LUÍS GUILHERME BERTONI LAURETTI

**INFLUÊNCIA DA VELOCIDADE DE ROTAÇÃO E DO NÚMERO DE
USOS NO TEMPO DE TRABALHO E NA FRATURA DE
INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO**

São Paulo

2006

Luís Guilherme Bertoni Lauretti

Influência da velocidade de rotação e do número de usos no tempo de trabalho e na fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Endodontia

Orientador: Prof. Dr. Celso Luiz Caldeira

São Paulo

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Lauretti LGB. Influência da velocidade de rotação e do número de usos no tempo de trabalho e na fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo, / / 2006

Banca Examinadora

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

Titulação:

Julgamento:..... Assinatura:.....

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

Titulação:

Julgamento:..... Assinatura:.....

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

Titulação:

Julgamento:..... Assinatura:

DEDICATÓRIA

Aos **meus pais Márcio e Rosa**, que me ensinaram o verdadeiro significado de uma família. Pelo carinho, amizade, dedicação, exemplos profissionais na minha carreira e, principalmente, como exemplos de vida a serem seguidos.

À minha noiva **Fabiana**, pela compreensão em todos os momentos que estive ausente, sempre com muito carinho e amor.

Aos meus irmãos **Renato e Márcia**, que sempre torceram muito por mim. Vocês dois são muito importantes na minha vida.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Celso Luiz Caldeira, pelo respeito, paciência e aprendizado, tornando possível a realização desse sonho. Minha eterna gratidão.

Ao Prof. José Laurière Horta Guimarães, pela amizade, companheirismo e incentivo durante todo curso de Mestrado. Sua colaboração foi imprescindível.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Bombana, pelos conhecimentos e oportunidades. Muito Obrigado.

Ao Prof. Kleber Kildare T. Carvalho, pela colaboração e incentivo nessa caminhada.

Ao Prof. Dr. Marcelo dos Santos, pelos conselhos e conhecimentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi, pelo estímulo ao longo do caminho.

Aos meus colegas da Disciplina de Endodontia da UMESP, Adriana, Maeda, Luiz e Shogun.

Às amigas do Curso de Mestrado, Carmen, Claudia, Julieta e Karina pela agradável convivência.

Ao Rubens, técnico do laboratório do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola Politécnica da USP, pela disposição com que me ajudou na criação de alguns dispositivos.

À empresa FKG Dentaire, em especial ao amigo Sr. Jean Claude Rouiller, pelo material cedido para a elaboração dessa dissertação.

À empresa Sisten, em especial aos amigos Aldayr e Alessandro, pelo material cedido.

À amiga Sandra, da empresa Optimum, pela agilidade na disposição do material solicitado.

À empresa P-oclusal, em especial ao Marcelo e Fernando Mandeta, pelos blocos de resina utilizados.

Às secretárias Ana Maria e Neusa e Sr. Aldo, pelo constante auxílio.

A CAPES pela bolsa de Mestrado.

Agradecimento especial aos meus avós, tios, primos, amigos, alunos e pacientes que torceram daqui ou “lá de cima” para eu alcançar meus objetivos.

Lauretti LGB. Influência da velocidade de rotação e do número de usos no tempo de trabalho e na fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

Inúmeras são as vantagens da utilização de instrumentos rotatórios de níquel-titânio no preparo químico-cirúrgico, como por exemplo, melhor modelagem dos canais curvos e uma diminuição significativa no tempo de trabalho. Todavia, a maior preocupação no uso desses instrumentos tem sido a sua fratura, principalmente, por sua ocorrência estar ligada a diferentes fatores. O objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da velocidade de rotação e do número de usos, no tempo de trabalho e na ocorrência de fraturas de instrumentos de dois sistemas rotatórios de níquel-titânio (K3 e RaCe), em canais simulados com mesmo ângulo de curvatura. Foram avaliados os instrumentos 25/.04 dos dois sistemas nas velocidades de 180, 350, 600 rpm ao instrumentarem 5 mm referentes à curvatura dos canais simulados. Para cada velocidade foram utilizadas limas com 1, 2 e 3 usos. Um contra-ângulo foi adaptado a um dispositivo calibrado para realizar movimentos padronizados de penetração nos canais simulados. Foram mensurados: o tempo necessário para instrumentar a curvatura do canal e a quantidade de fraturas ocorridas. Os resultados obtidos foram submetidos a ANOVA sendo em seguida empregado o teste de Tukey ($\alpha=5\%$). Sob as condições desse experimento, o aumento da velocidade diminuiu o tempo de instrumentação em ambos os sistemas. Os instrumentos RaCe prepararam o canal em menor tempo do que os instrumentos K3 nas velocidades de 350 e 600 rpm ($p<0,05$), não havendo diferença em 180 rpm ($p>0,05$). Ocorreu maior número de instrumentos fraturados nas velocidades de 180

e 600 rpm para o sistema RaCe e de 600 rpm para o K3, e nenhuma fratura na velocidade de 350 rpm para ambos. O número de usos não influenciou o tempo de trabalho para nenhum sistema ($p>0,05$), porém, o número de fraturas aumentou proporcionalmente ao aumento do número de usos, exceto na velocidade de 350 rpm na qual não ocorreram fraturas. Os instrumentos RaCe apresentaram maior índice de fratura para a velocidade de 180 rpm (30%) do que para 600 rpm (13,33%). A velocidade de 350 rpm foi a mais segura para os instrumentos de ambos os sistemas.

Palavras-Chave: Velocidade de Rotação; Fratura; Instrumentos Rotatórios

Lauretti LGB. Influence of rotational speed and simulated clinical use on breakage and instrumentation time of rotary nickel-titanium files [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

Use of nickel-titanium rotary instruments has many advantages like better shaping of curved canals and lower working time. However, instrument fracture has always been a serious concern in root canal treatment because it involves a lot of factors. The aim of this study was to evaluate the influence of rotational speed and number of uses on the preparation time and incidence of fractures of K3 and RaCe instruments, using simulated root canals with the same angle of curvature. Nickel-titanium 25/.04-tapered instruments of both rotary systems were tested at 180, 350 and 600 rpm during shaping of 5 mm curvature's extent. The files were used 3 times in each rotational speed. A contra-angle electric handpiece was mounted on a machine that was calibrated to deliver a constant penetration movement. Working time and incidence of fractures were measured. The results were analyzed statistically using a one-way analysis of variance with a post-hoc Tukey test ($\alpha=5\%$). Under the conditions of this study, higher rotational speeds reduced preparation time for both rotary systems. RaCe instruments showed lower preparation time than K3 instruments at 350 and 600 rpm ($p<0,05$). There was no significant difference at 180 rpm ($p>0,05$). There was a higher incidence of fractures at 180 and 600 rpm for RaCe instruments and at 600 rpm for K3 instruments. No file breakage occurred at 350 rpm for both instruments. Preparation time was not influenced significantly by the frequency that the files were used ($p>0,05$). Incidence of fractures increased with an

increase in the number of file usage, unless at 350 rpm in which none of the files fractured.

At 180 rpm, RaCe instruments showed a higher incidence of breakage than at 600 rpm. Rotational speed of 350 rpm was the safest for both kind of instruments tested in this study.

Keywords: Rotational Speed; File Breakage; Rotary Instruments

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - Bloco de resina com canal simulado.....	43
Figura 4.2 - Instrumentos utilizados no experimento.....	44
Figura 4.3 - Dispositivo mecânico utilizado no experimento.....	47
Figura 4.4 - Gabarito metálico e mandril utilizados para ajuste da guia de penetração	47
Figura 4.5 - Régua milimetrada utilizada para padronização da profundidade de penetração	48
Figura 4.6 - Comparação entre os blocos sem e com o preparo cervical realizado ..	49
Figura 5.1 -Gráfico das médias do tempo de trabalho (s), nas diferentes velocidades, dos instrumentos RaCe e K3	54
Figura 5.2 - Gráfico das médias do tempo de trabalho (s), nos diferentes números de usos, dos instrumentos RaCe e K3.....	56
Figura 5.3 - Gráfico das médias do tempo de trabalho (s), para o instrumento RaCe, em função das velocidades e número de usos empregados.....	57
.	
Figura 5.4 - Gráfico das médias do tempo de trabalho (s), para o instrumento K3, em função das velocidades e número de usos empregados.....	57
.	

Figura 5.5 - Gráfico das médias do tempo de trabalho(s), para os instrumentos RaCe e K3.....	58
Figura 5.6 - Gráfico da porcentagem de fraturas ocorridas, nas diferentes velocidades, nos instrumentos RaCe e K3.....	60
Figura 5.7 - Gráfico da porcentagem de fraturas ocorridas, nos diferentes números de usos, nos instrumentos RaCe e K3.....	60
Figura 5.8 - Gráfico da porcentagem de fraturas ocorridas nos instrumentos RaCe e K3.....	60

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 4.1 - Divisão dos grupos experimentais dos instrumentos RaCe	45
Quadro 4.2 - Divisão dos grupos experimentais dos instrumentos K3.....	45
Tabela 5.1 - Média de tempo de trabalho em segundos (s) para os instrumentos RaCe.....	52
Tabela 5.2 - Média de tempo de trabalho em segundos (s) para os instrumentos K3	52
Tabela 5.3 - Análise de variância das médias amostrais com valores originais	53
Tabela 5.4 - Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey	54
Tabela 5.5 - Análise de variância das médias amostrais com valores originais	55
Tabela 5.6 - Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey	55
Tabela 5.7 - Resultados do teste t de Student para os valores de tempo de trabalho, em segundos, dos instrumentos RaCe e K3, independente da velocidade de rotação e número de usos empregados.....	58
Tabela 5.8 - Quantidade de instrumentos RaCe fraturados.....	59
Tabela 5.9 - Quantidade de instrumentos K3 fraturados.....	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANSI/ADA	American National Standards Institute / American Dental Association
mm	milímetro
N.cm	Newton por centímetro
NiTi	Níquel-Titânio
nº	número
rpm	rotações por minuto
s	segundos

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 Ligas de níquel-titânio	20
2.2 Sistemas rotatórios de níquel-titânio	23
2.2.1 velocidade de rotação	33
2.2.2 deterioração por número de usos.....	37
3 PROPOSIÇÃO	41
4 MATERIAL E MÉTODOS	42
5 RESULTADOS.....	52
6 DISCUSSÃO	61
7 CONCLUSÕES	75
REFERÊNCIAS.....	76
APÊNDICES	83
ANEXOS	93

1 INTRODUÇÃO

As dificuldades anatômicas dos canais radiculares, como curvaturas, achatamentos e deformidades sempre desafiaram clínicos e especialistas ao longo do tempo, criando uma busca incessante por técnicas e instrumentos que melhorassem a qualidade, a segurança e a eficiência da fase de limpeza, e modelagem da terapia endodôntica.

Dentre os avanços tecnológicos dos instrumentos, vale ressaltar o surgimento das ligas de níquel-titânio, caracterizadas por sua flexibilidade e superelasticidade. Limitados quanto a sua eficiência de corte quando empregada a cinemática de imagem, esses instrumentos permitiram o advento da instrumentação rotatória por motores elétricos devido a alta resistência à torção que apresentam.

Atualmente, a instrumentação mecanizada de canais radiculares com instrumentos rotatórios de níquel-titânio é cada vez mais comum na Endodontia.

A manutenção da forma final do preparo, menor tempo de trabalho e, conseqüentemente, menor fadiga tanto do operador como do paciente, são algumas das inúmeras vantagens proporcionadas por esses instrumentos.

Apesar de suas inegáveis qualidades, o índice de fraturas de tais instrumentos durante o preparo automatizado, ainda é motivo de preocupação dos profissionais, principalmente em virtude das desagradáveis intercorrências associadas a essa complicação. Devido às características da liga de níquel-titânio, esses instrumentos podem fraturar sem qualquer sinal aparente de defeito ou deformação anterior.

Na maioria das situações clínicas, a fratura do instrumento ocorre na porção apical do canal, dificultando a sua remoção e impedindo a correta limpeza e modelagem do canal radicular em toda extensão do comprimento de trabalho. Por consequência, a busca por soluções para esse problema tem sido abordada cada vez mais na literatura.

Motores elétricos com controle de torque, velocidade e reverso automático são algumas das alternativas propostas, porém a técnica ainda é limitada pela deficiência de se determinar com precisão a diferença de torque máximo de um instrumento de primeiro ou mais usos, ou mesmo após o estresse sofrido ao trabalhar num canal de curvatura acentuada.

Como consequência da constante procura por melhores propriedades dos instrumentos, o mercado atual disponibilizou uma gama de sistemas rotatórios, com diferentes secções transversais, ângulos de corte, conicidades e acabamentos superficiais.

A variação no desenho dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio pode determinar comportamentos clínicos muito distintos em função das diferentes propriedades físicas e mecânicas. Assim sendo, a eficiência de corte, a resistência à torção e ao desgaste são algumas das propriedades determinadas pelas diversas formas de secções transversais desses instrumentos.

Dentre os vários aspectos que podem influenciar no desempenho e na fratura desses instrumentos, vale ressaltar: a velocidade de rotação e o número de usos.

Poucos são os estudos desses fatores, intimamente ligados à fratura por fadiga ou flexão, que tentam elucidar os seus reais efeitos nesse tipo de complicação.

As velocidades de rotação maiores podem significar menor tempo de trabalho, mas ao custo de um maior risco de fratura, principalmente, na instrumentação de canais curvos. Além disso, a velocidade de rotação empregada pode, também, determinar comportamentos distintos em instrumentos com diferentes desenhos de parte ativa.

O número de vezes que o instrumento pode ser utilizado, antes de ser descartado pelo profissional, sempre foi motivo de muitas dúvidas. A fadiga do instrumento depende do grau de curvatura do canal (quanto menor o raio de curvatura, maior a fadiga sofrida pelo metal) e do número de rotações do instrumento dentro do canal. O calibre, a conicidade, o torque e a velocidade de rotação do instrumento também influenciam sua fadiga.

Dois dos sistemas mais recentes no mercado são o RaCe da FKG Dentaire e o K3 da Sybron Dental Specialties, com desenhos bem distintos de parte ativa e secção transversal. Os estudos sobre suas propriedades e características ainda não são completos.

Assim sendo, parece importante avaliar a influência da velocidade de rotação e do número de usos, de dois diferentes instrumentos rotatórios, no tempo de trabalho e na incidência de fraturas em canais simulados com mesmo diâmetro e ângulo de curvatura.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Durante muito tempo, acreditou-se que o uso de drogas antissépticas e antibióticas no interior dos canais era a principal solução para os problemas oriundos da contaminação dos canais radiculares. Apenas a partir da década de 50 do século passado que o perfil da Endodontia começou a se modificar, valorizando a fase mecânica da terapia endodôntica.

Autores como Auerbach (1953) e Hare (1953) começaram a destacar a fase do preparo do canal radicular como a real responsável pela eliminação da infecção.

Assim, as substâncias mais agressivas passaram a ser substituídas por outras melhor toleradas (PAIVA; ANTONIAZZI, 1988).

A melhoria da qualidade dos instrumentos tornou-se necessária, assim como a padronização dos instrumentos endodônticos, preocupação salientada na época por Ingle (1955).

Ingle (1961) salientou que a falta de uniformidade dos instrumentos era a principal responsável pelos fracassos e sugeriu a criação de normas a serem seguidas na sua fabricação. Nessa oportunidade, apresentou a técnica seriada de instrumentação, alicerçada na padronização dos instrumentos endodônticos.

Nessa época, o aço carbono, que era a liga de eleição para fabricação dos instrumentos, foi gradativamente substituído pelo aço inoxidável, por este apresentar melhor resistência à fratura e maior flexibilidade (CRAIG; PEYTON, 1963).

Craig, McIlvan e Peyton (1968) pesquisando o comportamento dos instrumentos de aço carbono e aço inoxidável no que tange à rigidez e a resistência

à torção, concluíram ser o aço inoxidável mais vantajoso para o uso clínico pela sua maior capacidade de sofrer deformação permanente sem fraturar.

A utilização de instrumentos de aço inoxidável permitiu um aumento na quantidade de tratamentos de dentes com raízes curvas e canais atresiaados, assim como o surgimento de novas técnicas de instrumentação que visavam melhorar o preparo dos dentes com tais dificuldades anatômicas.

Preocupado com a qualidade desses tratamentos, Schneider (1971) comparou o grau de curvatura do canal radicular com a circularidade resultante de seu preparo. O grau de curvatura dos dentes utilizados foi mensurado na radiografia. Os canais radiculares eram considerados: retos, quando apresentavam 5 graus ou menos de curvatura; moderados, de 10 a 20 graus; e severos, quando as curvaturas apresentavam variações de 25 a 70 graus. Concluiu o autor, que é muito fácil obter forma circular em canais retos e na região apical utilizando instrumentos tipo K.

Schilder (1974) apresentou o trabalho que consagrou o termo “cleaning and shaping” como sinônimo dos objetivos da instrumentação do canal radicular. Salientou, entre outros conceitos do preparo do canal radicular, que a instrumentação deveria conferir-lhe uma forma tronco-cônica com a extremidade voltada para o ápice e limpeza dos componentes orgânicos.

A American Dental Association (1976) emitiu a especificação nº 28, estabelecendo normatização nos testes de avaliação e controle de qualidade dos instrumentos endodônticos de aço carbono e de aço inoxidável.

Em função de suas melhores propriedades como: capacidade de corte, resistência à corrosão e à fratura, as limas de aço inoxidável já eram preferidas em relação às aquelas de aço carbono. A partir desse instante, as limas confeccionadas em ligas de aço inoxidável passaram a ser mais estudadas.

Apesar de suas muitas qualidades, o aço inoxidável apresenta, em contrapartida, algumas propriedades físicas bastante indesejáveis. Dentre elas, a baixa flexibilidade e resistência à fratura que são determinantes para a ocorrência de desvio apical no preparo de canais curvos.

2.1 Ligas de níquel-titânio

Os estudos continuaram na busca por uma liga metálica que resultasse em um instrumento mais vantajoso. Wallia, Brantley e Gertein (1988) desenvolveram um trabalho com limas manuais de número 15, fabricadas a partir de uma liga de níquel-titânio. Segundo os resultados, as limas de níquel-titânio apresentaram deformação permanente somente a partir de 90 graus, sendo bem mais flexíveis do que as de aço inoxidável, que apresentaram deformação permanente a partir de 30 graus. As limas de níquel-titânio apresentaram maior resistência à fratura por torção nos sentidos horário e anti-horário.

Dotada de extraordinária flexibilidade, parecia promissora a utilização dessa liga em instrumentos endodônticos para o preparo de canais curvos. Segundo os mesmos autores, essas ligas apresentavam efeito memória de forma, que se associa à transformação martensítica de sua grade cristalina induzida pela deformação, seguida de reversão para a fase austenita estável após o descarregamento. Se a deformação for realizada abaixo da temperatura crítica, haverá recuperação da estrutura cristalina inicial apenas por aquecimento.

A liga de níquel-titânio foi desenvolvida no início dos anos 60 e, chamada de Nitinol em razão das iniciais dos elementos da liga (níquel e titânio) e do laboratório naval onde foi produzida (Naval Ordnance Laboratory).

Sua implantação na Odontologia ocorreu através da Ortodontia, por Andreasen e Hilleman (1971), na confecção de fios ortodônticos.

Civjan, Huget e De Simon (1975) discutiram a possibilidade da utilização da liga de níquel-titânio na Odontologia, inclusive na Endodontia, onde os autores relataram que esta possuía características excelentes como instrumentos endodônticos.

Entretanto, havia necessidade de mais avaliações em relação às características dessa nova liga no fabrico de instrumentos endodônticos.

Yoneyama, Doi e Hamanaka (1992) estudaram a influência da quantidade de titânio nas propriedades físicas das ligas de níquel-titânio. Foi possível verificar que a resistência à força exercida aumentava com a diminuição da quantidade de titânio, interferindo também, na flexibilidade final.

Camps e Pertot (1994) compararam limas do sistema Canal Master U de níquel-titânio e de aço inoxidável, analisando a resistência à fratura e à deflexão angular. Todos os instrumentos excederam os valores da especificação nº 28 da ANSI/ADA (1976), com exceção dos instrumentos nº 45 e nº 50 de níquel-titânio e nº 50 de aço inoxidável.

Um ano depois, Camps, Pertot e Levallois (1995) relacionaram o calibre dos instrumentos de níquel-titânio com a sua dureza. Constataram uma maior resistência à fratura naqueles mais calibrosos tanto nas limas de secção transversal triangular quanto quadrangular.

Canalda-Sahli, Aguadé e Jimeno (1996) desenvolveram um estudo comparando limas de aço inoxidável com limas de titânio e níquel-titânio. Foram utilizados instrumentos de nº 25 ao nº 40, totalizando 200 limas. No teste de flexibilidade, as limas de níquel-titânio foram as mais flexíveis; já no teste de resistência à fratura, as limas de aço inoxidável foram as mais resistentes.

Por sua vez, Rowan, Nicholls e Steiner (1996) ao analisarem as propriedades torsionais das limas de aço inoxidável com as de níquel-titânio, concluíram que existe diferença nos ensaios de torção tanto no sentido horário quanto no sentido anti-horário para cada instrumento. As limas de aço inoxidável apresentaram maior resistência à fratura no sentido horário; já no sentido anti-horário, os resultados se inverteram, aparecendo as limas de níquel-titânio com maior resistência à fratura.

Uma das modificações sofridas pelos instrumentos endodônticos foi no índice de conicidade. Foram lançadas limas com conicidade variável em virtude da dificuldade de se obter forma cônica desejável com os instrumentos de conicidade padrão de 0,02 mm/mm.

Wolcott e Himel (1997) avaliaram as propriedades torsionais das limas tipo K de aço inoxidável com conicidade .02 e das limas de níquel-titânio tipo U com conicidade .02 e .04. Os testes de torção foram realizados em instrumentos de números: 15, 25 e 35. Após serem torcidos até o momento da fratura, os grupos experimentais mostraram resistência decrescente conforme segue: NiTi .04; tipo K; NiTi .02, observando-se também, que a resistência à fratura por torção aumentou com o calibre.

Motta (1998) avaliou comparativamente, por meio de ensaios de torção no sentido anti-horário e de flexão, limas produzidas em ligas de aço inoxidável (tipo K e Flexofile) e de níquel-titânio (Nitiflex), de número 15 a 40. Os resultados

demonstraram que as limas de níquel-titânio resistiram mais à torção até o momento da fratura e exigiram menos carga no ensaio de flexão quando comparadas com as limas tipo K e Flexofile.

2.2 Sistemas rotatórios de níquel-titânio

A partir do melhor entendimento sobre o comportamento e as propriedades físicas dos instrumentos de níquel-titânio, surgiu o interesse no desenvolvimento de instrumentos que pudessem ser usados sob rotação no preparo dos canais, aspecto esse, já testado e fracassado valendo-se de instrumentos de aço inoxidável, em razão da ausência do efeito memória de forma e insuficiente resistência à fratura por torção.

Muitos sistemas rotatórios foram lançados no mercado. Necessitava-se, então, de novos estudos para avaliar as propriedades desses novos sistemas como o limite de resistência à torção e a qualidade do preparo do canal obtida com testes que simulassem melhor as condições clínicas. Além disso, a cinemática de rotação empregada trazia outras dúvidas em relação aos fatores que poderiam influenciar no desgaste ou fratura desses novos instrumentos.

Tal necessidade de avaliar o limite de resistência à torção fez com que Silvaggio e Hicks (1997) analisassem essa propriedade no sistema ProFile, acrescentando o efeito da autoclavagem sobre os instrumentos. Um grupo não passou pelo processo de esterilização e os demais foram esterilizados por 1, 5 ou 10 vezes. Logo após, cada grupo foi sujeito ao teste de torção utilizando um

torquímetro. Os resultados mostraram que a esterilização por até 10 ciclos não aumentou a probabilidade de fratura por torção dos instrumentos.

Nesse mesmo sentido, Rapisarda et al. (1999), avaliaram, *in vitro*, a capacidade de corte dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio da marca ProFile submetidos a vários ciclos de autoclavagem. O primeiro grupo com 12 instrumentos foi autoclavado 14 vezes; o segundo por 7 vezes e o terceiro grupo não foi esterilizado. Em seguida, as limas foram usadas para instrumentar blocos de resina e por meio da quantidade de material removido, compararam a eficiência de corte entre os instrumentos. As limas do primeiro grupo tiveram sua capacidade de corte diminuída em mais de 50% em relação ao grupo controle e as do segundo grupo em 20%, concluindo que sucessivas esterilizações diminuem a resistência ao desgaste da superfície dos instrumentos.

Thompson e Dummer (1998) já haviam usado blocos de resina acrílica para investigar a eficiência dos instrumentos do sistema Quantec 2000. Os resultados mostraram que o sistema Quantec 2000 produziu canais com batente apical bem definido, paredes lisas e preparos com conicidade apropriada. Apenas 1 instrumento fraturou e 9 deformaram. Sobre as condições do estudo, a instrumentação de canais simulados em resina foi rápida, segura e com boas formas tridimensionais. A literatura já validava o uso de canais simulados para avaliar as propriedades dos instrumentos durante o preparo do canal (DUMMER; ALLODEH; DOLLER, 1989; GUIMARÃES, 1997; LIM; WEBBER, 1985).

Dovgan (1998) relacionou os cuidados básicos a serem tomados com esses instrumentos, a fim de minimizar a ocorrência de fraturas. Uso de baixas velocidades (150 a 300 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, que favorecem a técnica cérvico-apical resultando em preparo mais rápido, uniforme e centralizado.

Bryant et al.(1999) investigaram limas do sistema ProFile .04 e .06 utilizando canais simulados. A técnica de instrumentação foi a cérvico-apical recomendada pelo fabricante. Nenhum instrumento fraturou, nem ocorreu nenhum caso de deformação. Os resultados permitiram concluir que a combinação dos instrumentos de conicidades .04 e .06 foi rápida e efetiva em produzir uma boa forma do canal, exceto em alguns espécimes com curvatura abrupta, onde houve a formação de “zip”.

Haikel et al.(1999) compararam as limas do sistema ProFile, Hero e Quantec. Os autores avaliaram os tipos de fraturas encontradas, variando os raios de curvaturas, o diâmetro dos instrumentos e a conicidade dos mesmos. Verificou-se que, quanto menor o raio da curvatura, mais rapidamente as limas fraturavam. Além disso, o diâmetro do instrumento e sua conicidade mostraram-se inversamente proporcionais ao tempo, isto é, quanto maiores, menor era o tempo para ocorrer a fratura.

Estudando as propriedades mecânicas das limas de níquel-titânio, Yared, Bou Dagher e Machtou (1999) avaliaram a resistência à fratura desses instrumentos após a instrumentação e esterilização em autoclave. Utilizaram instrumentos ProFile .06 e concluíram que os instrumentos em questão podem ser usados e esterilizados de maneira segura por até 10 vezes antes de serem descartados.

A força necessária para a fratura torsional e a deflexão angular após a simulação de uso foram analisadas por Svec e Powers (1999). Usaram limas de conicidade .04 do sistema ProFile nos comprimentos de 25 mm nos diâmetros 25, 30

e 35. A simulação de uso se deu pela exposição à fadiga cíclica, irrigante e processo de esterilização. Concluíram os autores que a simulação de três usos não alterou as propriedades dos instrumentos de níquel-titânio.

Novamente Svec e Powers (2000) analisaram a força para a fratura torsional em instrumentos rotatórios de níquel-titânio quando submetidos à simulação clínica por meio de blocos de resina. Os resultados mostraram valores superiores para os instrumentos submetidos ao uso quando comparados aqueles que nunca foram utilizados.

Shimabuko (2000) comparou a resistência à fratura por torção dos instrumentos Quantec Series 2000 de conicidades .04 e .06. O instrumento foi adaptado a um contra-ângulo preso numa base e teve seus 3 mm finais apreendido por uma morsa. O torque foi ajustado em 0,2 N e o motor elétrico acionado. Não havendo nenhuma alteração, elevava-se uma unidade do torque até ocorrer fratura do instrumento. Foi possível concluir que os instrumentos de maior conicidade tendem a apresentar maior resistência à fratura por torção, considerando o mesmo comprimento.

Controlar o torque gerado pelos motores elétricos é de suma importância, visto que é outro fator relacionado à fratura das limas. Sattapan, Palamara e Meeser (2000) observaram que o torque utilizado depende tanto da conicidade do instrumento quanto do tamanho do canal radicular. Os resultados mostraram que conicidades maiores (.05 e .06) exigiram o maior torque, o qual é maior também em canais de menores diâmetros.

No mesmo contexto, Sattapan et al. (2000) avaliaram microscopicamente as fraturas de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Classificaram essas fraturas em dois grupos: fratura por torção, que ocorreu principalmente com os instrumentos

menos calibrosos, quando foi aplicada pressão apical exagerada durante o preparo e fadiga flexural, que ocorreu com instrumentos mais calibrosos, quando utilizados em canais curvos.

Costa e Santos (2000) compararam o sistema Quantec Series 2000 ao sistema Pow-R em relação à resistência à torção. Os resultados mostraram que o sistema Pow-R apresentou valores de resistência maiores do que o sistema Quantec Series 2000. Foi observado também, que ambos os sistemas excederam a especificação nº 28 da ANSI/ADA referente à torção de instrumentos endodônticos.

Turpin, Chagneau e Vulcain (2000) investigaram as propriedades geométricas de instrumentos rotatórios com diferentes secções transversais, o U triplo e a hélice tripla, quanto a resistência à torção e flexibilidade. Os resultados mostraram que a secção transversal em hélice tripla é 30% maior que a em U triplo, gerando mais estrutura de massa e, portanto, resistindo duas vezes mais à torção e com igual distribuição do estresse gerado durante a instrumentação, o que diminui o risco de fratura. Já o instrumento em hélice tripla mostrou maior flexibilidade deixando claro a dificuldade em se atingir um instrumento ideal numa mesma liga metálica, pois o ganho em algumas propriedades pode eventualmente determinar o prejuízo de outras.

Analisando os sistemas rotatórios, Bortnick, Steiman e Ruskin (2001) verificaram a frequência de fraturas ou distorções de instrumentos rotatórios de níquel-titânio quando utilizados com motores elétricos ou a ar com velocidades de 150 e 160 rpm, respectivamente. Foram instrumentados 20 dentes com cada tipo de motor. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa em relação à frequência de fraturas ou distorções quando utilizados os diferentes

motores. Notou-se, entretanto, grande número de limas .04 de calibre 20 fraturadas ou distorcidas comparativamente aos outros números.

Lopes e Elias (2001) publicaram um artigo descrevendo as fraturas por torção e flexão nos instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. Os autores salientaram que falta de qualidade no processo de fabricação dos instrumentos aumenta a frequência de fraturas.

Ao analisarem as características de instrumentos ProFile e Pow-R sob microscopia eletrônica de varredura após o ensaio de torção, Carmo e Valera (2001) observaram deformações, reversão das lâminas e fraturas em todas as amostras estudadas. Entretanto, a análise estatística mostrou-se favorável aos instrumentos ProFile.

No mesmo contexto, novamente Carmo et al. (2002) compararam a resistência à fratura de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor (ProFile e Pow-R) quando submetidos ao teste de torção. Os autores concluíram que o torque máximo de fratura aumentou com o aumento do diâmetro do instrumento.

Yared e Kulkarni (2002) desenvolveram um estudo que tinha como objetivo avaliar as fraturas do sistema ProFile, quando esse era utilizado por um operador inexperiente. O estudo foi dividido em 4 grupos: um com motor a ar, o seguinte com motor elétrico com alto torque (10 N.cm), outro com motor elétrico de baixo torque (2 N.cm) e o último com motor elétrico com torque muito baixo (menor que 1 N.cm). Os resultados demonstraram que houve menor número de fraturas no grupo que usou um torque muito baixo, quando comparado com os outros grupos.

Visando aumentar a capacidade de corte e a resistência ao desgaste, novas investigações foram realizadas criando métodos que alterassem a superfície do instrumento.

Costa (2002) empregou o processo de implantação iônica de nitrogênio em instrumentos rotatórios de níquel-titânio nº 40 da marca Quantec. O autor concluiu que os instrumentos implantados tiveram aumento na resistência à torção da ordem de 57% e à corrosão em 46%, quando comparados a instrumentos sem o processo de implantação.

Utilizando o mesmo processo de implantação iônica de nitrogênio, Santos (2002) avaliou sua influência na flexão dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Os resultados permitiram ao autor concluir que não houve interferência estatisticamente significativa nos ensaios de flexão entre os instrumentos com e sem implantação iônica.

Acompanhando a evolução tecnológica, a busca por melhores propriedades dos instrumentos, como ângulo de corte, ângulos helicoidais variáveis e tratamentos de superfície, culminou com o surgimento de novos instrumentos rotatórios de níquel-titânio com diferentes desenhos de parte ativa.

Schäfer, Dzepina e Gholamreza (2003) investigaram a relação entre a flexibilidade e o desenho da secção transversal dos instrumentos. Neste estudo foram comparados os instrumentos K3, RaCe, Hero, ProFile e FlexMaster. Os resultados mostraram que os instrumentos RaCe e ProFile foram os mais flexíveis enquanto os instrumentos Hero foram os menos flexíveis. Os autores concluíram que existe uma íntima relação entre a flexibilidade e o desenho do instrumento e que maiores conicidades diminuem a flexibilidade do instrumento.

Ainda no mesmo ano, Schäfer e Florek (2003) compararam o instrumento K3 com o instrumento manual tipo K-Flexofile. Neste estudo foram utilizados canais simulados em blocos de resina com 28 e 35 graus de curvatura e a velocidade de rotação empregada foi de 250 rpm. Analisando os resultados foi possível concluir

que os instrumentos K3 prepararam o canal mais rápido e com menores transportes do trajeto original o canal, porém, apresentaram índice elevado de fraturas.

Schäfer e Schlingemann (2003) estudaram as diferenças entre os instrumentos K3 e tipo K-Flexofile quando do preparo de canais curvos em dentes extraídos. Os resultados mostraram que nenhum instrumento K-Flexofile e 5 instrumentos K3 fraturaram. As limas K-Flexofile tiveram melhor desempenho na remoção de debris enquanto que os instrumentos K3 se comportaram melhor na manutenção do trajeto original do canal. Não houve diferença em relação ao tempo de trabalho entre os dois instrumentos.

O comportamento dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio depende muito da secção transversal e da disposição dos ângulos helicoidais. Manter essas variáveis constantes e avaliar a influência da distância entre as espiras (pitch) de um instrumento foi objeto de estudo de Diemer e Calas (2004). Para o estudo, os autores utilizaram instrumentos com mesma secção transversal e conicidade (Hero .06) porém, um possuía um “pitch” mais curto, e o outro um “pitch” mais longo. Um dinamômetro foi utilizado para medir o torque de trabalho e a tendência de aparafusamento dos dois instrumentos. Os resultados obtidos permitiram concluir que o aumento do “pitch” diminui o torque necessário e a tendência de aparafusar.

Schäfer e Vlassis (2004a) estudaram o comportamento de dois sistemas bastante atuais: ProTaper e Race. Analisaram a eficiência dos sistemas no preparo de canais simulados em blocos de resina tendo como variáveis a incidência de falhas nos instrumentos, o tempo de trabalho, mudanças no comprimento de trabalho e desvios do trajeto original do canal. Os resultados mostraram que o sistema RaCe mostrou melhor comportamento no que tange a capacidade de se manter no centro do canal além de ter sido mais rápido na instrumentação do canal

do que o sistema ProTaper. Não houve diferença entre os sistemas em relação ao número de fraturas ocorridas.

Seguindo com essa linha de pesquisa, os mesmos autores, Schäfer e Vlassis (2004b) compararam os mesmos sistemas anteriores em relação à instrumentação de canais em dentes extraídos. Os canais foram preparados usando a técnica cérvico-apical com 7 instrumentos em cada sistema. Foi possível observar que o sistema RaCe apresentou melhor capacidade de limpeza e apresentou menos desvios na curvatura original do canal quando comparado ao sistema ProTaper. Não houve diferença em relação ao tempo de trabalho entre os dois sistemas estudados.

Paqué, Musch e Hülsmann (2005) também compararam os sistemas RaCe e ProTaper utilizando dentes extraídos. Nesse estudo os resultados mostraram um comportamento semelhante entre os dois sistemas em relação aos parâmetros avaliados. Em relação à capacidade de limpeza, nenhum sistema apresentou comportamento satisfatório, porém, o sistema RaCe foi mais efetivo na remoção de magma dentinário na porção apical quando comparado ao sistema K3. Os autores utilizaram uma seqüência de 5 instrumentos no sistema ProTaper enquanto que para o sistema RaCe foi utilizada uma seqüência de 9 instrumentos. Segundo os autores, essa maior quantidade de instrumentos do sistema RaCe, principalmente, com instrumentos de maior diâmetro de ponta para trabalhar na parte apical do canal, podem explicar a melhor limpeza obtida.

A flexibilidade dos instrumentos de menor conicidade foi testada por Yoshimine, Ono e Akamine (2005) que compararam o RaCe, K3 e o ProTaper, trabalhando em canais simulados em “S” (dupla curvatura). Adotaram como parâmetro de uso a velocidade de 250 rpm e torque de 3 N.cm e atingiram o comprimento de trabalho com instrumentos nº 30 e conicidade .06 para o RaCe e o

K3 e F3 para o ProTaper. Os resultados mostraram que os sistemas RaCe e o K3 não apresentaram indicações de desvio. O sistema ProTaper, apesar de produzir grande ampliação dos canais, apresentou tendência de criar desvios a partir do instrumento F2 que tem a extremidade apical correspondente ao nº 25. Os autores concluíram que para modelar canais com curvatura complexa, deve-se empregar instrumentos de menor conicidade como os sistemas RaCe e o K3, empregando o sistema ProTaper combinado com instrumentos de menor conicidade.

Patino et al. (2005) demonstraram a importância da instrumentação do terço apical com limas manuais tipo K de pequeno diâmetro (nº10 a nº20) antes da utilização de instrumentos rotatórios de níquel-titânio, a fim de reduzir o índice de fraturas. Esse aspecto também foi salientado por Lauretti, Carvalho, Guimarães (2005), que indicaram a realização do preparo cervical com limas preparadas e brocas de Largo e Gates-Glidden como manobra prévia para otimização do emprego de qualquer instrumento rotatório de NiTi.

O tempo necessário e a capacidade de modelagem dos canais instrumentados pelo sistema RaCe foi avaliada por Rangel et al. (2005). Para tanto, confeccionaram 40 canais simulados com curvaturas de 20 e 40 graus e início da curvatura, variando de 8 a 12 mm a partir da entrada do canal. Com isso, formaram-se quatro grupos com 10 canais cada. Os autores empregaram uma seqüência de 10 instrumentos, a qual tinha como instrumento final, que atingia os 17 mm de comprimento de trabalho, a lima nº 40 de conicidade .02. No que tange ao tempo, tiveram como resultado a média de 1,36 minutos, sendo 1,39 minutos para os canais com 40 graus de curvatura e 1,33 para os canais com 20 graus. Nenhum instrumento fraturou e apenas 3 instrumentos sofreram deformações, dois 25/.04 e um 25/.06. Instrumentos 40/.02 apresentaram tendência de desgastar a porção

externa da curva na região apical. Concluíram que os instrumentos do sistema RaCe prepararam os canais simulados rapidamente e com boa qualidade.

Desde o início, os pesquisadores sempre estiveram atentos aos diferentes comportamentos dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. Além dos vários estudos em relação às propriedades físicas de torção e flexibilidade, outros fatores foram avaliados como a velocidade de rotação empregada e a deterioração por número de usos, comparados às diferentes secções transversais que, gradativamente, surgiram no mercado.

2.2.1 velocidade de rotação

A fratura por flexão dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio depende, entre outros fatores, do número de ciclos que este realiza dentro do canal. Essa quantidade de ciclos é acumulativa e depende da velocidade de rotação empregada e do tempo de instrumentação. Poucos são os trabalhos na literatura que tentaram explicar a importância desses fatores.

Poulsen, Dove e del Rio (1995) analisaram os efeitos da velocidade de rotação utilizada em instrumentos LightSpeed de níquel-titânio, na qualidade do preparo do canal radicular. Os instrumentos trabalharam nas velocidades de 750, 1300 e 2000 rpm. Os resultados demonstraram não haver diferença estatisticamente significativa entre as velocidades empregadas em relação à quantidade de remoção dentinária, habilidade do instrumento em permanecer centralizado no canal e

transporte do canal original. Cada instrumento foi utilizado em 6 canais e não houve fratura em nenhuma situação.

Utilizando uma nova metodologia para a determinação da curvatura dos canais, Pruett e Clement (1997) investigaram a relação existente entre o raio de curvatura do canal e a velocidade de rotação do instrumento na ocorrência de fraturas. Concluiu-se que a velocidade de rotação utilizada não afetou o número de ciclos que as limas giravam antes de fraturar; porém, quanto maior a angulação dos canais, mais rapidamente os instrumentos fraturavam.

Gabel et al. (1999) avaliaram as fraturas dos instrumentos ProFile utilizadas em 40 dentes extraídos, quando havia variação da velocidade de rotação empregada. Os resultados mostraram que na velocidade de 333,33 rpm houve 4 vezes mais fraturas do que quando foi utilizada a velocidade de 166,66 rpm. A maior parte das fraturas ou distorções ocorreram nos últimos 5 mm das limas, e na maioria não foi detectada distorção prévia à fratura. Concluíram os autores que a utilização de baixa velocidade rotacional aumenta a durabilidade dos instrumentos, e a segurança em seu emprego.

Dietz et al. (2000) mediram o número de fraturas dos instrumentos ProFile .04 utilizando diferentes velocidades de rotação. Para isso, utilizaram osso bovino em formato semicircular, simulando canais radiculares com o mesmo ângulo de curvatura e raio. Os instrumentos ProFile de números 3, 4 e 5 foram testados em velocidades de 150, 250 e 350 rpm. Um contra-ângulo foi montado em uma máquina de ensaio mecânico, a qual realizava movimentos constantes de 5mm/min. Os instrumentos foram testados até a fratura e a quantidade de penetração da ponta do instrumento foi medida. A maior penetração da ponta do instrumento ocorreu com a

velocidade de 150 rpm. O estudo concluiu que as limas fraturaram menos quando rotacionadas em baixa velocidade.

Daugherty, Gound e Comer (2001) compararam a taxa de fratura, deformação dos instrumentos e o tempo médio de trabalho usando limas ProFile .04 Series 29 em velocidades de 150 e 350 rpm. Nenhuma fratura ocorreu. A taxa de deformações e o tempo de trabalho foram favoráveis ao grupo com velocidade de 350 rpm. Os instrumentos testados nessa velocidade tiveram, aproximadamente, o dobro de eficiência e a metade da taxa de deformações.

Segundo Yared, Bou Dagher e Machtou (2001) há um menor número de fraturas e deformações dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio quando utilizados por profissionais treinados e empregando velocidades menores.

A fratura por flexão é influenciada pela curvatura do canal. Com o propósito de confirmar tal afirmação, Moreira et al. (2002) analisaram a relação entre diferentes arcos de curvatura na fratura dos instrumentos endodônticos. Foram empregadas limas Quantec nº 6 e ProFile .04 nº 25, ambas de 25 mm, acionadas a 185 rpm em canais simulados em tubos de náilon com arcos de curvatura de 90 e 135 graus. Foi lícito concluir que no canal com arco de 90 graus, as limas demoraram mais tempo para fraturar e os segmentos fraturados eram menores que os das limas aplicadas no canal com arco de 135 graus.

Li et al. (2002) investigaram a fadiga cíclica dos instrumentos de níquel-titânio acionados a motor quando operados em diferentes velocidades e com diferentes amplitudes de movimento. Um total de 150 instrumentos foram rotacionados livremente em um bloco de metal em velocidades de 200, 300 e 400 rpm, utilizando um contra-ângulo montado em uma máquina Instron. Os resultados demonstraram que, quanto maior a curvatura e maior a velocidade de rotação, mais rapidamente

ocorreu a fratura dos instrumentos. Os autores concluíram também que em movimentos de 3 mm, as limas demoraram mais para fraturar do que nos movimentos de 1 a 2 mm.

Zelada et al. (2002) também avaliaram o efeito da velocidade de rotação de instrumentos rotatórios da marca ProFile e da curvatura do canal radicular na incidência de fraturas. Cento e trinta canais radiculares de dentes molares extraídos foram divididos em dois grupos de acordo com o grau de curvatura: maior que 30 graus e menor que 30 graus. Três diferentes velocidades de rotação foram utilizadas (150, 250 e 350 rpm). Os autores concluíram que as curvaturas mais severas do canal radicular são as principais causas das fraturas e que velocidades menores reduzem o risco de acidentes.

Karagöz-Küçükay et al. (2003) avaliaram a influência de instrumentos rotatórios de níquel-titânio Hero 642, acionados a 300, 400 e 600 rpm, na qualidade do preparo do canal radicular e no número de fraturas dos instrumentos. O sistema Hero 642, em diferentes velocidades, não influenciou a qualidade do preparo dos canais radiculares. Não houve fratura de instrumentos em nenhuma das velocidades empregadas.

Martin et al. (2003) estudaram o efeito da velocidade de rotação e do ângulo e raio da curvatura do canal radicular, na fratura de instrumentos do sistema K3 e ProTaper. Para tal, 240 canais de molares extraídos foram divididos em dois grupos de acordo com o grau de curvatura: maior que 30 graus e menor que 30 graus. As velocidades empregadas foram de 150, 250 e 350 rpm. Só ocorreram fraturas na instrumentação dos canais com curvatura maior que 30 graus. Em relação à velocidade, as limas utilizadas a 350 rpm apresentaram quantidade maior de fraturas quando comparadas àquelas utilizadas em velocidades menores.

2.2.2 deterioração por número de usos

A relação entre o número de usos dos instrumentos e a fratura dos mesmos sempre foi motivo de muitas dúvidas dos profissionais que os utilizam. A fadiga dos instrumentos depende de muitos fatores como anatomia do canal, velocidade de rotação, além das próprias características dos instrumentos como conicidade e diâmetro. Alguns autores avaliaram a relação do número de usos com a fratura dos instrumentos.

A avaliação da deterioração das limas endodônticas de níquel-titânio manual e rotatória, e de aço inoxidável, após a simulação de uso, foi objeto de estudo de Zuolo e Walton (1997). As amostras foram submetidas à microscopia eletrônica de varredura (MEV) antes e depois da instrumentação. Concluíram que os instrumentos de aço inoxidável tendem a deteriorar-se mais rapidamente do que os instrumentos de níquel-titânio, e dentre estes, os utilizados manualmente foram superiores.

Já Bonetti Filho et al. (1998), ao realizarem avaliação microscópica de instrumentos endodônticos antes e após o uso clínico, observaram que as limas de níquel-titânio foram superiores às de aço inoxidável que por sua vez sofreram deteriorações logo nos primeiros usos.

Eggert, Peters e Barbakow (1999) realizaram estudo laboratorial em que verificaram, através da microscopia eletrônica de varredura, a parte ativa de limas endodônticas de níquel-titânio antes e após a sua utilização. Imperfeições foram encontradas tanto nos instrumentos de primeiro uso quanto naqueles submetidos à fadiga. Os autores sugeriram que os fabricantes trabalhem no sentido de melhorar a qualidade dos instrumentos.

Tongbaiyai e Torabinejad (1999) investigaram o número de vezes que limas de níquel-titânio poderiam ser usadas sem serem substituídas por uma nova. Foram utilizados canais mesiais de 120 molares inferiores com moderada curvatura. A técnica de instrumentação foi a cérvico-apical recomendada pelo fabricante. Foram testados os instrumentos ProFile .04 de número 2 ao 7. Todas as limas foram usadas e autoclavadas até que ocorresse a fratura ou alcançassem vinte ciclos de esterilização. Os instrumentos que resistiram após esse período foram: dez número 2, sete número 3, seis número 4, dois número 5, um número 6 e nenhum número 7. O resultados desse estudo sugerem que as limas ProFile .04 podem ser utilizadas ao menos 10 vezes antes de serem descartadas.

Gambarini (2001) avaliou a resistência à fratura dos instrumentos do sistema ProFile .04 e .06. O autor comparou instrumentos novos com outros utilizados em 10 casos clínicos e concluiu que as limas usadas apresentavam menor resistência à fratura. Outra observação importante do autor foi que o torque elevado facilitou a produção de deformações e fraturas.

De sua parte, Svec e Powers (2002) estudando o efeito do uso nas deformações dos instrumentos, verificaram através de microscopia eletrônica de varredura, que mesmo após um único uso, já era possível observar sinais de desgaste e microfraturas. Os autores sugeriram novos estudos para melhor determinar quantas vezes os instrumentos poderiam ser utilizados antes de fraturarem.

Pessoa (2003) investigou a influência do número de usos na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos RaCe 25/.04. Após a simulação de uso feita em canais simulados em blocos de resina, os instrumentos foram divididos em 4 grupos experimentais: sem nenhum uso, com um único uso, com três usos e com cinco

usos. Todas as limas foram submetidas a ensaios de fadiga cíclica e o tempo despendido até a fratura foi aferido por um cronômetro. Os resultados mostraram que as limas empregadas cinco vezes, apresentaram a maior fadiga cíclica quando comparadas aos espécimes dos demais grupos experimentais. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos sem nenhum uso e aqueles com um único uso.

Yared, Kulkarni e Ghossayn (2003) relacionaram o torque e o ângulo de rotação no momento da fratura de instrumentos K3 novos ou com 5 usos. Os instrumentos com 5 usos apresentaram menor torque e ângulo de rotação no momento da fratura o que permitiu concluir que o uso repetido dos instrumentos diminui sua capacidade de suportar torque.

Usando metodologia semelhante, Yared (2004) avaliou os mesmos parâmetros na fratura de instrumentos ProFile .06 novos e com 5 usos. Os resultados obtidos foram semelhantes aos encontrados no estudo anterior em relação aos instrumentos com 5 usos apresentarem menor capacidade de suportar torque.

Parashos, Gordon e Messer (2004) ao avaliar 7159 instrumentos rotatórios de NiTi descartados por 14 endodontistas de 4 países, identificaram os fatores que poderiam influenciar a ocorrência de danos produzidos durante o uso clínico dos mesmos. Em 12% dos instrumentos foi observado alongamento na espiral das lâminas e em 5% ocorreram fraturas (1,5% torção, 3,5% flexão). A média de defeitos variou significativamente entre os endodontistas. Em menor extensão, a secção transversal do instrumento também influenciou. Os autores concluíram que o operador foi o fator de maior importância nos danos causados aos instrumentos; aspecto que pode estar relacionado com a destreza clínica, ou à decisão de usar os

instrumentos um número específico de vezes ou até que os defeitos fiquem evidentes.

Diante do exposto, não estão completamente equacionadas as interferências de diversos fatores no desempenho de diferentes sistemas rotatórios. Dentre esses, destacam-se a influência da velocidade e do número de usos no tempo de trabalho e quantidade de fraturas. Portanto, torna-se oportuno o aprofundamento no conhecimento desses aspectos.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem como objetivo avaliar a influência da velocidade de rotação e do número de usos no tempo de trabalho e na ocorrência de fraturas de instrumentos de dois sistemas rotatórios de níquel-titânio (K3 e RaCe), em canais simulados com mesmo ângulo de curvatura.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

- Água
- Autoclave (M9 Ultraclave – DabiAtlante – Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil);
- 180 blocos de resina com canais simulados (CS-20 P-Oclusal – São Paulo, Brasil);
- Cânulas para irrigação e aspiração (Ultradent - Salt Lake City, EUA);
- Contra-ângulo redutor 16:1 (NSK E16R – Tóquio, Japão);
- Compressas de Gaze (Cremer S.A. – Blumenau-SC, Brasil);
- Cronômetro digital (Timex - North Little Rock, AR, EUA);
- Detergente líquido com glicerina (Limpol – Bombril – São Paulo, Brasil);
- Dispositivo mecânico utilizado para a padronização do ensaio (FKG Dentaire – La Chaux de Fonds , Suíça e Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola Politécnica da USP – São Paulo, Brasil);
- 6 Limas endodônticas tipo K nº 10 (Maillefer – Ballaigues, Suíça);
- 43 limas rotatórias 25/.04 - RaCe (FKG Dentaire – La Chaux de Fonds, Suíça) ;
- 40 limas rotatórias 25/.04 - K3 (Sybron Dental Specialties – West Collins Orange, CA, EUA);
- 10 limas rotatórias 40/.10 - RaCe (FKG Dentaire – La Chaux de Fonds, Suíça);
- 10 limas rotatórias 35/.08 - RaCe (FKG Dentaire – La Chaux de Fonds, Suíça);

- Lupa de 05 aumentos;
- Limitadores de silicone (Dentsply Ind. E Com. Ltda - Petrópolis-RJ, Brasil);
- Motor elétrico EndoPlus (Driller – São Paulo, Brasil);
- Programa para análise estatística GMC 2002 (Geraldo Maia Campos - Ribeirão Preto - Brasil);
- 2 Réguas milimetradas (Ultradent – Salt Lake City, EUA);
- Seringas descartáveis de 10 ml (B-D – Becton, Dickson and Company Ind. Cir. Ltda - São Paulo, Brasil).

4.2 Métodos

4.2.1 divisão dos grupos

Neste ensaio foram empregados 203 blocos confeccionados em resina epóxi transparente que contêm no seu interior canais simulados com comprimento total de 17 mm e 20 graus de curvatura, segundo Schneider (1971), que se inicia a 11 mm da entrada do canal e com uma área de escape na extremidade apical (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Bloco de resina com canal simulado

Foram utilizados instrumentos endodônticos rotatórios de número 25, conicidade 4% (.04) e comprimento de 25 mm, dos sistemas RaCe e K3 (Figura 4.2), os quais foram divididos em 18 grupos experimentais conforme a velocidade de rotação empregada e o número de usos de cada instrumento.

Figura 4.2 - Instrumentos utilizados no experimento

Nesse estudo foram empregadas as velocidades de rotação de 180, 350 e 600 rpm, sendo que para cada uma delas, foram utilizados 10 instrumentos rotatórios. Cada um desses instrumentos foi utilizado três vezes formando, portanto, grupos de primeiro, segundo e terceiro uso para cada velocidade. Assim sendo, formou-se 9 grupos experimentais para os instrumentos RaCe e 9 grupos para os instrumentos K3, totalizando 90 blocos instrumentados por sistema (Quadros 4.1 e 4.2).

Quantidade de instrumentos RaCe 25/.04	Velocidade de rotação (rpm)	Usos	Grupos
10	180	1º	G1
		2º	G2
		3º	G3
10	350	1º	G4
		2º	G5
		3º	G6
10	600	1º	G7
		2º	G8
		3º	G9

Quadro 4.1 – Divisão dos grupos experimentais dos instrumentos RaCe

Quantidade de instrumentos K3 25/.04	Velocidade de rotação (rpm)	Usos	Grupos
10	180	1º	G10
		2º	G11
		3º	G12
10	350	1º	G13
		2º	G14
		3º	G15
10	600	1º	G16
		2º	G17
		3º	G18

Quadro 4.2 – Divisão dos grupos experimentais dos instrumentos K3

Como os fatores de variação no presente experimento foram a velocidade de rotação e o número de usos, fez-se necessária a adoção de uma padronização no que diz respeito ao operador, à cinemática e a técnica de instrumentação empregada.

Com relação ao operador, foi selecionado um único cirurgião-dentista, especialista em Endodontia.

No que se refere à cinemática, foi empregado um dispositivo mecânico (Figura 4.3) fabricado pela empresa FKG Dentaire – La Chaux de Fonds, Suíça. Sua função original era de avaliar a capacidade de rosqueamento de diferentes instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Para o presente experimento o aparato foi modificado no Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola Politécnica da USP, através da confecção de um gabarito metálico no qual ficavam adaptados os blocos de resina e também com o intuito de se criar uma padronização na guia de penetração dos instrumentos durante o preparo do canal simulado.

Um contra-ângulo redutor foi fixado no suporte específico do dispositivo e, para ajustar a guia correta de penetração do instrumento, foi utilizado outro gabarito metálico que se adaptava por pressão aquele que fixava os blocos de resina. Nesse novo gabarito havia um orifício centralizado, no qual se encaixava perfeitamente um mandril liso já adaptado no contra-ângulo, tornando possível a sua fixação no eixo correto (Figura 4.4).

A cinemática empregada consistiu de movimentos de penetração, iniciando com a lima em movimento, exercendo leve pressão manual na base que suportava o contra-ângulo, suficiente para o avanço do instrumento de milímetro em milímetro, seguido de recuos suaves até que o comprimento de trabalho determinado fosse alcançado. Uma régua milimetrada transparente foi adaptada a esse dispositivo para auxiliar na padronização da profundidade de penetração (Figura 4.5).

O motor utilizado para a realização desse ensaio possuía controle de velocidade, torque e ainda reverso automático. O valor de torque foi ajustado para

1N.cm durante todo o experimento, variando-se apenas a velocidade empregada nos determinados grupos.

Figura 4.3 - Dispositivo mecânico utilizado no experimento

Figura 4.4 - Gabarito metálico (1) e mandril (2) utilizados para ajuste da guia de penetração

Figura 4.5 - Régua milimetrada utilizada para padronização da profundidade de penetração do instrumento

4.2.2 preparo cervical dos canais simulados

Como o objetivo desse ensaio foi avaliar a ação dos instrumentos apenas na parte curva do canal simulado, os 11 mm referentes à parte reta de todos os canais foram previamente instrumentados. Para isso, foi utilizada a técnica escalonada no sentido coroa-ápice através da seguinte seqüência:

- Exploração com instrumento manual tipo K nº10
- Lima RaCe 40.10 - 8 mm de comprimento real de trabalho
- Exploração com instrumento manual tipo K nº10
- Lima RaCe 35.08 - 11 mm de comprimento real de trabalho
- Exploração com instrumento manual tipo K nº10

Essa seqüência de preparo cervical foi realizada em todos os canais, com os blocos adaptados no dispositivo mecânico descrito anteriormente e com o motor elétrico ajustado a 450 rpm e torque de 1 N.cm (Figura 4.6).

Como lubrificante foi usado detergente líquido associado à farta irrigação com água, processo este que se repetia a cada troca de lima. Após cada uso, as limas foram limpas com gaze umedecida em água para eliminar as raspas de resina acumuladas entre as espiras. Vale salientar a importância do uso do instrumento manual tipo K nº10 entre cada troca de lima para se evitar o acúmulo de raspas de resina que poderiam obstruir o canal e por conseqüência acarretar na perda do comprimento de trabalho. Esse instrumento manual sempre intercalou cada instrumento rotatório, atuando 2 mm além do comprimento de trabalho, portanto em 18 mm.

A troca por um novo instrumento do preparo cervical foi realizada a cada 20 blocos de resina instrumentados.

Figura 4.6 - Comparação entre os blocos sem e com o preparo cervical realizado

4.2.3 o ensaio

Os 180 blocos de resina, com o preparo cervical já realizado, foram distribuídos aleatoriamente entre os 18 grupos experimentais.

Estabeleceu-se em 16 mm o comprimento de trabalho para todos os canais. Assim sendo, as limas testadas instrumentaram efetivamente 5 mm, o que correspondia à curvatura do canal simulado.

Utilizou-se uma lima nova, previamente esterilizada em autoclave por 20 minutos na temperatura de 134°C, para cada um dos 10 blocos dos 3 grupos de primeiro uso (180 rpm, 350 rpm e 600 rpm). O tempo necessário para instrumentar os 5 mm da curvatura do canal simulado, nas diversas velocidades e nos diferentes números de usos, foi mensurado em segundos (s) empregando-se um cronômetro digital. Somente foi considerado o tempo de atuação do instrumento no interior do canal, descartando o tempo necessário para irrigação, aspiração e renovação do lubrificante. Vale ressaltar que nos casos em que o instrumento travava no interior do canal, antes de alcançar o comprimento de trabalho estabelecido, o cronômetro era parado, o instrumento removido e realizava-se nova irrigação, aspiração, lubrificação e com o auxílio de uma lima manual tipo K nº10, removiam-se quaisquer raspas de resina que poderiam bloquear a luz do canal. Ao retornar com o instrumento rotatório ao interior do canal, o cronômetro era novamente acionado.

Após o primeiro uso, as limas foram limpas (água e detergente) e esterilizadas em autoclave a 134°C por 20 minutos para depois serem usadas nos grupos de segundo uso. Este processo se repetiu ao fim da instrumentação dos grupos de segundo uso e antes de iniciar a instrumentação dos grupos de terceiro uso.

Importante salientar que quando houve fratura de algum instrumento, este foi descartado juntamente com o bloco de resina e substituído por um novo instrumento e um novo bloco. Dessa maneira, caso ocorresse fratura no terceiro uso, uma nova lima e novo bloco eram empregados repetindo todo o processo, inclusive os de esterilização e substituindo os dados anteriores, relativos ao tempo de trabalho, pelos obtidos da atuação desse novo instrumento nos respectivos usos. Para a verificação do número de fraturas ocorridas, tanto os instrumentos como os blocos de reposição, não foram considerados.

Após cada uso, as limas eram analisadas com auxílio de uma lupa de 5 aumentos para verificação da existência de deformações na parte ativa. Se confirmada a existência de defeitos, a lima seria descartada e uma nova lima seria utilizada.

Os dados referentes à quantidade de fraturas ocorridas e tempo de instrumentação foram tabulados e submetidos à análise estatística pertinente empregando-se o programa GMC 2002, desenvolvido e dedicado à pesquisa pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos (FORP – USP – Software obtido em www.forp.usp.br/restauradora/gmc/gmc.html).

5 RESULTADOS

5.1 Tempo de trabalho

No apêndice A estão expressos os valores originais dos tempos de trabalho de cada grupo. As médias do tempo de trabalho de cada grupo dos instrumentos 25/.04 dos dois sistemas estudados estão expressas nas tabelas 5.1 e 5.2.

Tabela 5.1 - Média de tempo de trabalho em segundos (s) para os instrumentos RaCe

Velocidade (rpm) Número de usos	180	350	600	Média geral
1	21,68	10,72	6,66	13,02
2	22,68	11,10	7,28	13,69
3	23,37	12,13	7,17	14,22
Média geral	22,58	11,32	7,04	13,64

Tabela 5.2 - Média de tempo de trabalho em segundos (s) para os instrumentos K3

Velocidade (rpm) Número de usos	180	350	600	Média geral
1	23,72	15,28	12,56	17,19
2	23,40	15,40	12,32	17,04
3	24,91	16,04	11,83	17,59
Média geral	24,01	15,57	12,24	17,27

Buscou-se, inicialmente, avaliar a influência da velocidade de rotação, independente do número de usos, no tempo de trabalho dos instrumentos rotatórios.

Os valores originais, relativos ao tempo de efetiva ação dos instrumentos dos 18 grupos experimentais, ao serem submetidos ao teste de aderência à curva normal, mostraram distribuição amostral normal (Apêndice B). Em razão da distribuição ser normal, como também da necessidade de realizar comparações de mais de duas amostras, foi efetuada a análise de variância das médias amostrais para dois fatores de variação, assim como para a interação entre eles (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 - Análise de variância das médias amostrais com valores originais

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Velocidade	5961.4580	2	2980.7290	459.70	0.000 %
Sistema	593.1692	1	593.1692	91.48	0.000 %
Velocidade X Sistema	115.2892	2	57.6446	8.89	0.043 %
Resíduo	1128.2203	174	6.4840		
Variação Total	7798.1367	179			

Para contraste das médias da interação entre velocidade e sistema, a fim de determinar quais valores apresentaram diferenças estatísticas, empregou-se o teste de Tukey, onde foi encontrado o valor crítico de 1,87 para o nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

O confronto 2 a 2, da diferença entre as médias, com o valor crítico de Tukey calculado, é expresso na tabela 5.4. Não foi observada diferença estatisticamente significativa apenas em duas comparações: entre o instrumento RaCe em 180 rpm e o K3 na mesma velocidade ($\alpha = 5\%$) e, ainda, entre o instrumento RaCe em 350 rpm e o K3 em 600 rpm ($\alpha = 5\%$).

Tabela 5.4 – Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
RaCe 180 X RaCe 350	11,26	significante	1,87
RaCe 180 X RaCe 600	15,54	significante	
RaCe 350 X RaCe 600	4,28	significante	
RaCe 180 X K3 180	1,43	Não significativa	
RaCe 180 X K3 350	7,01	significante	
RaCe 180 X K3 600	10,34	significante	
RaCe 350 X K3 180	12,69	significante	
RaCe 350 X K3 350	4,25	significante	
RaCe 350 X K3 600	0,92	Não significativa	
RaCe 600 X K3 180	16,97	significante	
RaCe 600 X K3 350	8,53	significante	
RaCe 600 X K3 600	5,20	significante	
K3 180 X K3 350	8,44	significante	
K3 180 X K3 600	11,77	significante	
K3 350 X K3 600	3,33	significante	

Com o objetivo de facilitar a visualização desses resultados, construiu-se um gráfico (Figura 5.1), no qual é possível observar os tempos de trabalho dos instrumentos nas diferentes velocidades.

Figura 5.1 - Gráfico das médias do tempo de trabalho (s), nas diferentes velocidades, dos instrumentos RaCe e K3

Em seguida, avaliou-se a influência do número de usos, independente da velocidade de rotação, no tempo de trabalho dos instrumentos rotatórios.

Os valores originais, de distribuição normal, foram submetidos à análise de variância das médias amostrais para dois fatores de variação, assim como para a interação entre eles (Tabela 5.5).

Tabela 5.5 - Análise de variância das médias amostrais com valores originais

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Número de usos	20.2419	2	10.1210	0.25	21.414 %
Sistema	593.1530	1	593.1530	14.38	0.044 %
Número de usos X Sistema	6.5178	2	3.2589	0.08	7.640 %
Resíduo	7178.2280	174	41.2542		
Variação Total	7798.1406	179			

Tabela 5.6 – Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
RaCe 1ºuso X RaCe 2ºuso	0,66	Não significativa	4,72
RaCe 1ºuso X RaCe 3ºuso	1,21	Não significativa	
RaCe 2ºuso X RaCe 3ºuso	0,55	Não significativa	
RaCe 1ºuso X K3 1ºuso	4,17	Não significativa	
RaCe 1ºuso X K3 2ºuso	4,02	Não significativa	
RaCe 1ºuso X K3 3ºuso	4,57	Não significativa	
RaCe 2ºuso X K3 1ºuso	3,51	Não significativa	
RaCe 2ºuso X K3 2ºuso	3,36	Não significativa	
RaCe 2ºuso X K3 3ºuso	3,91	Não significativa	
RaCe 3ºuso X K3 1ºuso	2,96	Não significativa	
RaCe 3ºuso X K3 2ºuso	2,82	Não significativa	
RaCe 3ºuso X K3 3ºuso	3,37	Não significativa	
K3 1ºuso X K3 2ºuso	0,15	Não significativa	
K3 1ºuso X K3 3ºuso	0,40	Não significativa	
K3 2ºuso X K3 3ºuso	0,55	Não significativa	

O confronto 2 a 2, da diferença entre as médias, com o valor crítico de Tukey calculado de 4,72 ($p < 0,05$), é expresso na Tabela 5.6. Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre nenhum grupo avaliado ($\alpha = 5\%$).

A Figura 5.2 expressa os tempos de trabalho dos instrumentos em diferentes números de usos.

Figura 5.2 - Gráfico das médias do tempo de trabalho (s), nos diferentes números de usos, dos instrumentos RaCe e K3

Ainda em relação à velocidade de rotação empregada, foi verificado se esta influenciava no tempo de trabalho, nos grupos com instrumentos de mesmo número de usos. Para tal, em virtude dos valores relativos ao tempo de trabalho mostrarem distribuição amostral normal, foi efetuada a análise de variância para o fator de velocidade e teste de Tukey ($p < 0,05$) para comparação 2 a 2 das médias. Existiu diferença estatisticamente significativa ($\alpha = 5\%$) em todas as comparações entre as velocidades de 180, 350 e 600 rpm, em cada grupo com mesmo número de usos, tanto para os instrumentos RaCe como para os instrumentos K3 (Apêndice C).

Adotando-se critério semelhante, analisou-se a influência do número de usos no tempo de trabalho dos instrumentos, dentro de cada grupo de mesma velocidade de rotação, sendo aplicado novamente a análise de variância e o teste de Tukey ($p < 0,05$). Nesse caso, houve comportamento semelhante dos instrumentos de

primeiro, segundo e terceiro uso, sem diferença estatística, em cada uma das velocidades empregadas. A única exceção ocorreu na comparação dos instrumentos RaCe de primeiro para o de terceiro uso na velocidade de 350 rpm, que apresentou diferença estatisticamente significativa ($\alpha=5\%$) (Apêndice D).

Dois gráficos foram construídos (Figura 5.3 e Figura 5.4) com o intuito de facilitar a visualização das comparações anteriores (influência da velocidade para o mesmo número de uso e influência do número de usos para a mesma velocidade) para os dois sistemas rotatórios empregados.

Figura 5.3 - Gráfico das médias do tempo de trabalho (s), para o instrumento RaCe, em função das velocidades e número de usos empregados

Figura 5.4 - Gráfico das médias do tempo de trabalho (s), para o instrumento K3, em função das velocidades e número de usos empregados

O teste t de Student foi utilizado para avaliar estatisticamente a diferença nos valores originais dos tempos necessários para instrumentação, entre os instrumentos RaCe comparados com os K3, independente da velocidade e do número de usos empregados.

A Tabela 5.7 expressa o resultado do teste t, mostrando haver diferença estatisticamente significativa ($\alpha=1\%$), evidenciando que os instrumentos RaCe foram mais rápidos que os K3. A Figura 5.5 apresenta as médias dos tempos dos instrumentos RaCe e K3.

Tabela 5.7 – Resultados do teste t de Student para os valores de tempo de trabalho, em segundos, dos instrumentos RaCe e K3, independente da velocidade de rotação e número de usos empregados

Resultados do teste t:	
Instrumentos RaCe	(90 dados)
Instrumentos K3	(90 dados)
Valor calculado de t:	3,83
Graus de liberdade:	178
Probabilidade de igualdade:	0,04 %
Média da amostra 1 (RaCe):	13,64
Média da amostra 2 (K3):	17,27
Significante a nível de 1% ($\alpha=0,01$)

Figura 5.5 - Gráfico das médias do tempo de trabalho (s), dos instrumentos RaCe e K3

5.2 Fraturas

As Tabelas 5.8 e 5.9 expressam a quantidade de instrumentos RaCe e K3 que fraturaram durante o estudo.

Tabela 5.8 – Quantidade de instrumentos RaCe fraturados

Velocidade (rpm) Número de usos	180	350	600	Total
1	1	0	1	2
2	4	0	1	5
3	4	0	2	6
Total	9	0	4	13

Tabela 5.9 – Quantidade de instrumentos K3 fraturados

Velocidade (rpm) Número de usos	180	350	600	Total
1	0	0	2	2
2	0	0	4	4
3	0	0	4	4
Total	0	0	10	10

Observou-se 9 fraturas (30%) dos instrumentos RaCe ao empregar uma baixa velocidade de rotação. Nessa mesma velocidade de 180 rpm, não ocorreram fraturas dos instrumentos K3 (Figura 5.6).

Entretanto, utilizando a velocidade de 600 rpm, os instrumentos K3 fraturam mais que os instrumentos RaCe, 10(33,33%) e 4(13,33%) fraturas, respectivamente. Não ocorreram fraturas para ambos os sistemas rotatórios quando foi utilizada a velocidade de 350 rpm. Quando avaliado o grupo Race houve maior número de fraturas em 180 rpm quando comparadas às outras velocidades empregadas.

Em relação ao número de usos, houve uma maior quantidade de fraturas na medida em que se aumentou o número de usos (Figura 5.7).

Figura 5.6 - Gráfico da porcentagem de fraturas ocorridas, nas diferentes velocidades, nos instrumentos RaCe e K3

Figura 5.7 - Gráfico da porcentagem de fraturas ocorridas (s), nos diferentes números de usos, nos instrumentos RaCe e K3

Figura 5.8 - Gráfico da porcentagem de fraturas ocorridas nos instrumentos RaCe e K3

6 DISCUSSÃO

Promover adequadas condições de limpeza, desinfecção e modelagem do sistema de canais radiculares são os objetivos da etapa do preparo químico-cirúrgico, procedimento de suma importância durante a terapia endodôntica.

A partir da década de 50, a fase mecânica da Endodontia passou a ter mais destaque, substituindo o uso de substâncias muito agressivas por outras mais bem toleradas e destacando a importância da utilização dos instrumentos como principal responsável pela desinfecção dos canais (AUERBACH, 1953; HARE, 1953). Segundo Paiva e Antoniazzi (1988), a interação entre as substâncias químicas e os instrumentos tem importância fundamental no sentido de alcançar os objetivos biológicos e mecânicos do tratamento endodôntico.

Tais objetivos mecânicos sempre foram reféns da anatomia do canal, principalmente, nos casos de curvaturas acentuadas, gerando dificuldades na transformação do canal anatômico em cirúrgico, situação que foi abordada na literatura por Schilder (1974) e Schneider (1971).

Novas técnicas de preparo do canal foram idealizadas com o objetivo de diminuir o fracasso frente a essas situações desafiadoras e, paralelamente a elas, a qualidade dos instrumentos foi melhorando graças ao empenho de pesquisadores como Ingle (1955, 1961) e Craig e Peyton (1963).

Os instrumentos de aço carbono deram lugar aos de aço inoxidável, que apresentavam maior resistência à torção e corrosão, como demonstraram Craig, McIlvan e Peyton (1968).

Vários estudos se seguiram sobre a liga de aço inoxidável, comparando suas propriedades físicas, químicas e secções transversais. Mas a evolução dos instrumentos não findava, até que Wallia, Brantley e Gertein (1988) apresentaram um instrumento endodôntico confeccionado a partir de uma liga de níquel-titânio, introduzida na Odontologia por Andreasen e Hilleman (1971), e que se mostrava três vezes mais flexível e mais resistente à torção que o aço inoxidável, vantagens que foram salientadas por Civjan, Huget e De Simon (1975).

Os resultados referentes aos trabalhos iniciais mostraram um comportamento favorável desses instrumentos, principalmente em canais curvos, como comprovaram estudos de Camps e Pertot (1994), Motta (1998), Rowan, Nicholls e Steiner (1996), Wolcott e Himel (1997) e Yoneyama, Doi e Hamanaka (1992).

Devido a essas propriedades, surgiu o interesse de que esses instrumentos pudessem ser usados sob rotação no preparo dos canais, melhorando sua eficiência de corte e rapidez no tempo de trabalho, como ressaltam Poulsen, Dove e del Rio (1995).

Porém, a cinemática rotacional trouxe novas preocupações já que o instrumento passava a sofrer agora, forças de flexão e torção que exigiam confiável resistência à fratura.

Os instrumentos de aço inoxidável apresentam deformações visíveis em suas espiras antes de ocorrer fratura, indicando a ultrapassagem do seu limite de elasticidade (CANALDA-SAHLI; AGUADÉ; JIMENO, 1996). Ao contrário desses, os instrumentos de níquel-titânio têm boa resistência à fratura, mas podem fraturar com pouca ou nenhuma evidência visível de deformação e, aparentemente, dentro do limite de elasticidade, como bem atestaram Pruett e Clement (1997).

Nesse contexto, com o objetivo de minimizar o risco de fraturas, as pesquisas passaram a se preocupar com os diversos fatores associados a essa complicação.

Carmo e Valera (2001), Costa e Santos (2000), Shimabuko (2000) e Yared e Kulkarni (2002) investigaram a resistência à torção dos instrumentos, enquanto Haikel et al. (1999), Moreira et al. (2002) e Sattapan et al. (2000) avaliaram a influência do grau de curvatura. Rapisarda et al. (1999) e Silvaggio e Hicks (1997), analisaram o efeito da autoclavagem na resistência dos instrumentos, além dos trabalhos de Bryant et al. (1999) e Carmo et al. (2002) que relacionaram o fator conicidade e diâmetro do instrumento na ocorrência de fraturas.

Outros autores, como Costa (2002) e Santos (2002), estudaram o fortalecimento superficial e, conseqüentemente, da resistência dos instrumentos através da implantação de íons de nitrogênio.

Durante o preparo mecânico, a perda de corte do instrumento leva ao aumento do atrito e à fadiga cíclica, que são algumas das principais causas de fratura. Além disso, estas estão relacionadas à velocidade de rotação empregada e ao número de usos desses instrumentos, como já destacaram Dovgan (1998) e Eggert, Peters e Barbakow (1999).

O número de vezes que os instrumentos rotatórios de níquel-titânio podem ser usados sempre gerou muitas dúvidas entre aqueles que os utilizam. Segundo os fabricantes, para prevenir a fadiga do metal, o método mais seguro consiste em usar cada instrumento apenas uma vez. Esta medida não é totalmente adequada, já que a fadiga do instrumento é diretamente proporcional ao grau de curvatura do canal (quanto menor o raio de curvatura, maior a fadiga sofrida pelo metal) e ao número de rotações do instrumento dentro do canal. Além disso, deve-se considerar os

parâmetros que são inerentes ao próprio instrumento: calibre, conicidade e secção transversal.

Lauretti, Carvalho e Guimarães (2005) destacam a necessidade de se estabelecer uma conduta pragmática para o controle da fadiga dos instrumentos usando critérios como calibre, conicidade, grau de curvatura do canal e tempo de trabalho dos instrumentos, além da importância do hábito de observar com lupa, cuidadosamente os instrumentos antes e após seu emprego.

A literatura salienta alguma contradição com relação ao número de usos. Enquanto Tongbaiyai e Torabinejad (1999) e Yared, Bou Dagher e Machtou (1999) afirmaram que os instrumentos rotatórios poderiam ser utilizados por até dez vezes com segurança, os achados de Pessoa (2003) mostraram que as limas com cinco usos apresentaram menor resistência à fadiga cíclica quando comparadas àquelas com três usos, um uso e sem nenhum uso. Svec e Powers (2002) salientaram que mesmo após um único uso, alguns instrumentos já apresentavam defeitos significantes em suas lâminas.

Quanto à velocidade de rotação utilizada pelos instrumentos, inúmeros trabalhos concluíram que as mais baixas, entre 180 e 300 rpm, tornam o processo de instrumentação mais seguro: Dietz et al. (2000), Gabel et al. (1999) Yared, Bou Dagher e Machtou (2001). Entretanto, outros autores como Daugherty, Gound e Comer (2001) e Karagöz-Küçükay et al. (2003) mostraram que para determinados instrumentos, velocidades maiores foram mais eficientes e geraram menos deformações na parte ativa das limas.

Atualmente, existe no mercado uma gama de sistemas rotatórios de níquel-titânio, com diferentes conicidades, desenhos de secção transversal e comportamentos distintos durante a instrumentação. Cada fabricante apresenta uma

seqüência de utilização, indicando velocidade, torque e motores diferentes, o que faz com que os clínicos, muitas vezes, empreguem esses sistemas de uma maneira equivocada, como afirmam Lauretti, Carvalho e Guimarães (2005).

Neste trabalho foram utilizados dois dos sistemas mais atuais no mercado, com diferentes desenhos de parte ativa, para averiguar a relação entre a velocidade de rotação e o número de usos empregados, no tempo de trabalho e na porcentagem de fraturas ocorridas nesses instrumentos.

Os instrumentos dos sistemas RaCe e K3 , apresentam desenhos da secção transversal e núcleos metálicos bem distintos (Anexos de A a D) e uma literatura incompleta a respeito dos seus comportamentos frente aos fatores estudados nesse trabalho.

A escolha das velocidades de rotação utilizadas baseou-se nos padrões de comparações já avaliados pela literatura, como comprovam os trabalhos de Martin et al. (2003) e Karagöz-Küçükay et al. (2003). Como parâmetro de baixa velocidade adotou-se 180 rpm em função de trabalhos anteriores que utilizaram velocidades semelhantes como fator de comparação (LI et al., 2002; ZELADA et al., 2002). A velocidade de 350 rpm foi adotada seguindo a orientação do fabricante para emprego do instrumento K3 e a de 600 rpm, por se tratar da máxima velocidade recomendada pelo fabricante para os instrumentos RaCe.

Muitos fatores podem afetar a resistência dos instrumentos de níquel-titânio acionados a motor. Por exemplo, o raio de curvatura do canal radicular, a conicidade e o diâmetro dos instrumentos, assim como, o próprio operador (YARED; BOU DAGHER ; MACHTOU, 2001).

Sendo assim, para eliminar os fatores relacionados à conicidade e diâmetro, os instrumentos comparados nesse estudo apresentavam diâmetro de ponta número

25 e conicidade .04 (4%). A escolha por esses instrumentos 25/.04 seguiu as orientações das técnicas preconizadas pelos fabricantes para a instrumentação da curvatura dos canais, evitando diâmetros e conicidades maiores que possivelmente aumentariam o risco de fratura.

O torque do motor utilizado foi ajustado em 1N.cm durante todo o experimento, eliminando mais um fator que poderia influenciar nos resultados. Esse baixo valor de torque foi aplicado por estar dentro dos limites de torque suportados por instrumentos desse calibre e conicidade, segundo os fabricantes e achados de Svec e Powers (1999). Em relação à dureza da resina, foram realizados testes antes do experimento que consideraram este valor de torque como suficiente para que as limas pudessem instrumentar os canais simulados.

Já a opção do uso de canais simulados confeccionados em blocos de resina epóxi recaiu, inicialmente, sobre aspectos de natureza ética, pois para este estudo era necessário um grande número de espécimes, dificultando o uso de dentes humanos extraídos. O outro aspecto é baseado na padronização dos espécimes em relação à forma, tamanho, conicidade e curvatura do canal. Dummer, Allodeh e Doller (1989), Guimarães (1997), Lim e Webber (1985) e Mandel et al. (1999) referendaram o uso de blocos de resina como modelo experimental para análise quantitativas e qualitativas do preparo do canal. Entretanto, devido à natureza da resina, cuidados são necessários antes de extrapolar os resultados obtidos neste estudo ao uso desses instrumentos em canais de dentes humanos, onde a dentina está envolvida (THOMPSON; DUMMER, 1998).

Como os fatores de variação no presente experimento foram a velocidade de rotação e o número de usos, adotou-se uma padronização no que diz respeito ao

operador, à cinemática e a técnica de instrumentação empregada, para evitar que os mesmos interferissem nos resultados de forma a distorcer a realidade.

Com relação ao operador, que segundo trabalho de Parashos, Gordon e Messer (2004) tem influência direta na qualidade do tratamento, foi selecionado um único cirurgião-dentista, especialista em Endodontia e com amplo conhecimento e domínio tanto da técnica automatizada como dos diferentes sistemas rotatórios empregados na instrumentação dos blocos de resina.

Foi utilizado um dispositivo, inédito na literatura, que permitiu uma padronização do eixo de inserção e do movimento da lima durante a instrumentação dos canais simulados.

Neste trabalho, foi avaliada a ação do instrumento apenas na parte curva do canal. Para isso, seguindo os princípios da técnica cérvico-apical recomendada para a instrumentação rotatória, os 11 mm referentes a parte reta do canal foram previamente instrumentados. Para tal, utilizou-se limas 40/.10 em 8 mm de comprimento de trabalho e limas 35/.08 em 11 mm. Dessa maneira, os instrumentos 25/.04, objetos deste estudo, atuaram somente na curvatura, diminuindo a área de contato com as paredes do canal e, conseqüentemente, diminuindo o estresse sobre os mesmos.

Além disso, em função de uma característica específica da resina que compõe as paredes do canal simulado, um instrumento manual (lima tipo K nº 10) era utilizado com o intuito de remover raspas de resina que poderiam obstruir a luz do canal, atuando 2 mm além do comprimento de trabalho, portanto com 18 mm. A importância do uso de um instrumento manual de pequeno calibre com o intuito de diminuir o número de fraturas foi confirmada por Patino et al. (2005).

Diminuir o tempo de instrumentação, principalmente nos casos de molares com curvaturas muito acentuadas e, ao mesmo tempo, conseguir manter a qualidade final do preparo sempre foi um dos objetivos almejados pelos endodontistas. Menor fadiga para o paciente e para o profissional e a possibilidade de realizar maior quantidade de tratamentos mantendo alto o padrão de qualidade e tornando-os mais acessíveis do ponto de vista econômico, são requisitos fundamentais na Endodontia moderna.

Vários trabalhos na literatura consideram o fator tempo de trabalho como um requisito fundamental na avaliação da qualidade do instrumento rotatório de níquel-titânio (RANGEL et al., 2005; SCHÄFER; VLASSIS, 2004a; THOMPSON; DUMMER, 1998).

A análise do tempo de trabalho se deu através da mensuração do tempo de atuação do instrumento no interior dos canais, descartando o tempo relativo à irrigação, aspiração, renovação do lubrificante e utilização da lima manual, estando de acordo com a metodologia utilizada por Paqué, Musch e Hülsmann (2005). A literatura não é unânime em relação à avaliação do tempo de trabalho já que outros estudos como os de Yared, Bou Dagher e Machtou (2001) e Schäfer e Vlassis (2004a, b) avaliaram o tempo de trabalho considerando também o tempo necessário para as trocas dos instrumentos e irrigação.

No que tange ao número de usos, a escolha da simulação clínica de até três usos difere da literatura como os trabalhos de Gambarini (2001), Yared (2004) e Yared, Kulkarni e Ghossayn (2003) que compararam instrumentos novos com outros com 5 ou 10 usos. Essa limitação ocorreu em função da enorme quantidade de blocos que seria necessária perante a metodologia do experimento.

Com o objetivo de simular a realidade clínica, os instrumentos eram lavados e depois esterilizados em autoclave antes de cada uso. Tal procedimento na opinião de Silvaggio e Hicks (1997) promove aumento na resistência à torção e à flexão das limas de níquel-titânio, embora, Rapisarda et al. (1999) tenham verificado que os instrumentos sofrem perda da sua capacidade de corte, após sucessivos ciclos de esterilização.

Os resultados obtidos neste estudo demonstraram que o aumento da velocidade diminuiu o tempo de trabalho para ambos os instrumentos. Assim sendo, o tempo despendido pelo instrumento RaCe na velocidade de 350 rpm (11,32 segundos) foi quase duas vezes mais rápido que em 180 rpm (22,58 segundos). Da mesma maneira, este instrumento, em 600 rpm (7,04 segundos), foi mais que três vezes mais rápido do que em 180 rpm. Estes resultados estão de acordo com o trabalho de Daugherty, Gound e Comer (2001) que concluíram ser o tempo de trabalho dos instrumentos ProFile, a 350 rpm de velocidade, duas vezes menor que o tempo dos instrumentos acionados a 150 rpm.

Na comparação dos instrumentos em cada velocidade empregada, os instrumentos RaCe foram mais rápidos que os K3 nas velocidades de 350 e 600 rpm. Tais observações são semelhantes àsquelas feitas por Schäfer e Vlassis (2004a) que ao compararem os sistemas RaCe e ProTaper, mostraram que o primeiro foi significativamente mais rápido que o outro. Os autores compararam os resultados desse estudo com aqueles de Schäfer e Florek (2003) de mesma metodologia, e novamente o sistema RaCe mostrou-se mais rápido quando comparado ao sistema K3.

Provavelmente, fatores relacionados às diferenças no desenho dos instrumentos tenha sido o fator responsável por esse resultado. Área de escape,

ângulo de corte e ângulo helicoidal podem ter contribuído em maior ou menor intensidade, sendo impossível determinar com precisão.

Deve-se salientar que tais diferenças nas secções transversais desses instrumentos podem ter gerado comportamentos distintos ao instrumentar os blocos de resina, visto que, em algumas situações durante o experimento, existiram dificuldades em atingir o comprimento de trabalho durante o preparo do canal com os instrumentos K3. Uma possível explicação seria que os instrumentos K3 geraram maior atrito e calor durante a instrumentação, o que pode ter amolecido a resina, e bloqueado a luz do canal. Tal fato pode ser comprovado pela frequência com que os instrumentos K3 travavam durante o uso, necessitando constantemente do uso da lima manual tipo K nº 10 para desobstruir o canal. Diemer e Calas (2004) afirmaram que o aumento do “pitch”, ou passo do instrumento, diminui a tendência ao aparafusamento. Os dois instrumentos testados apresentam “pitch” progressivo, porém, a quantidade de espiras por unidade de comprimento nos instrumentos RaCe é menor que nos instrumentos K3 justificando a maior frequência de travamentos desses últimos.

Na velocidade rotacional de 180 rpm não houve diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos, mas é importante ressaltar que ambos os instrumentos necessitaram, de forma evidente, maior tempo de trabalho nessa velocidade.

Até o momento não existem trabalhos na literatura que relacionem o número de usos com o tempo de trabalho dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Nesse estudo, os resultados indicaram não haver influência de até 3 usos dos instrumentos no tempo de trabalho, para ambos os sistemas estudados. Talvez esses resultados fossem diferentes se tivesse ocorrido a simulação clínica por 5 ou

10 usos, como demonstraram Svec e Powers (2002) e Yared (2004), mesmo que avaliando fatores diferentes. Um maior desgaste dos instrumentos com a sequência de usos poderia gerar dificuldades no corte durante o preparo dos canais, aumentando o tempo de instrumentação.

Em relação às fraturas ocorridas, os resultados encontrados demonstraram uma íntima relação com a velocidade de rotação empregada, porém, os instrumentos K3 e RaCe apresentaram resultados bastante díspares entre si.

Houve preocupação em analisar, entre os intervalos de uso, a presença de deformações na parte ativa dos instrumentos, o que poderia favorecer a ocorrência de fraturas, porém não houve nenhum caso de deformação aparente nos instrumentos utilizados quando verificados com lupa de 5 aumentos.

Com os instrumentos RaCe não houve fraturas na velocidade de 350 rpm, porém, quando usados a 180 rpm, ocorreu um alto número delas.

Tal resultado, encontrado difere daqueles de Gabel et al. (1999) e Dietz et al. (2000) que afirmaram ocorrer menos fraturas em menores velocidades quando da utilização dos instrumentos ProFile .04.

A possível explicação para tal achado, talvez, esteja relacionada com o desenho do instrumento. O instrumento RaCe apresenta na sua parte ativa ângulos helicoidais variáveis e alternados com áreas praticamente sem ângulos helicoidais. Tal característica aumenta a segurança do instrumento diminuindo a tendência ao rosqueamento e, conseqüentemente, exige valores baixos de torque. Ao serem acionados em 180 rpm, a capacidade de corte ficou bastante reduzida, levando ao travamento do instrumento no canal. Por apresentarem núcleo metálico menor, o travamento foi suficiente para levar os instrumentos à fratura por torção.

Esses resultados concordam com aqueles apresentados por Turpin, Chagneau e Vulcain (2000) ao ressaltarem que os diferentes desenhos de secção transversal têm influência direta no comportamento dos instrumentos, pois o ganho em algumas propriedades pode eventualmente determinar o prejuízo de outras.

Os instrumentos RaCe têm como uma de suas principais características a grande flexibilidade, que se manifesta na capacidade de instrumentar canais com curvaturas moderadas a severas, com baixa formação de desvios apicais (PAQUÉ; MUSCH; HULSMANN, 2005; RANGEL et al., 2005; YOSHIMINE; ONO; AKAMINE, 2005).

Na velocidade de 600 rpm, os instrumentos RaCe tiveram menos fraturas do que em 180 rpm. Esta velocidade, porém, não pode ser considerada segura quando comparada à de 350 rpm. Como já ressaltado em trabalhos anteriores (LOPES; ELIAS, 2001; MOREIRA et al., 2002), a fratura por flexão ocorre quando o instrumento rotatório, no interior de um canal curvo, fica submetido a uma deformação elástica decorrente das forças de resistência das paredes do canal. Com o giro do instrumento, na área flexionada, surgem tensões de tração e compressão, as quais podem levar o mesmo à fratura. Altas velocidades geram um número maior de ciclos causando fratura em menor tempo de trabalho.

Vale ressaltar, em relação aos instrumentos RaCe, que o fabricante sugere velocidades de rotação entre 300 a 600 rpm para toda seqüência de limas do sistema, com diferentes conicidades e diâmetros, e não particularmente àquelas que trabalham somente na curvatura. Os resultados desse estudo confirmam a indicação do fabricante, quanto ao uso de velocidades próximas a 350 rpm no preparo da parte curva do canal, nas quais não houve a ocorrência de fraturas.

Os instrumentos K3 não sofreram fraturas quando acionados a 180 e a 350 rpm. Novamente, a possível explicação para o melhor desempenho, na velocidade mais baixa, dos instrumentos K3 em relação aos do sistema RaCe, esteja relacionada ao desenho da secção transversal e ao baixo torque utilizado.

Sattapan, Palamara e Meeser (2000) afirmaram que baixas conicidades necessitam de menores valores de torque, proporcionando maior segurança durante a instrumentação. O núcleo metálico maior do instrumento K3 proporciona maior resistência à fratura, diminuindo, porém, sua flexibilidade conforme salientaram Camps, Pertot e Levallois (1995). Schäfer, Dzepina e Gholamreza (2003) já haviam mostrado os melhores resultados quanto à flexibilidade do instrumento RaCe comparado ao K3. Outra característica própria desse instrumento é a proteção das lâminas de corte fornecida por ampla superfície radial, aumentando a resistência à torção e à flexão.

A maior porcentagem de fraturas (33%), neste estudo, ocorreu ao se utilizar os instrumentos K3 em 600 rpm. Tal resultado comprova a contra-indicação do fabricante quanto ao uso de altas velocidades para o sistema K3.

Os resultados sugerem a necessidade de conhecimento mais profundo, por parte do profissional, das características de cada instrumento, antes de se optar por determinada velocidade de rotação.

O instrumento K3 apresenta ângulo de corte levemente positivo que resulta em excelente capacidade de corte. Todavia, a complexidade do desenho da secção transversal e todas as vantagens que ele proporciona à ação do instrumento, podem gerar uma dúvida: o processo de usinagem seria tão preciso a ponto de criar a mesma forma do desenho em toda a extensão da parte ativa, principalmente nas

porções mais delgadas, como nos três milímetros da ponta do instrumento? Tal questão sugere que esse tema seja aprofundado em trabalhos complementares.

Os resultados deste trabalho estão de acordo com a literatura (SVEC; POWERS, 2000; YARED, 2004) mostrando que a porcentagem de fraturas aumentou, proporcionalmente, com o aumento do número de usos dos instrumentos. Contudo, como não houve fraturas em 350 rpm, esta velocidade se mostrou a mais segura, não importando o sistema utilizado ou o número de usos dos instrumentos.

Com referência ao canal simulado com ângulo de curvatura de 20 graus, nossos resultados diferem daqueles que não apresentaram fraturas em angulações menores que 30 graus (MARTIN et al., 2003; ZELADA et al.; 2002). Tal achado deve ser explicado pela dureza da resina utilizada nesse estudo que, aparentemente, é maior que outras já testadas. Tal fato sugere a realização de trabalhos complementares que comparem a dureza das resinas e dessas com a dentina, a fim de conseguir uma simulação mais próxima da realidade.

A realização desse estudo é uma contribuição para o uso mais seguro dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio, possibilitando diminuição no número de fraturas, fazendo-se necessário, no entanto, a realização de outras pesquisas visando melhor compreensão dos efeitos dos fatores estudados na dentina de canais radiculares de dentes humanos.

7 CONCLUSÕES

Sob as condições desse experimento, frente aos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. O aumento da velocidade diminuiu o tempo de instrumentação em ambos os sistemas;
2. Os instrumentos RaCe prepararam o canal em menor tempo do que os instrumentos K3 nas velocidades de 350 e 600 rpm, não havendo diferença em 180 rpm;
3. Ocorreu maior número de instrumentos fraturados nas velocidades de 180 e 600 rpm para o sistema RaCe e de 600 rpm para o K3, e nenhuma fratura na velocidade de 350 rpm para ambos, que mostrou-se a mais segura;
4. O número de usos avaliado não influenciou o tempo de trabalho para nenhum sistema, porém favoreceu maior número de fraturas, exceto na velocidade de 350 rpm na qual não ocorreram fraturas;
5. Os instrumentos RaCe apresentaram maior índice de fratura para a velocidade de 180 rpm do que para 600 rpm.

REFERÊNCIAS¹

American Dental Association. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. New American National Standards Institute. Specification nº 28 for Endodontics Files and Reamers. J Am Dent Assoc 1976;93(4):813-7.

Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc 1971;82(6):1373-8.

Auerbach M B. Antibiotics vs. Instrumentation in endodontics. N Y St Dent J, 1953;19(5):225-8.

Bonetti Filho IB, Esberard PM, Leonardo RT, Del Rio CE. Microscopic evaluation of three endodontic files pre and postinstrumentation. J Endod 1998;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.

Bryant ST, Dummer PMH, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Int Endod J 1999;32(3):155-64.

Camps JJ, Pertot JW. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments. J Endod 1994;28(8):395-8.

Camps JJ, Pertot JW, Levallois B. Relationship between file size and stiffness of nickel titanium instruments. Endod Dent Traumatol 1995;11(6):270-3.

Canalda-Sahli C, Aguadé EB, Jimeno EB. A comparison of bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. Int Endod J 1996;29(3):185-9.

Carmo AMR, Valera MC. Resistência à fratura das limas Ni-Ti e avaliação por MEV. Pesq Odontol Bras 2001;15:13.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Carmo AMR, Valera MC, Lopes HP, Elias CN. Fratura por torção de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. Rev Bras Odontol 2002;59(3):197-9.

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 USP;2002.

Costa C, Santos M. Resistência à torção de dois instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio. Pesq Odontol Bras 2000;14(2):165-8.

Craig RG, Peyton FA. Physical properties of stainless steel endodontic files and reamers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1963;16(2):206-17.

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

Civjan S, Huget EF, De Simon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. J Dent Res 1975;54(1):89-96.

Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. J Endod 2001;27(2):93-5.

Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. J Endod 2004;30(10):716-8.

Dietz DB, Di Fiore PM, Bachall JK, Lautenschlager EP. Effects of rotational speed on the breakage of nitinol rotary files. J Endod 2000;26(2):68-71

Dovgan JS. Incorporating nickel titanium instrumentation into your practice. Dent Today 1998;17(10):86-93.

Dummer PMH, Alodeh MHA, Doller R. Shaping of simulated root canals in resin blocks using files activated by a sonic handpiece. Int Endod J 1989;22(5):211-25.

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 rotational speed on nickel-titanium file distortion. J Endod 1999;25(11):752-4.

Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. Int Endod J 2001;27(12):386-9.

Guimarães JLHG. Análise morfométrica comparativa, à luz da computadorização em canais artificiais, de quatro técnicas de instrumentação para canais curvos [Dissertação de Mestrado]. São Bernardo do Campo: Faculdade de Odontologia da Universidade Metodista de São Paulo; 1997.

Haikel Y, Serfaty R, Senger B, Bateman G, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J 1999;25(6):434-40.

Hare GC. Aids to biomechanical instrumentation in endodontics. J Can Dent Assoc 1953;19(8):437-42.

Ingle JI. The need for endodontic instrument standardization. Oral Surg 1955;8(11):1211-3.

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

Karagöz-Küçükay I, Ersev H, Engin-Akkoca E, Küçükay S, Gürsoy T.T Effect of rotational speed on root canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments. J Endod 2003;29(7):447-9.

Lauretti MB, Carvalho KKT, Guimarães JLH. Instrumentos rotatórios de níquel-titânio. In: Lauretti MB. Manual de técnica endodôntica. São Paulo: Santos; 2005. cap.11, p.135-74.

Li UM, Lee SB, Shih CTS, Lan WHL, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. J Endod 2002;28(6):448-51.

Lim KC, Webber J. The validity of simulated root canal for the investigation of the prepared root canal shape. Int Endod J 1985;17(4):240-46.

Lopes HP, Elias CN. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos. Rev Bras Odontol 2001;58(3):207-10.

Mandel E, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti ProFile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. Int Endod J 1999;32(3):436-43.

Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J 2003;36(4):262-6.

Moreira EJJ, Lopes HP, Elias CN, Fidel RAS. Fratura por flexão em rotação de instrumentos endodônticos de NiTi. Rev Bras Odontol 2002;59(6):412-4.

Motta AG. Avaliação comparativa da deflexão angular e da flexibilidade de limas endodônticas produzidas em liga de aço inoxidável ou de níquel-titânio [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.

Paiva JG, Antoniazzi JH. Endodontia: bases para a prática clínica. 2a ed. São Paulo: Artes Médicas; 1988.

Paqué F, Musch U, Hülsmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. Int Endod J 2005;38(1):8-16.

Parashos P, Gordon I, Messer H. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. J Endod 2004;30(10):72-5.

Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. J Endod 2005; 31(2):114-6.

Pessoa OF. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de Níquel-Titânio em razão do uso [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Poulsen WB, Dove SB, del Rio CE. Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. J Endod 1995;21(12):609-12.

Pruett JP, Clement DJ. Cyclic fatigue test of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod 1997;23(2):77-85

Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer, P. Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *J Endod* 2005;31(6):460-3.

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1999;88(3):343-7.

Rowan BM, Nicholls IJ, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 1996;22(7):341-5.

Santos M. Efeito da implantação de íons nitrogênio na flexão de limas rotatórias de níquel-titânio [Tese Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP;2002.

Sattapan B, Palamara JEA, Meeser HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000;26(3):156-60.

Sattapan B, Palamara JEA, Meeser HH, Nervo GJ. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-65.

Schäfer E, Dzepina A, Gholamreza D. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96(6):757-63.

Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*. 2003;36(3):199-207.

Schäfer E, Schlingemann R. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*. 2003;36(3):208-17.

Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2004a;37(4):229-38.

Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2004b;37(4):239-48.

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

Schneider SW. A comparison of canal preparation on straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971;32(2):271-5.

Shimabuko DM. Avaliação da resistência à torção de limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio, em função da sua conicidade e sistema de fixação da ponta [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization in the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 1997;23(12):731-4.

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

Svec TA, Powers JM. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. *J Endod* 1999;25(11):759-60.

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

Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J* 1998;31(4):259-67.

Tongbaiayai C, Torabinejad M. The durability of .04 taper rotary Ni-Ti files after simulated clinical usage [abstract OR 42]. *J Endod* 1999;25(4):292.

Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instruments models. *J Endod* 2000;26(7):414-17.

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):346-51.

Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel titanium and stainless steel endodontic files. *J Endod* 1997;23(4):217-20.

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.

Yared GM, Kulkarni K. Failure of ProFile ni-ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. Int endod J 2002;35(6):536-41.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile instruments after simulated clinical use. Int Endod J 1999;32(2): 115-9.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. Int Endod J 2001;34(1):47-53.

Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. Int Endod J 2003;36(11):764-9.

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.

Yoshimine Y, Ono M, Akamine A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments is simulated S-shaped canals. J Endod 2005;31(5):373-5.

Zelada G, Varela P, Benjamim M, Bahilo JG, Magan F. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. J Endod 2002;28(7):540-2.

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

APÊNDICES

APÊNDICE A - Valores originais dos tempos de trabalho (s) obtidos de cada grupo

Apêndice A1 - **Grupo 1:** RaCe 180 rpm 1ºuso

Apêndice A2 - **Grupo 2:** RaCe 180 rpm 2ºuso

Lima	Tempo (s)
1	24,56
2	22,89
3	23,76
4	23,17
5	22,53
6	18,19
7	25,25
8	22,14
9	17,59
10	16,75
Média	21,68

Lima	Tempo (s)
1	31,96
2	20,39
3	19,18
4	24,87
5	25,37
6	23,89
7	22,80
8	20,81
9	18,17
10	19,34
Média	22,68

Apêndice A3 - **Grupo 3:** RaCe 180 rpm 3ºuso

Apêndice A4 - **Grupo 4:** RaCe 350 rpm 1ºuso

Lima	Tempo (s)
1	30,01
2	19,68
3	24,87
4	18,64
5	26,17
6	22,82
7	25,00
8	22,82
9	21,53
10	22,21
Média	23,37

Lima	Tempo (s)
1	15,51
2	10,64
3	10,45
4	9,42
5	12,34
6	10,06
7	8,46
8	9,36
9	10,98
10	10,00
Média	10,72

Apêndice A5 - **Grupo 5:** RaCe 350 rpm 2ºuso

Lima	Tempo (s)
1	11,26
2	12,87
3	12,01
4	9,17
5	13,36
6	10,54
7	8,36
8	10,81
9	11,34
10	11,26
Média	11,10

Apêndice A6 - **Grupo 6:** RaCe 350 rpm 3ºuso

Lima	Tempo (s)
1	14,81
2	13,01
3	12,81
4	12,53
5	14,02
6	12,06
7	10,32
8	11,10
9	10,67
10	9,98
Média	12,13

Apêndice A7 - **Grupo 7:** RaCe 600 rpm 1ºuso

Lima	Tempo (s)
1	7,00
2	7,06
3	8,51
4	8,50
5	7,01
6	5,62
7	5,14
8	6,39
9	5,61
10	5,72
Média	6,66

Apêndice A8 - **Grupo 8:** RaCe 600 rpm 2ºuso

Lima	Tempo (s)
1	6,85
2	7,89
3	8,84
4	8,19
5	7,31
6	6,67
7	7,86
8	5,87
9	7,31
10	6,01
Média	7,28

Apêndice A9 - **Grupo 9:** RaCe 600 rpm 3ºuso

Lima	Tempo (s)
1	6,92
2	8,59
3	8,13
4	9,01
5	7,24
6	5,93
7	6,51
8	5,90
9	6,32
10	7,18
Média	7,17

Apêndice A10 - **Grupo 10:** K3 180 rpm 1ºuso

Lima	Tempo (s)
1	29,90
2	18,38
3	26,48
4	23,92
5	24,54
6	24,26
7	22,53
8	20,32
9	26,53
10	20,37
Média	23,72

Apêndice A11 - **Grupo 11:** K3 180 rpm 2ºuso

Lima	Tempo (s)
1	29,09
2	20,59
3	19,45
4	19,48
5	26,90
6	30,91
7	28,64
8	18,12
9	18,90
10	21,93
Média	23,40

Apêndice A12 - **Grupo 12:** K3 180 rpm 3ºuso

Lima	Tempo (s)
1	31,01
2	26,02
3	26,70
4	18,01
5	19,06
6	20,39
7	27,12
8	29,44
9	24,78
10	26,58
Média	24,91

Apêndice A13 - **Grupo 13:** K3 350 rpm 1ºuso

Lima	Tempo (s)
1	15,78
2	16,02
3	14,44
4	15,82
5	17,72
6	14,18
7	13,98
8	15,62
9	16,06
10	13,20
Média	15,28

Apêndice A14 - **Grupo 14:** K3 350 rpm 2ºuso

Lima	Tempo (s)
1	14,92
2	17,82
3	15,08
4	13,68
5	16,54
6	17,26
7	13,98
8	14,85
9	15,90
10	14,02
Média	15,40

Apêndice A15 - **Grupo 15:** K3 350 rpm 3ºuso

Lima	Tempo (s)
1	16,01
2	18,90
3	16,09
4	14,18
5	14,42
6	18,90
7	15,84
8	15,70
9	16,20
10	14,14
Média	16,04

Apêndice A16 - **Grupo 16:** K3 600 rpm 1ºuso

Lima	Tempo (s)
1	13,26
2	12,52
3	13,66
4	14,92
5	12,99
6	13,06
7	11,22
8	10,85
9	10,98
10	12,18
Média	12,56

APÊNDICE C – Testes estatísticos de análise de variância e comparação entre as médias

Apêndice C1 – Análise de variância com valores originais: RaCe 1º uso

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Velocidade	1208.2886	2	604.1443	124.36	0.000%
Resíduo	131.1709	27	4.8582		
Variação Total	1339.4595	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
Race 180 rpm X Race 350 rpm	10,96	significante	2,45
Race 180 rpm X Race 600 rpm	15,02	significante	
Race 350 rpm X Race 600 rpm	4,06	significante	

Apêndice C2 – Análise de variância com valores originais: RaCe 2º uso

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Velocidade	1285.9067	2	642.9534	95.88	0.000%
Resíduo	181.0532	27	6.7057		
Variação Total	1466.9600	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
Race 180 rpm X Race 350 rpm	11,58	significante	2,87
Race 180 rpm X Race 600 rpm	15,40	significante	
Race 350 rpm X Race 600 rpm	3,82	significante	

Apêndice C3 – Análise de variância com valores originais: RaCe 3º uso

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Velocidade	1378.3794	2	689.1897	140.85	0.000%
Resíduo	132.1089	27	4.8929		
Variação Total	1510.4883	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
Race 180 rpm X Race 350 rpm	11,24	significante	2,45
Race 180 rpm X Race 600 rpm	16,20	significante	
Race 350 rpm X Race 600 rpm	4,96	significante	

Apêndice C4 – Análise de variância com valores originais: K3 1º uso

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Velocidade	677.2031	2	338.6016	66.16	0.000%
Resíduo	138.1914	27	5.1182		
Variação Total	815.3945	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
K3 180 rpm X K3 350 rpm	8,44	significante	2,51
K3 180 rpm X K3 600 rpm	11,16	significante	
K3 350 rpm X K3 600 rpm	2,72	significante	

Apêndice C5 – Análise de variância com valores originais: K3 2º uso

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Velocidade	654.2334	2	327.1167	32.61	0.000%
Resíduo	270.8301	27	10.0307		
Variação Total	925.0635	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
K3 180 rpm X K3 350 rpm	8,00	significante	2,51
K3 180 rpm X K3 600 rpm	11,08	significante	
K3 350 rpm X K3 600 rpm	3,08	significante	

Apêndice C6 – Análise de variância com valores originais: K3 3º uso

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Velocidade	892.0625	2	446.0313	52.63	0.000%
Resíduo	228.8018	27	8.4741		
Variação Total	1120.8643	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
K3 180 rpm X K3 350 rpm	8,87	significante	3,23
K3 180 rpm X K3 600 rpm	13,08	significante	
K3 350 rpm X K3 600 rpm	4,21	significante	

APÊNDICE D – Testes estatísticos de análise de variância e comparação entre as médias

Apêndice D1 – Análise de variância com valores originais: RaCe 180 rpm

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Entre réplicas	218.5212	9	24.2801	3.80	0.7857%
Uso	14.4592	2	7.2296	1.13	34.5111%
Resíduo	114.9523	18	6.3862		
VariaçãoTotal	347.9326	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
Race 1º uso X Race 2º uso	1	Não significativa	2,88
Race 1º uso X Race 3º uso	1,69	Não significativa	
Race 2º uso X Race 3º uso	0,69	Não significativa	

Apêndice D2 – Análise de variância com valores originais: RaCe 350 rpm

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Entre réplicas	57.1177	9	6.3464	5.13	0.1878%
Uso	10.6456	2	5.3228	4.31	2.8949
Resíduo	22.2538	18	1.2363		
VariaçãoTotal	90.0171	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
Race 1º uso X Race 2º uso	0,38	Não significativa	1,27
Race 1º uso X Race 3º uso	1,41	significante	
Race 2º uso X Race 3º uso	1,03	Não significativa	

Apêndice D3 – Análise de variância com valores originais: RaCe 600 rpm

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Entre réplicas	24.779	9	2.7533	7.39	0.0328%
Uso	2.2274	2	1.1137	2.99	7.4387%
Resíduo	6.7066	18	0.3726		
Variação Total	33.7140	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
Race 1º uso X Race 2º uso	0,62	Não significativa	0,70
Race 1º uso X Race 3º uso	0,51	Não significativa	
Race 2º uso X Race 3º uso	0,11	Não significativa	

Apêndice D4 – Análise de variância com valores originais: K3 180 rpm

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Entre réplicas	190.0228	9	21.1136	1.24	33.3084%
Uso	12.6465	2	6.3232	0.37	29.9886%
Resíduo	307.1589	18	17.0644		
Variação Total	509.8281	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
K3 1º uso X K3 2º uso	0,32	Não significativa	4,71
K3 1º uso X K3 3º uso	1,19	Não significativa	
K3 2º uso X K3 3º uso	1,51	Não significativa	

Apêndice D5 – Análise de variância com valores originais: K3 350 rpm

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Entre réplicas	34.4290	9	3.8254	2.66	3.6731%
Uso	3.2902	2	1.6451	1.14	34.1446
Resíduo	25.8882	18	1.4382		
Variação Total	63.6074	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
K3 1º uso X K3 2º uso	0,12	Não significativa	1,37
K3 1º uso X K3 3º uso	0,76	Não significativa	
K3 2º uso X K3 3º uso	0,64	Não significativa	

Apêndice D6 – Análise de variância com valores originais: K3 600 rpm

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadr. Méd.	(F)	Prob. (H0)
Entre réplicas	55.9364	9	6.2152	4.59	0.3230%
Uso	2.8103	2	1.4051	1.04	37.6233%
Resíduo	24.3842	18	1.3547		
Variação Total	83.1309	29			

Comparação entre os valores médios de tempo de trabalho calculados e o valor crítico de Tukey.

Pares de média	Valores absolutos da diferença	Diferença entre os grupos	Valor crítico de Tukey (5%)
K3 1º uso X K3 2º uso	0,24	Não significativa	1,32
K3 1º uso X K3 3º uso	0.73	Não significativa	
K3 2º uso X K3 3º uso	0,49	Não significativa	

ANEXOS

Anexo A - Desenho da secção transversal do instrumento RaCe

Gentileza FKG-Dentaire

Anexo B – Esquema ilustrando o núcleo metálico do instrumento RaCe

Gentileza Prof. Kleber Carvalho

Anexo C - Desenho da secção transversal do instrumento K3

Gentileza FKG-Dentaire

Anexo D – Esquema ilustrando o núcleo metálico do instrumento K3

Gentileza Prof. Kleber Carvalho