz de evitar tais defeitos de superfície (ALAPATI et al., 2003).

Propostas visando melhorar, por exemplo, o poder de corte e a resistência à corrosão têm sido sugeridas. Propriedades que se bem tratadas, proporcionarão diminuição do atrito com as paredes durante o uso, aumentando a resistência à fratura, remetendo a conseqüências menos imprevisíveis no futuro.

Uma das primeiras atitudes dos fabricantes, apresentada por alguns autores, tais como, Chow et al. (2005), Schäfer (1999 a e b), Sydney, Batista e Melo (2000),

Turpin, Chagneau e Vulcain (2000), foi modificar a secção transversal dos instrumentos.

Porém, há muito os trabalhos mostravam que não bastava investir apenas em desenhos diferentes, pois o uso do hipoclorito de sódio na desinfecção do canal radicular acaba por quebrar a película passivadora da liga, provocando pontos de corrosão, Marsicoverete, Clemente e Del Rio (1996), Costa e Santos (2000), Costa (2002). Se as pesquisas já apontavam ser insatisfatório o acabamento superficial de instrumentos novos, somados então a pites, seriam óbvios os indesejáveis acidentes durante o uso. Salientam-se aí as conseqüências do desgaste da lâmina do instrumento, onde a perda do fio de corte aumenta o atrito do mesmo com as paredes do canal, favorecendo a fratura.

Para minimizar defeitos e melhorar propriedades como resistência à fratura por torção, perda de corte e corrosão, pesquisadores vêm propondo tratamentos de superfície nos instrumentos endodônticos. Desde 1994, Santos sugeriu tratamento térmico recristalizador para diminuir o encruamento original das limas de aço inoxidável e, mais tarde, Kamei, Santos e Bombana (2000) reforçava a idéia, observando a flexibilidade dessas tratadas pelo mesmo processo. Para as fabricadas a partir da liga de níquel-titânio, Lee et al. (1996), indicaram a implantação de íons boro, Alapati et al. (2005), Costa (2002), Rapisarda et al. (2000) e Santos (2003), a implantação iônica de nitrogênio. Todos demonstrando testes que apontam excelentes resultados quanto à resistência e qualidade final dos instrumentos tratados, sendo essas alternativas promissoras. Tripi, Bonaccorso e Condorelli (2003) chamaram a atenção para um método de tratamento de superfície por deposição física de titânio que necessita de mais estudos, porém sinalizando como boa alternativa.

Quanto à implantação de íons de nitrogênio em limas de níquel-titânio, autores, como Costa (2002), Rapisarda et al. (2000), e Santos (2003), são unânimes em dizer que esse processo merece maior atenção por parte dos fabricantes. Isso por se tratar de tratamento imediato que deixa a lima pronta para o uso comercial, não provoca mudanças nas dimensões do material tratado nem altera a cor, é um processo reprodutível que pode ser controlado nas diversas fases, não introduz contaminantes nem tensões mecânicas durante sua execução, Hachman (1971). Foi observada também, a total ausência de microfraturas em instrumentos rotatórios de níquel-titânio tratados e utilizados no preparo de canais simulados, como também o aumento da resistência à fratura em 56% e à corrosão em 47%, sem alterar a flexibilidade da lima, Costa, Alonso-Falleiros e Santos (2000) e Santos (2003).

Na verdade, o cirurgião-dentista gostaria de usar esse instrumento maior número de vezes nos tratamentos endodônticos, que esse cortasse mais por mais tempo, melhorando o custo/benefício tanto para profissional quanto para o paciente. Isso, entretanto, sem perder a qualidade do preparo e com segurança durante a utilização.

Portanto, o aumento da resistência à perda de corte poderia elevar essa confiança, pois manteria as lâminas com corte suficiente para mais usos. Além do que, com maior resistência à perda de corte, ou seja, maior resistência ao desgaste, o instrumento diminuiria o atrito com as paredes do canal e, por conseguinte, as oportunidades para travamento e torção do instrumento, diminuindo a probabilidade de fratura.

Visto que sinais de deterioração em limas rotatórias novas e fabricadas por padrões convencionais têm sido constantemente observados em trabalhos de microscopia eletrônica de varredura, Alapati et al. (2004), Svec e Powers (2002), é

natural que não se tarde submeter esses instrumentos a processos de tratamento de superfície, principalmente após os resultados observados nos estudos que propõem tais alternativas.

A presente pesquisa implantou íons de nitrogênio em limas rotatórias novas para serem aplicadas em blocos de resina contendo canais simulados, criteriosamente padronizados valendo isso como forma indireta de medir a resistência à perda de corte das limas testadas. Com o auxílio de uma balança de precisão, pesando-se os mesmos antes e depois da instrumentação, pôde-se calcular a quantidade de resina removida do bloco após a ação rotatória das lâminas de corte do instrumento. Isto é, se a lima com o constante uso começa a remover menor quantidade de resina, significa que está cortando menos do que antes, sinal de que suas lâminas de corte estão mais desgastadas.

Esse método tem sido utilizado e considerado de grande valia por pesquisadores de instrumentos endodônticos tais como Torrisi e Dimarco (1999), Rapisarda (2001). Entretanto, neste estudo tornou-se obrigatória também a padronização da ação do preparo rotatório, para que a força e a amplitude de penetração exercidas no momento da instrumentação fossem as mesmas durante todo o ensaio. Para isso foi utilizado um simulador de ação da instrumentação endodôntica, onde o bloco permanecia fixo em um mandril e o contra ângulo com a lima ficava preso por um suporte móvel, que com o auxílio de uma mola recebia a impulsão manual de vai-e-vem simulando a ação do operador (Figura 4.3 de Materiais e Métodos). Uma régua milimetrada padronizou a amplitude de penetração do contra-ângulo previamente determinada em 2,5 mm a cada ciclo (Figura 4.4 de Materiais e Métodos). Assim, após 8 ciclos atingia-se um total de 20 mm para dentro do canal simulado. Um tensiômetro controlava a força de penetração, exercida no

momento da instrumentação, em 1,5 N. Assim, buscava-se a maior constância nos movimentos e na força de penetração.

Analisando-se os instrumentos implantados notou-se que não houve diferença estatisticamente significativa em nível de 5 % ($\alpha = 0,5 \%$) na quantidade de material removido a cada instrumentação, observadas as diferenças da perda de peso dos blocos de canais simulados em até 20 usos. Tal observação permite afirmar que o desgaste produzido nos blocos de resina pelos instrumentos implantados não sofreu alterações com o uso repetitivo de até 20 vezes, mostrando que a implantação iônica permitiu que os instrumentos tratados mantivessem a capacidade de corte da lima, permanecendo cortando tanto quanto um instrumento com 5 usos, mesmo após ter sido usada por 20 vezes (Tabela 5.2 de Resultados).

Para enfatizar isso, quando analisada a diferença percentual entre as médias da perda de corte das amostras que foram implantadas observa-se que o valor encontrado até 10 usos foi de 0,00%, assim como de 15 para 20 usos. E que de 5 para 15, 5 para 20, 10 para 15 e de 10 a 20 usos foi da ordem de apenas 2,85 % (Tabela 5.3 de Resultados). Isto é, empregando-se o tratamento por implantação iônica de nitrogênio as limas rotatórias de níquel-titânio poderão ser utilizadas mais vezes, mantendo o corte, e portanto, a eficiência e a segurança.

O grupo dos instrumentos não implantados mostraram perda progressiva do poder de corte, representada pela diminuição no desgaste do bloco de resina, estatisticamente significativa ($\alpha = 0,5 \%$) entre 5 e 15 usos, 5 e 20 usos, bem como entre 10 e 20 usos (Tabela 5.2 de Resultados).

Quando analisada a diferença percentual entre as médias da perda de corte das amostras, nota-se que na comparação dos grupos que, não foram estatisticamente significantes, a perda de corte foi em média 21,50% conforme se

aumentava em 5 vezes uso do instrumento. Já para os que, comparativamente, tiveram diferença estatisticamente significativa a diferença percentual entre as médias da perda de corte foi de 37,08 %, 51,67 % e 40,04 % entre 5 e 15, 5 e 20 e 10 e 20 usos, respectivamente, mostrando que as amostras desgastaram em média 38,56 % quando se fez 10 usos a mais e progrediu para 51,67 % com 15 usos mais que de início (Tabela 5.4 de Resultados), mostrando que com 20 usos as amostras sem tratamento de superfície já haviam perdido mais de 50 % do poder de corte das suas lâminas.

Ao serem comparados instrumentos implantados com não implantados, observa-se que em 5 e 10 usos ambos comportaram-se igualmente no que respeita à perda de corte, não havendo diferença estatisticamente significativa ($p > 5\%$). Isso comunga com a literatura, Serene, Adams e Saxena (1992) e Tongbaiyai e Torabinejad (1999), que limas produzidas em liga de níquel-titânio resistem ao desgaste das lâminas de corte em até 10 usos, desde que não utilizadas em canais atrésicos ou calcificados, embora a diferença percentual entre as médias da perda de corte das amostras tenha se elevado para 24,23 % nos instrumentos com 10 usos que não receberam tratamento de superfície, comparativamente, com os de 10 usos implantados.

Já na comparação entre implantados (I) com 5, 10, 15 e 20 usos com não implantados (NI) com 15 e 20 usos a diferença foi estatisticamente significativa ($\alpha = 0,5\%$), sendo que de 5 (I) para 15 (NI) a diferença percentual entre as médias da perda de corte foi de 40,57 % e de 5 (I) para 20 (NI) foi de 54,57 % (Tabela 5.5 de Resultados).

Portanto, ao se compararem os diferentes grupos experimentais observa-se que instrumentos implantados com 15 e 20 utilizações mostraram maior eficiência de

corde após o uso repetitivo, representada pela manutenção do desgaste da resina, quando comparados com instrumentos não implantados com o mesmo número de usos. Tais resultados mostram que a resistência à perda de corte de instrumentos não implantados diminui progressivamente, o que, conseqüentemente, leva ao aumento do atrito nas paredes do canal radicular com maior risco de fratura da lima durante sua utilização.

A importância desse fato se dá quando se leva isso para a clínica diária, onde o profissional que insiste em utilizar, por várias vezes, um instrumento rotatório sem tratamento de superfície estará aumentando a chance de travá-lo e até mesmo fraturá-lo.

Os resultados deste trabalho demonstram a eficiência do tratamento de superfície por implantação iônica de nitrogênio, tornando os instrumentos rotatórios de níquel-titânio mais resistentes à perda de corte. Isso ocorre, provavelmente porque a implantação de nitrogênio previne a oxidação da camada externa da lima, o que incrementa essa propriedade por manter a precisão e a forma das lâminas mesmo após sua utilização, prolongando a vida útil do instrumento.

Além do que, como visto em pesquisa anterior, Costa, Alonso-Falleiros e Santos (2000), deixa-os mais resistentes à corrosão, pois o tratamento da superfície dos instrumentos de níquel-titânio com nitrogênio aumenta consideravelmente a capacidade do material se repassivar após a nucleação do pite mesmo tendo sofrido torção. Apresentam maior resistência à fratura por torção e não alteraram a flexibilidade do mesmo, Santos (2003).

Dessa forma, este estudo vem contribuir, de maneira objetiva e a mais padronizada possível, com a comunidade endodôntica e também com os fabricantes destes instrumentos. Embora o custo inicial do equipamento de implantação iônica

seja alto para a empresa, os benefícios são tão expressivos que o profissional cirurgião-dentista não irá hesitar na hora de adquirir uma lima rotatória de níquel-titânio de uma marca que faça uso de tal processo. Principalmente porque com melhor desempenho e sendo mais efetivos serão capazes de modelar mais canais radiculares curvos, com maior segurança, antes de serem descartados.

7 CONCLUSÕES

A partir dos dados obtidos, é lícito dizer que:

- 7.1 Os instrumentos não implantados mostraram perda progressiva do poder de corte significativamente entre 5 e 15 usos, 5 e 20 usos, bem como entre 10 e 20 usos.
- 7.2 O processo de implantação iônica permitiu que os instrumentos tratados mantivessem a capacidade de corte até 20 usos.
- 7.3 Comparando-se instrumentos implantados e não implantados, observou-se que até 10 usos ambos comportaram-se igualmente no que respeita à perda de corte. Já na comparação entre ambos com 15 e 20 usos a diferença foi significativa.

REFERÊNCIAS¹

Alapati BS, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. J Endod 2003;29(10):667-9.

Alapati BS, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary files. J Endod 2004;30(5):339-41.

Alapati BS, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observation of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. J Endod 2005;31(1):40-3.

American Dental Association - ADA. Council dental research, Guide to dental materials specifications, information on the use and properties of dental materials and a listing of certificated brands; ADA Chicago, 5th ed. 1962.

American Dental Association - ADA. Council on dental materials, instruments and equipment. New American National Standards Institute. Specification n° 28 for Endodontics Files and Reamers. J Am Dent Assoc 1975a;93(4):813-7.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviaturas de periódicos segundo Bases de Dados MEDLINE

American Dental Association - ADA. Council on dental materials, Instruments and Equipament. New American National Standarts Institute. Specification n° 29 General specification for Hand Instruments. J Am Dent Assoc 1975b;93(4):818-23.

American Dental Association - ADA. Council on dental materials, Instruments and equipament. Revised American National Standarts Institute. Specification n° 28 for root canal files and reamers, type K, and n° 58 for root canal files type H (Hedstrom). J Am Dent Assoc 1989;118(2):239-40.

Andrade WB. Instrumentação automatizada do canal radicular [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2001.

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(4):234-6

Baumann M. Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1999;88(6):714-8.

Bombana AC. Análise química (quantitativa) das ligas de aço inoxidável de alguns instrumentos endodônticos de diferentes tipos e procedências – contribuição ao estudo [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 1985.

Bonetti Filho I, Esberard RM, Leonardo RT, Del Rio CE. Microscopic evaluation of three endodontic files pre and post instrumentation. J Endod 1999;24(7):461-4.

Bortinick KL, Steiman R, Ruskin A. Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air- driven handpieces. J Endod 2001;27(1):57-9.

Chow DY, Stover SE, Bahcall JR, Jaunberzins A, Toth JM. An in vitro comparison of the rake angles between K3 and Profile endodontic file systems. J Endod 2005;31(3):183-5.

Costa C, Santos M. Caracterização morfológica de defeitos na superfície de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. RPG 2000;7:16.

Costa C, Alonso-Falleiros N, Santos M. Análise morfométrica de três instrumentos rotatórios de níquel-titânio. ECLER Endod [periódico on line] 2000; 21(1). Disponível em : < <http://www.birme.br/ecler> [2005 fev. 06]

Costa C. Influência da implantação iônica na resistência à torção e à corrosão de instrumentos rotatórios de níquel-titânio [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2002.

Craig RG, Peyton FA. Physical properties of carbon steel root canal files and reamers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1962;15(2):213-6.

Craig RG, Mciwain ED, Peyton FA. Bending and torsional properties of endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1968;25(2):239-54.

Cyvjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potencial application of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res* 1975;54(1):89-96.

Dameto FR, Filho MT, Bonifácio CC; Filho EMM, Godoi RHM. Composição química das limas de ni-ti. Microanálise em EDX e SEM. *Pesq Odontol Bras* 2000;14:107.

Dionísio PH. Implantação iônica e difusão auxiliada por radiação de Sn [Tese de Doutorado]. Porto Alegre: Faculdade de Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 1986.

Dovgan JS. Incorporating nickel titanium instrumentation into your practice. *Dent Today* 1998;17:10.

Eggert C, Peters O, Barbakow F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J Endod* 1999;25(7):494-7.

Gabel WP, Hoen M, Steiman R, Pink FE, Dietz R. Effect of rotacional speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod* 1999;25(11):752-4.

Gonçalves APL. Instrumentos de níquel-titânio [Monografia de Especialização]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de Bauru; 1997.

Gumarães JLH. Influência do grau de proficiência técnica dos operadores no preparo de canais curvos, quando do emprego de instrumentos rotatórios de níquel-titânio [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

Hachman RF. Ion Implantation. In: Metals handbook: corrosion. 9^a ed. Ohio: Euroamerica; 1971. cap. 13, p. 422-6.

Hanni S, Schonenberger, Peters AO, Barbakow F. Teaching na engine-driven preparation technique to undergraduates: initial observations. Int Endod J 2003;36:476-82.

Himel VT, Ahmed KM, Wood DM, Alhadainy HA. An evaluation of nitinol and stainless steel files used by dental students during a laboratory proficiency exam. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996;79(2):232-7.

Ingle JI. The need for endodontic instruments standardization. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1955;8(11):1211-4.

Ingle JI. Standardized endodontic technique utilizing newey designed instruments and filling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1961;14(1):83-91.

Ingle JI, Levine J. the need for uniformity of endodontic instruments, equipments and filling material. In: 2nd International Conference on Endodontics; May 1958. Chicago: Euroamerica; 1958.

Kamei SK, Santos M, Bombana AC. Análise comparativa da flexibilidade de instrumentos endodônticos, submetidos ou não a tratamento térmico. *Pesq Odontol Brás* 2000;14(3):213-8.

Kapczinski MP. Estudo comparativo da resistência superficial do titânio comercialmente puro e do titânio nitretado à plasma [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2000.

Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LSW. The endodontic file is a disposable instrument. *J Endod* 1995a;21(9):451-5.

Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LSW. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996;81(5):596-602.

Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LSW. Machining efficiency of nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 1995b;21(4):216.

Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *J Endod* 1996;22(10):543-6.

Leonardo MR, Leonardo, RT. Da estandarização aos instrumentos rotatórios: o que mudou? In: *Atualização na clínica odontológica*. São Paulo: Artes Médicas; 2002. cap. 1, p. 1-14.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF. Instrumentos endodônticos. In: Siqueira Jr JF. Tratamento de infecções endodônticas. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1997. cap. 16, p. 274-317.

Marending M, Lutz F, Barbakow. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J* 1998;31:57-62.

Marsicoverete ES, Clement DJ, Del Rio CE. Morfometric video analysis of the engine-driven nickel-titanium Lightspeed instrument system. *J Endod* 1996;22(5):231-5.

McKendry DJ, Krell KV. Instrumental endodôntico In: Walton RE, Torabinejad M. Princípios e prática em endodontia Chicago: Euroamerica; 1997. cap. 10, p. 152-65.

Mc Spadden J, Mounce R. Rotary instrumentation. *Dent Today* 2004;23(7):88-91.

Montgomery S, Canales ML, Del Rio CE. File damage during root canal preparation. *J Endod* 1984;10(2):45-7.

Oliet S, Sorin SM. Torsional tester for root canal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;20(5):654-62.

Parashos P, Messer HH. Questionnaire survey on the use rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. *Int Endod J* 2004;37:249-59.

Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. J Endod 2004;30(8):559-65.

Rapisarda E, Trip T, Bonaccorso A. Studio al SEM sul deterioramento dei Profile .04 e .06. Minerva Stomatol 1998a;47(11):597-603.

Rapisarda E, Trip T, Bonaccorso A, Gentile C. Valutazione in vitro delle lime endodontiche in NiTi. Dent Cadmos 1998b;66(10):37-45.

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. J Endod 2001;27(9):588-92.

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi T. R, Fragalk I, Condorelli GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;89(3):363-8.

Roane JB, Sabala C. Clockwise or counterclockwise. J Endod 1984;10(8): 349-53.

Santos M. Avaliação comparativa do comportamento, diante de ensaio de torção, de limas endodônticas de diferentes tipos, marcas e números, submetidas ou não a um tratamento térmico recristalizador [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 1994

Santos M. Efeito da implantação de íons nitrogênio na flexão de limas rotatórias de níquel-titânio [Tese de Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2003.

Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Meeser HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):156-60.

Scelza Neto PS. Análise morfométrica de instrumentos de niti acionados a motor [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2002.

Schafer E. Relationship between desing features of endodontic instruments and their properties. Part 1. Cutting efficiency. *J Endod* 1999a;25(1):52-5.

Schafer E. Relationship between desing features of endodontic instruments and their properties. Part 2. Instrumentation of curved canal. *J Endod* 1999b;25(1):56-9.

Schafer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J Endod* 2002;28(12):800-2.

Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974;18(2):269-96.

Scott G, Walton R. Ultrasonic endodontics: the wear of instruments with usage. *J Endod* 1986;12(7):278-83.

Segall RO, Mayjor DC, Del Rio CE, Brady JM. Evaluation of endodontic instruments as received from the manufacturer: The demand for quality control. *Oral Surg Oral Méd Oral Pathol* 1977;44:463-7.

Serene PT, Adams DJ, Saxena A. Nickel-titanium instruments: applications in endodontics. Chicago: Ishiyaku Euroamerica; 1992. cap. 5, p. 103-7.

Sonntag D, Delschen S, Stachniss V. Root-canal shaping with manual and rotary Ni-Ti files performed by students. *Int Endod J* 2003;36:715-23.

Sotokawa T. A systematic approach to preventing intracanal breakage of endodontic files. *Endod Dent Traumatol* 1990;6(2):60-2.

Spanberg L. The wonderful world of rotary root canal preparation. *Oral Surg Oral Med Oral Patol* 2001;92(5):479.

Stenman E, Spangberg LSW. Root canal instruments are poorly standardized. *J Endod* 1993;19(7):327-34.

Svec TA, Powers JM. A method to assess rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000; 26(9):517-8.

Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod* 2002; 28(2):105-7.

Sydney GB, Batista A, Melo LL. Técnica de preparo com movimento rotatório. In: Atualização para a clínica odontológica. São Paulo: Artes Médicas; 2003. cap. 8, p. 148-88.

Tepel J, Schafer E, Hope W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion, Part 1. Cutting efficiency. J Endod 1995;21(8):418-21.

Tongbaiayai C, Torabinejad M. The durability of .04 taper rotary Ni-Ti files after simulated clinical usage. J Endod 1999;25(4):292.

Torrisi L, Dimarco G. Investigations of endodontic instruments in NiTi superelastic alloy. Met Sci Technol 1999;17(2):59-64.

Tripi TR, Bonaccorso A, Rapisarda E, Tripi V, Condorelli GG, Marino R et al. Depositions of nitrogen on NiTi instruments. J Endod 2002;28(7):497-500.

Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. J Endod 2003;29(2):132-4.

Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. J Endod 2000;26(7):414-7.

Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in Protaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31(3):183-5.

Wallia H, Brantley AW, Gertein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14(7):546-51.

Walton RE, Rivera EM. Esvaziamento e instrumentação. In: Walton RE, Torabinejad M. *Princípios e prática em endodontia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan;1997. cap. 13, p. 223-33.

Wever DJ, Veldhuizen AG, Busscher HJ, Uges DRA, Van Horn JR. Electrochemical and surface characterization of the nickel-titanium alloy. *Biomaterials* 1997;19(7):761-9.

Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used Profile nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2004;30(6):410-2.

Yelsilsoy C, Koren LZ, Bolanos Or, Mors DR. A scanning electron microscopic examination of surface changes obtained from two variable methods of precurving files: a clinical observation. *J Endod* 1986;12(9):408-13

Yeung KW, Poon RW, Liu XY, Ho JP, Chung CY, Chu PK et al. Corrosion resistance, surface mechanical properties, and cytocompatibility of plasma immersion ion implantation-treated nickel-titanium shape memory alloys. *Biomed Mater Res* 2005;2(1):19-24.

Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H. Influence of composition and purity on tensile properties of Ni-Ti alloy castings. *Dent Mater J* 1992;11(2):157-64.

Zmener O, Speilberg C. Cleaning of endodontic instruments before use. *Endod Dent Traumatol* 1995;11(1):10-4.

Zuolo ML, Walton RE, Murgel CAF. Canal Master files: scanning electron microscopic evaluation of new instruments and their wear with clinical usage. *J Endod* 1992;18(7):336-9.

Zuolo ML, Walton RE. Stainless steel and NiTi files: their wear with usage. *J Endod* 1995;21(4):216.

Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: Nickel-titanium versus stainless steel. *Quintecensse Int* 1997;28(6):397-402.

APÊNDICE A

Tabela Ap.A1 - Valores originais, em miligramas, encontrados para a diferença da perda de peso ocorrida nos blocos de resina contendo canais simulados após a instrumentação com as amostras implantadas (G1) usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes

AMOSTRAS IMPLANTADAS	5 USOS	10 USOS	15 USOS	20 USOS
1	0,67	0,68	0,63	0,63
2	0,66	0,65	0,64	0,62
3	0,63	0,65	0,64	0,64
4	0,67	0,66	0,64	0,64
5	0,65	0,63	0,62	0,62
6	0,68	0,65	0,63	0,65
7	0,64	0,63	0,63	0,63
8	0,65	0,65	0,64	0,64
9	0,64	0,67	0,64	0,64
10	0,65	0,64	0,62	0,62

Tabela Ap.A2 - Valores originais, em miligramas, encontrados para a diferença da perda de peso ocorrida nos blocos de resina contendo canais simulados após a instrumentação com as amostras não implantadas (G2) usadas por 5, 10, 15 e 20 vezes

AMOSTRAS IMPLANTADAS	5 USOS	10 USOS	15 USOS	20 USOS
1	0,61	0,52	0,39	0,30
2	0,57	0,49	0,40	0,32
3	0,60	0,53	0,38	0,29
4	0,61	0,50	0,36	0,29
5	0,63	0,48	0,39	0,28
6	0,62	0,49	0,37	0,30
7	0,64	0,47	0,39	0,30
8	0,61	0,49	0,42	0,30
9	0,65	0,50	0,38	0,32
10	0,60	0,48	0,40	0,28

A. Freqüências por intervalos de classe:

Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal	: 0,44	5,40	24,20	39,89	24,20	5,40	0,44
Curva experimental:	2,50	2,50	20,00	50,00	17,50	7,50	0,00

B. Cálculo do Qui quadrado:

Interpretação

Graus de liberdade : 4

Valor do Qui quadrado: 7,52 A distribuição amostral testada

Probabilidade de Ho : 11,0800 % é normal

Quadro Ap.A3 - Teste de aderência à curva normal, valores originais, para os grupos G1 (amostras implantadas) e G2 (amostras não implantadas)

Análise de Variância : Valores originais

<u>Fonte de variação</u>	<u>Soma de Quadr.</u>	<u>G.L.</u>	<u>Quadr. Médios</u>	<u>(F)</u>	<u>Prob. (H0)</u>
Entre colunas	0,3242	3	0,1081	428,40	0,000%
Entre linhas	0,7527	1	0,7527	%2983.350830078125	0,000%
Interação CxL	0,2382	3	0,0794	314,72	0,000%
Resíduo	0,0182	72	0,0003		
Varição total	1,3334	79			

Quadro Ap.A4 - Resultados da Análise de Variância

Resultados do teste de Tukey

Resíduo na análise de variância	:	1,82000
Nível de probabilidade indicado	:	5
Número de dados da amostra	:	80
Número de médias comparadas	:	8
Número de dados para cada média	:	10
Graus de liberdade do resíduo	:	72
Valores de q tabelado, (ao nível de 5 %), para 8 médias e 72 graus de liberdade	:	4,424
Valor crítico de Tukey calculado	:	0,18873

Quadro Ap.A5 - Resultados do teste de Tukey para as comparações das médias