EMANUELA DE CARVALHO FRANCO

Avaliação da influência do hipoclorito de sódio na qualidade da superfície e resistência à corrosão de limas de NiTi de diferentes procedências

São Paulo 2013

EMANUELA DE CARVALHO FRANCO

Avaliação da influência do hipoclorito de sódio na qualidade da superfície e resistência à corrosão de limas de NiTi de diferentes procedências

Versão Corrigida

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

Área de Concentração: Endodontia

Orientador: Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi

São Paulo 2013 Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catalogação da Publicação Serviço de Documentação Odontológica Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Franco, Emanuela de Carvalho. Avaliação da influência do hipoclorito de sódio na qualidade da superfície e resistência à corrosão de limas de NiTi de diferentes procedências / Emanuela de Carvalho Franco; orientador João Humberto Antoniazzi. -- São Paulo, 2013. 118 p.: il.: fig., tab. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Endodontia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Versão corrigida

1. Instrumentos endodônticos - Corrosão. 2. Instrumentos endodônticos - Resistência. 3. Hipoclorito de sódio - Endodontia. I. Antoniazzi, João Humberto. II. Título.

Franco EC. Avaliação da influência do hipoclorito de sódio na qualidade da superfície e resistência à corrosão de limas de NiTi de diferentes procedências. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2013

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____Instituição: _____ Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____Instituição: _____ Julgamento: ______Assinatura: _____

Prof. Dr. _____Instituição: _____ Julgamento: _____ Assinatura: _____ Aos meus pais, *Regina e Manoel*, por acreditarem em mim e ensinarem o verdadeiro significado da palavra família. Obrigada por todo apoio, compreensão, luta, sacrifício e dificuldades que passaram para este sonho se realizasse. Serei eternamente grata!

A minha adorada e querida Vó, *Adelia Rocha (in memorium)*, pelo amor incondicional, por me ensinar com muita sabedoria que o mais importante na vida é ter coragem e nunca desanimar ou desistir diante das dificuldades e obstáculos. Muito obrigada!

Aos meus irmãos, *Rodrigo* e *Graziella*, pelo apoio, amizade, conselhos, por acreditarem em mim e me ensinar todos os dias a importância da partilha e amor fraterno. Vocês são essenciais e insubstituíveis na minha vida!

As minhas irmãs de coração, *Carolina* e *Bárbara*, pela amizade, confiança, carinho e presença constante em minha vida e, pelo incentivo quando o sacrifico era grande.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Profa. Dra. Elaine Manso Oliveira Franco de Carvalho** sem dúvidas, grande incentivadora e responsável por essa conquista. Obrigada por acreditar e me ajudar!

Ao Prof. Dr. José Luiz Lage-Marques pela confiança e oportunidades.

Ao *Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi* pela paciência, sabedoria, humildade, dedicação me ensinando o que realmente significa ser um Professor, um Orientador e principalmente um Amigo. Sinto-me muito honrada e privilegiada por ter sido sua orientada.

A **Profa. Dra Neusa Alonso-Falleiros** ser humano admirável com condutas profissionais e pessoais exemplares. Obrigada pela convivência e ensinamentos neste período, com certeza o carinho é verdadeiro e eterno.

Ao Prof. Dr. Giulio Gavini por toda atenção, compreensão e orientação.

Ao *Prof. Dr. Isaac Jamil Sayed* pela paciência e empenho para que tudo saísse da melhor maneira buscando sempre a excelência e se preocupando com os detalhes na obtenção das imagens. Muito obrigada, sua ajuda foi fundamental!

Ao *Carlos*, por toda dedicação, atenção e companheirismo que mesmo longe sempre esteve presente e disposto a ajudar.

AGRADECIMENTOS

À Deus por estar sempre presente na minha vida e colocar pessoas tão especiais que de alguma forma contribuíram para a conclusão deste trabalho.

A amiga Eliana Souza por todos ensinamentos, amizade, conselhos e inspiração para sempre seguir adiante

Ao Leonardo e Nathalia pela amizade e por todos conselhos.

Ao casal, Marina e Carlos, obrigada por tudo!

À FKG, Coltene e Fórmula & Ação por doarem os materiais necessários para a realização do trabalho.

Ao Lívio, Wilmar, Duberney e Carol por toda a paciência e empenho nos ensaios de corrosão. Muitas vezes deixando de lados seus afazeres para me auxiliar e ajudar para que tudo saísse da melhor maneira.

Ao Verissímo que se mostrou tão prestativo atendeu, prontamente, aos pedidos de urgência no MEV.

Aos alunos da pós-graduação, fundamentais para análise dos resultados do trabalho. Muito obrigada por me ajudar nas avaliações

À bibliotecária Vânia e Sueli pela gentileza, rapidez no atendimento e pelas correções.

Ao Sr Aldo, Ana Maria, Selma, Leandro e Davi que sempre estiveram prontos para ajudar ficando uma amizade sincera e uma gratidão eterna.

"Se você perdeu dinheiro, perdeu pouco. Se perdeu a honra, perdeu muito. Se perdeu a coragem, perdeu tudo."

Vincent Van Gogh

Franco EC. Avaliação da influência do hipoclorito de sódio na qualidade da superfície e resistência à corrosão de limas de NiTi de diferentes procedências [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

RESUMO

O presente estudo avaliou a influência do hipoclorito de sódio a 1% e 2,5% na qualidade do acabamento superficial e na resistência à corrosão de duas limas endodônticas: Race[®] e Hyflex[®] através de ensaio eletroquímico de polarização potenciodinâmica cíclica (EPPC) e imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para o EPPC foram utilizados vinte limas de cada marca comercial (#25, conicidade 0.04 e 25 mm de comprimento). Dez dos vinte instrumentos foram individualmente fixados pelo cabo a uma ponta de fio de cobre 0,12 mm de 20 cm de comprimento e posicionado no interior de uma célula eletroquímica com 500 mL de solução de hipoclorito de sódio (NaClO) 1% (Fórmula&Ação) à temperatura ambiente controlada em 23 ºC (±2) até cobrir a parte ativa do instrumento. Os registros foram feitos com o potenciostato da PAR modelo 273A. O ensaio foi repetido nos mesmos padrões para as outras dez limas da mesma marca comercial com o NaCIO 2,5%. Além do EPPC, as limas foram submetidas a exames e análises em MEV antes e depois do teste de corrosão para a obtenção de fotomicrografias dos 3 (três) mm finais de cada lima com o intuito de estabelecer parâmetros para a avaliação final. Das fotomicrografias obtidas, 72 foram escolhidas, inseridas no Power Point sem legenda original de identificação, numeradas aleatoriamente para avaliação e projetadas num monitor para 06 avaliadores orientados e calibrados. Os dados obtidos foram tabulados e submetidos aos testes estatísticos pertinentes (Friedman, Wilcoxon e Mann-Whitney). A lima Hyflex® apresentou uma quantidade maior de alterações superficiais (ranhuras, manchas e materiais depositados) antes e depois do ensaio sendo mais suscetível à corrosão. Race[®] apresentou uma superfície mais polida e regular. Em relação a concentração do NaClO, percebeu-se

que os defeitos presentes se tornavam mais evidentes para a concentração maior (2,5%). Nas duas concentrações os itens que apresentaram diferença significativa foram bordas, ranhuras, microcavidades, rebarbas e material depositado. Concluiuse que o acabamento superficial e a concentração da solução de NaClO influenciam a resistência à corrosão dos instrumentos de NiTi. A lima Race[®] apresentou menor corrosão e melhor acabamento de superfície do que a lima Hyflex[®] nas condições experimentais testadas.

Palavras-chave: Instrumentos de níquel-titânio. Corrosão. Acabamento superficial.

Franco EC. Evaluation of the influence of sodium hypochlorite in the quality of the surface and resistance to corrosion of NiTi files from different brands [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Corrected Version.

ABSTRACT

The present paper evaluated the influence of 1% and 2.5% sodium hypochlorite in the quality of the surface finishing and resistance to corrosion of two endodontic files: Race[®] and Hyflex[®] by electrochemical test of cyclic power dynamics polarization (EPPC) and images obtained by scanning electronic microscopy (SEM). Twenty files of each commercial brand (#25, 0.04 taper and 25 mm length) were used in EPPC. Ten from the twenty instruments were individually fixed by the handle to a copper wire tip (0.12 mm diameter and 20 cm length) and placed in the interior of an electrochemical cell with 500 mL sodium hypochlorite solution (NaCIO) 1% (Fórmula e Ação) at the environment temperature controlled in 23°C (±2) until covering the active part of the instrument. Recordings were made with a PAR potentiostat model 273A. The test was repeated in the same pattern to the other ten files from the same commercial brand with NaCIO 2.5%. Besides EPPC, the files were submitted to the scanning electronic microscopy (SEM) test before and after the corrosion test to obtain photomicrographs of the final 3 mm of each file in order to establish the parameters for final evaluation. From the obtained photomicrographs, 72 were chosen and inserted in the Power Point without the original identification legend, randomly numbered for evaluation and projected on the screen to the 06 guided and calibrated evaluators. Data obtained were tabbed and submitted to the relevant statistical tests (Friedman, Wilcoxon and Mann-Whitney). The Hyflex[®] file showed a higher amount of surface alterations (grooves, stains and deposited materials) before and after the test, being more susceptible to corrosion. Race[®] showed a more polished and regular surface. As to the NaClO concentration, it was seen that the present defects became more evident in the higher concentration (2.5%). In the two concentrations, the items that presented significant differences were edges, grooves,

micro cavities, margins and deposited materials. Conclusion was that surface finishing and the concentration of the NaClO solution influenced the resistance to corrosion of NiTi instruments. The Race[®] file showed the least corrosion and the best surface finishing compared to the Hyflex[®] file under the tested experimental conditions.

Key words: Nickel Titanium instruments. Corrosion. Surface finishing.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 5.4 Espectro do EDS após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 1%: (A) Região 1 e (B) Região 2.....50
- Figura 5.5 Fotomicrografia obtida em detector de elétrons retroespalhados em MEV da lima Race[®] antes do ensaio de corrosão em 1500x mostrando: (1) Matriz e (2) Material depositado......51
- Figura 5.7 Fotmicrografia obtida em detector de elétrons retroespalhados em MEV da lima Race[®] após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 2,5%, com identificação das regiões (1) e (2) em 1500x......53
- Figura 5.8 Espectro do EDS após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 2,5%: (A) Região 1 e (B) Região 2......53
- Figura 5.9 Curvas de polarização anódica potenciodinâmica das limas Hyflex[®] e Race[®] em solução de hipoclorito de sódio 1% e 2,5%......55
- Figura 5.10 Lima Hyflex[®] durante o ensaio de corrosão evidenciando o destacamento de partículas......56
- Figura 5.11 Fotomicrografia obtida em detector de eltétrons secundários em MEV da lima Hyflex[®] antes do ensaio de corrosão em 215x......57

- Figura 5.14 Fotomicrografia obtida em detector de elétrons secundários em MEV da lima Race[®] antes do ensaio de corrosão em 215x......59
- Figura 5.16 Fotomicrografia obtida em detector de elétrons secundários em MEV da lima Race[®] em 215x: (A) antes do ensaio de corrosão; (B) após o ensaio de corrosão em solução de NaCIO 2,5%......60
- Figura 6.2 Representação do mecanismo de corrosão: o produto Ti-O-S consome Ti da matriz e torna a vizinhança rica em Ni.......73

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Distribuição dos instrumentos para ensaio de resistência à corrosão..42

- Tabela 4.3 Distribuição das imagens selecionadas para avaliação do acabamento da superfície antes e depois da corrosão......45

Tabela 5.2 – Verificação da uniformidade de avaliação entre os Pós-Graduandos..63

- Tabela 5.3 Significância das diferenças dos ranks de avaliação entre os Pós-Graduandos......64
- Tabela 5.4 Verificação da uniformidade de avaliação entre os Docentes......65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

#	Diâmetro
®	Marca registrada
10 ⁻³	1/1000
10 ⁻⁴	1/10000
A/cm ²	ampére por centímetro quadrado
A _F	Temperatura final da TR (martensita em austenita) no aquecimento
A _S	Temperatura de início da TR (martensita em austenita) no aquecimento
Au	Ouro
С	Carbono
Ca	Cálcio
Cl	Cloro
cm	Centímetro
Co	Cobalto
Cr	Cromo
Cu	Cobre
Ecorr	Potencial de Corrosão
ECS	Eletrodo de Calomelano Saturado
EDS	Espectroscopia de Energia Dispersiva
EMF	Efeito memória de forma
Epite	Potencial de nucleação de pite ou potencial de pite

- EPPC Ensaio eletroquímico de polarização potênciodinâmica cíclica para determinar a resistência à corrosão
- Fe Ferro
- HCI Ácido Clorídrico
- Hf Háfnio
- K Potássio
- L Litro
- M_D Temperatura máxima em que a TM ocorre pela aplicação de tensão
- MEV Microscopia Eletrônica de Varredura
- M_F Temperatura final da transformação de B2 em B19' durante o resfriamento
- MIT Martensita induzida por tensão
- mL Mililitro
- mm Milímetro
- Mn Manganês
- M_S Temperatura do início da transformação de B2 em B19' durante o resfriamento
- mV/s Milivolt por segundo
- Na Sódio
- NaCl Cloreto de Sódio
- NaClO Hipoclorito de Sódio
- Nb Nióbio
- Ni Níquel
- N°x Número de vezes em que foi aumentado

0	Oxigênio
°C	Graus Celsius
PAR	Princeton Applied Research
Pd	Paládio
Pt	Platina
S	Enxofre
SCR	Sistema de canais radiculares
SE	Superelasticidade
Si	Silício
Ті	Titânio
TiO ₂	Óxido de Titânio
ТМ	Transformação martensítica
TR	Transformação reversa
V	Vanádio
Zr	Zircônio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO
2 REVISÃO DA LITERATURA
2.1 Transformação martensítica (TM), efeito memória de forma (EMF) e
24 2 2 Tratamentos térmicos das ligas de NiTi
2.2 Tratamentos termicos das ligas de Nim
2.3 Corrosão
2.4 Instrumentos endodônticos de NiTi
2.4.1 O sistema Race [®]
2.4.2 O sistema Hyflex [®]
3 PROPOSIÇÃO
4 MATERIAL E MÉTODOS40
4.1 Material
4.1.1 Material específico para o ensaio eletroquímico de polarização potenciodinâmica cíclica40
4.1.2 Material específico para o ensaio para determinar a qualidade do acabamento superficial das limas
4.2 Métodos
4.2.1 Ensaio eletroquímico de polarização potenciodinâmica cíclica para determinar a resistência à corrosão (EPPC)41
4.2.2 Ensaio para determinar a qualidade do acabamento superficial das limas44
5 RESULTADOS

5.1 Ensaio eletroquímico de polarização potenciodinâmica cíclica pa determinar a resistência à corrosão (EPPC)	ara . 48
5.2 Ensaio para determinar a qualidade do acabamento superficial das limas.	.56
6 DISCUSSÃO	.69
6.1 Resistência à corrosão dos instrumentos de NiTi	.70
6.2 Influência da composião química das limas e do processo de fabricação	.75
6.3 Análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV)	.75
7 CONCLUSÕES	.77
REFERÊNCIAS	.78
APÊNDICES	.86

1 INTRODUÇÃO

A Endodontia, nas últimas décadas, utiliza-se intensamente de inúmeros avanços e aplicações de recursos tecnológicos no tratamento do sistema de canais radiculares (SCR) com o intuito de aumentar o êxito no tratamento endodôntico e contribuir na preservação dos dentes na cavidade oral.

O preparo químico-cirúrgico compreende a modelagem e sanificação do SCR que são realizados simultaneamente e constitui uma das fases mais importantes e desafiadoras da terapia endodôntica. Assim, os instrumentos sofrem interferências da anatomia do canal radicular e das substâncias químicas como o hipoclorito de sódio (NaCIO).

As ligas de níquel-titânio (NiTi), introduzidas na Endodontia em 1988, apresentam características específicas como superelasticidade (SE) e efeito de memória de forma (EMF) que possibilitam uma maior efetividade no alargamento dos canais curvos sem perda da forma original e menor frequência na formação de degraus.

As propriedades mecânicas desses instrumentos, como flexibilidade e resistência à fratura, são influenciadas por diversos fatores como diâmetro, tipo e tamanho da conicidade, desenho, composição química da liga metálica, processo de fabricação e, durante seu uso, os efeitos de corrosão decorrente das substâncias químicas utilizadas durante o preparo químico-cirúrgico do SCR.

Como consequência do processo de fabricação, as limas de NiTi podem possuir defeitos estruturais, como fendas ou microfissuras, que não são detectados visualmente e favorecem a propagação de fraturas e degradação das propriedades mecânicas do NiTi. Tais defeitos estruturais podem ser potencializados pela corrosão quando são submetidas à ação de substância química, como o hipoclorito de sódio.

Durante seu uso, as limas endodônticas de liga NiTi atuam sob tensionamento, em que a aplicação de tensão acima de determinado nível crítico provoca a transformação de fase induzida por tensão de austenita para martensita e, com a retirada dessa tensão, a transformação de fase ocorre no sentido inverso. O mau uso pelo operador associado às transformações de fase, bem como a eventual corrosão presente, fazem com que o instrumento se torne mais suscetível a fratura. Vários estudos têm sugerido técnicas para modificar a superfície desses instrumentos com o intuito de minimizar os defeitos superficiais que favorecem a fratura e corrosão, tendo como vantagens o aumento da dureza superficial, a eficiência de corte, a resistência à corrosão e à torção sem afetar a superelasticidade.

O polimento eletroquímico da superfície das limas de NiTi é capaz de aumentar a resistência à fadiga cíclica, pois permite a remoção de uma camada superficial pela imersão do material em uma solução altamente iônica com passagem de uma corrente elétrica com a remoção das fissuras e irregularidades superficiais provenientes do processo de fabricação.

Outra maneira de melhorar as propriedades mecânicas das limas de níquel-titânio é a alteração no processo de fabricação com a introdução de novas ligas de NiTi (ex.: M-Wire e CM-Wire) ou a redução na área de contato entre o instrumento e a parede do canal através da modificação da secção transversal e da conicidade.

Com as inúmeras vantagens do processo de tratamento de superfície dos instrumentos endodônticos e das alterações no processo de fabricação e, tendo em conta a ação do hipoclorito de sódio durante o preparo químico-cirúrgico, é de suma importância a investigação do *quantum* de corrosão e degradação da superfície das limas de NiTi torna-se presente, podendo induzir a limitações em sua utilização.

2 REVISÃO DE LITERATURA

As ligas de níquel-titânio (NiTi), desenvolvidas por W. F. Buehler, no início dos anos 60, foram utilizadas para aplicação em peças e instrumentos destinados ao programa espacial, apresentando propriedades antimagnéticas e resistentes à corrosão. Essas ligas, por terem sido desenvolvidas no Naval Ordenance Laboratory – NOL (Centro de Pesquisas da Marinha Norte-Americana), receberam o nome genérico de "Nitinol" (Auricchio et al., 1997).

Em 1975, Civjan et al., baseados nas propriedades mecânicas da liga de NiTi, sugeriram sua aplicação no campo da Medicina e da Odontologia.

Em 1988, Walia et al. realizaram um estudo analisando a possibilidade de utilizarem as ligas de níquel-titânio na confecção de limas endodônticas. Os autores concluíram que o instrumento protótipo de NiTi possuía flexibilidade duas a três vezes maior que os de aço inoxidável e era mais resistente à fratura, tanto ao torque no sentido horário quanto no sentido anti-horário, mostrando ter um futuro promissor para instrumentação de canais radiculares.

As ligas de NiTi, em função da temperatura e da aplicação de tensão, quando da fabricação, são capazes de promover uma alteração no tipo de estrutura cristalina com mudanças significativas nas suas propriedades mecânicas (Otsuka; Wayman, 1998; Thompson, 2000).

A liga de NiTi utilizada em Endodontia contém aproximadamente 56% em peso de níquel (Ni) e 44% em peso de titânio (Ti), resultando em uma combinação equiatômica dos principais componentes com propriedades especiais como o efeito memória de forma (EMF) e a superelasticidade (SE) ou pseudoelasticidade, além de possuir elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade. As propriedades mecânicas e o comportamento da liga variam de acordo com a composição química e o tratamento termomecânico durante a fabricação (Thompson, 2000; Kuhn et al., 2001).

Segundo Lopes et al. (2004a,b), a elasticidade, mais do que o próprio EMF, é o grande diferencial das ligas de NiTi em relação às de aço inoxidável. Este efeito de memória de forma está relacionado à capacidade do material (liga metálica) de recuperar completamente a sua forma original por aquecimento acima de uma temperatura determinada que depende da composição da liga NiTi. A superelasticidade (SE) ou pseudoelasticidade se refere à capacidade que certos materiais possuem de recuperar a forma original quando a tensão é removida após serem deformados muito além do limite elástico. Essa deformação recuperável pode chegar a 8% no caso das ligas de NiTi e acontece à temperatura constante crítica (Otubo et al., 1997; Nasser; Guo, 2006).

A fratura dos instrumentos de NiTi é uma das principais causas do insucesso endodôntico e pode ocorre por flexão e/ou torção. A fratura por flexão é a mais preocupante e de difícil prevenção, pois ocorre sem o instrumento apresentar sinais visíveis de deformação (Parashos et al., 2004; Cheung et al., 2005; Shen et al., 2006; Spanaki-Voreadi et al., 2006; Cheung e Darvell, 2007). Enquanto na fratura por torção, o instrumento apresenta características de deformação plástica (Bahia et al., 2005; Wie et al., 2007).

Pruett et al. (1997), Gabel et al. (1999), Daugherty et al. (2001) e Yared et al. (2000) verificaram em seus estudos que a maior incidência de fratura dos instrumentos de NiTi está nos últimos 3 (três) milímetros.

2.1Transformação martensítica (TM), efeito memória de forma (EMF) e superelasticidade (SE)

Segundo Thompson (2000), as propriedades especiais das ligas de NiTi estão associadas a uma mudança de fase no estado sólido: a transformação martensítica (TM). Esta é induzida pela aplicação de tensão ou pela redução de temperatura em que os átomos se movem cooperativamente por um mecanismo do tipo cisalhamento e, sem alterar a composição química da matriz, são rearranjados em uma nova estrutura cristalina mais estável, porém com uma mudança macroscópica na forma do material. Essa transformação (TM) ocorre entre a fase austenita ou parente e a martensita.

A fase austenita ou parente possui simetria cúbica de corpo centrado ordenada, designada B2, estável em altas temperaturas e em baixos valores de tensão. Já a fase martensita (fase produto) é monoclínica ordenada, designada B19', de simetria inferior, estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão (Auricchio et al., 1997; Otsuka; Wayman, 1998). Outro tipo de estrutura é a fase R (trigonal), que é intermediária e pode ocorrer na transformação martensítica (TM) quando do resfriamento de B2 para a fase R e da fase R para a martensita (Saburi, 1998).

A fase R aparece em ligas de NiTi ricas em níquel recozidas em baixas temperaturas e em ligas ternárias (Niquel-Titânio-Ferro e Níquel-Titânio-Alumínio).

Quando um material que sofre TM é resfriado abaixo de certa temperatura, a transformação tem início por um mecanismo de cisalhamento, conforme ilustrado na Figura 2.1. As regiões martensíticas em A e B possuem a mesma estrutura cristalina, mas as orientações espaciais dos cristais são diferentes. Essas regiões são chamadas de variantes da martensita. Como a martensita apresenta simetria baixa, muitas variantes podem ser formadas a partir da mesma fase parente (Otsuka; Wayman, 1998).





Na TM ocasionada pelo resfriamento da amostra, não há mudança de forma, uma vez que o mecanismo de transformação é de autoacomodação, reversível e ordenada (Otsuka; Ren, 2005).

Quando o material no estado martensítico é aquecido, a martensita se torna instável e a transformação reversa (TR) ocorre, a martensita retorna à fase austenita e a transformação segue o caminho inverso da TM. A SE nas ligas de NiTi está associada a uma grande deformação recuperável (até 15%) sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada. Na SE a força motriz para a transformação é mecânica enquanto para o EMF são os processos térmicos e mecânicos. O carregamento mecânico produz uma TM a partir da austenita, enquanto a descarga resulta na TR à fase parente (Miyazaki et al., 1989).

Nas ligas com EMF, a TM é usualmente termoelástica, reversível pelo aquecimento e resfriamento e ocorre em uma estreita faixa de temperatura (Figura 2.2). Para isso, torna-se necessário definir algumas temperaturas de transformação: M_S é a temperatura do início da transformação de B2 em B19' durante o resfriamento e M_F representa a temperatura final dessa transformação. A_S é a temperatura de início da TR (martensita em austenita) no aquecimento, ao passo que A_F é a temperatura final dessa transformação no aquecimento. Entre as A_S e A_F , ambas as fases B2 e B19' estão presentes, enquanto que acima da temperatura A_F , a liga é totalmente austenítica (Otsuka; Ren, 1999; Kuhn et al., 2001).



Figura 2.2 – Representação esquemática de transformação martensítica (TM) e da transformação reversa (TR) acorde Kuhn et al. (2001)

A fase martensita é facilmente deformável elasticamente e pode ser formada por indução da temperatura (resfriamento) ou da tensão. Quando induzida pela temperatura, é chamada de martensita maclada ou autoacomodável e, ao se formar, pode escolher 24 orientações (variantes) cristalográficas diferentes em relação ao sistema de referência posicionado na fase original. Já a martensita induzida por carregamento mecânico é chamada de martensita não maclada em que as 24 variantes da martensita maclada dão lugar a apenas uma variante com apenas uma orientação cristalográfica alinhada com a orientação do carregamento (Lopes et al., 2004a,b).

Essas temperaturas de transição de fase dependem da composição química da liga, do processo de tratamento térmico e dos parâmetros de trabalho a frio (Liu et al., 1997).

O EMF pode ser definido como a capacidade que certos materiais possuem de retornar ao estado ou à forma original com o aquecimento em temperaturas acima de A_F após serem deformados plasticamente no estado martensítico. No entanto, sabe-se que essa deformação pode causar a estabilização da martensita.

Acima da faixa de temperatura M_S , a TM pode ocorrer pela aplicação de tensão, a martensita assim formada é chamada MIT (martensita induzida por tensão) e a temperatura máxima na qual esse processo pode ocorrer é chamado de M_D . Existe uma equivalência entre temperatura e tensão: um decréscimo na temperatura é equivalente a um aumento na tensão, ambas estabilizando a martensita. Nesse caso, para produzir a MIT, a tensão aumenta linearmente com a temperatura acima de M_S (Wayman; Duerig, 1990).

A superelasticidade (Figura 2.3) só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de M_D e A_F. Quando a temperatura excede M_D, a martensita não pode ser induzida por tensão. Para a expressão completa de SE, é necessária a aplicação de tensão em uma temperatura acima de A_F. Abaixo de M_S, a deformação ocorre por maclação da martensita, isto é, a deformação ocorre por aplicações de tensões que causam uma nova orientação do reticulado cristalino; entre M_S e A_F a martensita é induzida por tensão e uma vez induzida ela é estável; entre A_F e M_D, a martensita induzida por tensão torna-se instável durante a descarga, e a superelasticidade ocorre; acima de M_D, inicia-se uma deformação por escorregamento, uma vez que a martensita não pode mais ser induzida por tensão, levando a uma deformação plástica da liga (Duerig; Zadno, 1990).



Figura 2.3 – Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura onde ocorre a superelasticidade conforme Duerig e Zadno (1990)

Em amostras de instrumentos endodônticos de NiTi, as temperaturas de TM e TR são em média: 18,2 °C para M_S ; -2,3 °C para M_F ; 3,4 °C para A_S e 22,9 °C para A_F . Verifica-se que a liga se encontra totalmente austenítica à temperatura ambiente, consequentemente apresentando características de superelasticidade (Bahia, 2004).

De acordo com Thompson (2000), as diferenças entre as ligas de NiTi estarão no seu teor de níquel e na faixa de temperatura da TM, sendo possível variar a composição da liga para se obter fios com características de EMF ou SE. Para a confecção de instrumentos endodônticos, a resistência mecânica da liga deveria ser a maior possível para resistir a fratura.

As temperaturas de transformação são muito dependentes da concentração de níquel da liga. Na região rica em Ti as temperaturas de transformação são quase independentes da composição e giram em torno de 60°C. No lado rico em Ni, um aumento em seu teor resulta na diminuição drástica nas temperaturas de transformação (Otsuka; Ren, 2005).

Otsuka e Ren (2005) apresentaram o diagrama de fases do sistema de NiTi, que é importante para a compreensão dos tratamentos térmicos adequados e

para a melhoria das características do EMF e SE. A fase de maior interesse está restrita à fase central, fase NiTi, limitada pelas fases Ti₂Ni e TiNi₃.



Figura 2.4 - Diagrama de fases do sistema NiTi conforme Otsuka e Ren (2005)

O grande interesse é pelas ligas de NiTi ricas em Ni, devido ao controle das temperaturas de transformação através do teor de Ni. No lado rico em Ni, podem ser formados precipitados de Ti₃Ni₄ a partir da decomposição do TiNi₃ estando finamente dispersos, provocando o endurecimento da matriz da liga e melhorando a capacidade de recuperação do EMF e SE (Miyazaki et al., 1982).

Além disso, esses precipitados (TiNi₃) podem afetar as características de transformação martensítica e atuarem como centros de nucleção para a formação da fase R. Os finos precipitados são capazes de mudar a TM de austenita-martensita para austenita-R-martensita.

Para as ligas com EMF, os limites de composição das ligas de NiTi variam entre 48% e 52% em peso de Ni. As temperaturas de transformação são fortemente dependentes da razão Ni/Ti e sensíveis à adição de elementos de liga.

As propriedades mecânicas bem como as temperaturas de transformação do material são afetadas pela presença de impurezas. A maioria delas, com exceção de cobre (Cu) e nióbio (Nb), diminuem as temperaturas de transformação, pois podem reagir com o Ti para formar precipitados. Isso resulta em

uma matriz rica em Ni, abaixando assim a temperatura de transformação que aumenta a resistência e diminui a ductilidade do material (Russel, 2000).

A adição de elementos de liga como cromo (Cr), manganês (Mn), ferro (Fe), vanádio (V), nióbio (Nb) e cobalto (Co) reduz a temperatura M_S, ao passo que a adição de ouro (Au), platina (Pt), paládio (Pd), háfnio (Hf) e zircônio (Zr) aumentam a temperatura M_S e modificam a forma da curva de histerese (Figura 2.2), que é o fenômeno apresentado por alguns sistemas ou materiais que conservam as suas propriedades mesmo na ausência do estímulo que as gerou (Moreira, 2006).

2.2 Tratamentos térmicos das ligas de NiTi

O tratamento térmico corresponde ao aquecimento de um material a uma dada temperatura e esfriamento após certo tempo em condições controladas, com a finalidade de proporcionar ao material propriedades especiais de SE e EMF. Portanto, essas duas propriedades são influenciadas pela temperatura, tempo de aquecimento e velocidade de resfriamento.

Segundo Peixoto (2009), Braga (2010) e Magalhães (2010), os tratamentos térmicos podem implicar quatro reações diferentes no estado sólido: (1) mudança na composição química (precipitação); (2) reorganização dos defeitos (recuperação); (3) redução dos defeitos (recristalização); e (4) transformação estrutural de fase. As ligas com EMF são materiais que podem usar essas "reações combinadas".

Os tratamentos térmicos realizados nas ligas de NiTi com o objetivo de melhorar suas propriedades são: envelhecimento, recozimento e recristalização. As ligas submetidas ao envelhecimento apresentam uma maior resistência mecânica e esse processo consiste no aquecimento uniforme da liga até cerca de 500 °C seguido de um resfriamento rápido, geralmente em água, para prevenir temporariamente a precipitação dos elementos da liga.

O recozimento tem por finalidade eliminar a dureza de uma peça temperada ou normalizar materiais com tensões internas. Há um aquecimento entre

300 °C e 500 °C até que as modificações atinjam toda a massa da peça e depois um resfriamento, que deve ser feito lentamente.

A recristalização é a substituição da estrutura deformada a frio por um novo conjunto de grãos livre de deformação, evidenciada por uma diminuição na dureza e aumento na ductilidade. Com o objetivo de eliminar o encruamento gerado pela deformação a frio, realiza-se um recozimento para recristalização. Durante esse processo, não deve ocorrer nenhuma transformação de fase e o resfriamento não pode ser induzido.

Zinelis et al. (2010) demonstraram que a superelasticidade (SE) das ligas de NiTi é perdida se essas não forem submetidas a um tratamento térmico adequado.

Diante do fato, o tratamento térmico é de suma importância na qualidade do acabamento da superfície das limas endodônticas de NiTi.

2.3 Corrosão

As ligas de NiTi, assim como outros metais, estão sujeitas à corrosão. A resistência à corrosão está na formação de uma camada passivadora protetora que, ao ser exposta a determinados meios, rompe-se e deixa a liga suscetível ao ataque corrosivo.

Duerig et al. (1999) afirmam que a camada de óxido de titânio (TiO₂), formada em todos os metais que contêm Ti, aumenta a estabilidade superficial do material, impede a corrosão e cria uma barreira física e química contra a oxidação do Ni.

As ligas de NiTi apresentam maior resistência à corrosão que os demais materiais com EMF, são mais resistentes e liberam menores teores de Ni que o aço inoxidável, porém são menos resistentes à corrosão que o Ti puro ou as ligas de Ti (Filip, 2001).

A corrosão por pite consiste no ataque localizado, na forma de cavidade, em materiais passivados expostos a meios que contêm principalmente íons cloreto. Esse íon possui a capacidade de romper de maneira localizada o filme passivo protetor, provocando a formação do pite. Esse fenômeno corrosivo é

considerado bastante nocivo devido à sua forma de ataque extremamente localizada, causando falhas e perfurações na estrutura do material.

Esse processo é autocatalítico e caracteriza-se pela existência de um potencial de eletrodo a partir do qual tem início a nucleação e crescimento de pites e abaixo do qual o pite não ocorre. O potencial de nucleação de pite ou potencial de pite (Epite) é o que ocorre quando há a quebra da película passivadora e origina o pite. Quanto maior seu valor, mais resistente à corrosão por pite será o material. Seu valor pode ser determinado por métodos eletroquímicos de ensaio (potenciodinâmicos e potenciostáticos).

Os fatores que influenciam a resistência à corrosão são: composição química (teor de Ni, Ti, elementos de liga e impurezas), o grau de homogeneidade das microestruturas e a presença de resíduos presentes na sua superfície (Souni et al., 2002).

A corrosão nos instrumentos endodônticos pode ocorrer durante o preparo químico cirúrgico, desinfecção química ou esterilização como resultado da ação química das substâncias (Stokes et al., 1999).

Como consequência do processo de corrosão, há a perda da capacidade de corte proveniente da destruição das arestas de corte e a redução da resistência à fratura do instrumento (Kawakami, 2007).

O contato da superfície da liga de NiTi com a solução de hipoclorito de sódio (NaCIO) provoca reações químicas e eletroquímicas que resultam no aparecimento de trincas provenientes de corrosão. Essas trincas tendem a se propagar e provocar a ruptura do material (Melton, 1995).

Ao realizar a limpeza e modelagem do sistema de canais radiculares (SCR), as limas endodônticas de NiTi sofrem interações de fatores físicos e químicos, reduzindo sua resistência à corrosão.

Costa et al. (2000) avaliaram a influência da corrosão localizada sobre a fratura de limas endodônticas rotatórias de NiTi e observaram a ocorrência da corrosão localizada por pite.

Azevedo (2003) mostra que os fios de liga de NiTi apresentam resistência à corrosão diferenciada em saliva artificial com ou sem fluoreto, sem apresentarem diferenças significativas na composição química e na microestrutura do fio, e atribui esta diferença à rugosidade da superficíe desses materiais. No estudo de Yokoyama et al. (2004), em que se avaliou a fratura de ligas de NiTi superelásticas em solução de NaClO em diversas concentrações, os autores concluíram que a fratura foi principalmente causada pela dissolução preferencial do níquel na solução. Uma das razões para a fratura dos instrumentos de liga NiTi durante o uso clínico é a corrosão sob tensão aplicada acima da tensão crítica para a TM em soluções de NaClO.

2.4 Instrumentos endodônticos de NiTi

O êxito na terapia endodôntica depende principalmente de uma adequada limpeza e modelagem do SCR, resultando em um preparo cônico afunilado até o forame apical para posterior obturação tridimensional (Schilder, 1974).

Durante a instrumentação de canais radiculares curvos, podem ocorrer erros como: desvio e transporte do canal anatômico, formação de degraus e fratura de instrumentos, alterando a morfologia do canal radicular, o prognóstico e o sucesso do tratamento.

Em busca de um constante aprimoramento, duas grandes inovações foram introduzidas comercialmente: instrumentos com pontas modificadas não cortantes (Roane et al., 1985) e instrumentos flexíveis feitos com liga de NiTi superelásticas.

A introdução dos instrumentos flexíveis fabricados com ligas de NiTi supereslásticas transformaram os métodos de instrumentação do canal radicular, visto que, além de serem biologicamente compatíveis, são mais resistentes à fadiga que os de aço inoxidável. E, ainda, apresentam propriedades mecânicas favoráveis que permitem novos desenhos de lâminas, sistemas de calibre, conicidade alternativas e a introdução de movimento rotatório para a limpeza e modelagem do SCR.

As limas de NiTi proporcionam um preparo cêntrico, com menor incidência de transporte do canal e formação de degraus, o que resulta na conservação da forma anatômica original (Bergmans et al., 2001; Hulsmann et al., 2005; Yoshimine et al., 2005).

O uso desses instrumentos acionados a motor possibilitou uma instrumentação mais rápida e eficiente, com formato cônico-afunilado e redução do tempo de preparo e das quantidades de iatrogenias (Glosson et al., 1995).

Bahia e Buono (2005) acreditam que, para um canal radicular que apresenta uma geometria complexa, somente os instrumentos de NiTi possuem propriedades mecânicas necessárias para se realizar a instrumentação acionada a motor.

Diante da superelasticidade das ligas de NiTi, a fabricação dos instrumentos endodônticos a partir dessas ligas é mais complexa e só pode ser feita por usinagem.

O lingote da liga de NiTi é submetido a vários processos termomecânicos antes do fio ser usinado em instrumento endodôntico. Essencialmente, o lingote sofre forjamento rotativo e, em seguida, é laminado para barras de seção circular. Essas barras são então trefiladas, recozidas, decapadas e novamente trefiladas em fios mais finos. Esses fios são novamente recozidos, decapados e finalmente bobinados, para serem depois usinados (Thompson, 2000).

Como resultado do processo de usinagem, as superfícies das limas endodônticas de NiTi apresentam-se com alta concentração de defeitos, tais quais rebarbas, cavidades, riscos de usinagem e adição a bordas cortantes embotadas, que podem comprometer a habilidade de corte e, potencialmente, facilitar a corrosão do instrumento (Melo, 1999; Martins et al., 2002; Bahia, 2004).

Esses depósitos contêm, principalmente, carbono (C) e enxofre (S), possivelmente decorrentes do superaquecimento e consequente oxidação do óleo lubrificante empregado na usinagem e acabamento dos instrumentos. O calor e as irregularidades superficiais certamente aumentam a adesão dos produtos de reação de modo a impedir a sua remoção pelos procedimentos usuais de limpeza e esterilização. O uso das limas no preparo do SCR elimina uma quantidade considerável da substância aderente, mas depósitos ricos em cálcio (Ca) e fósforo (P) acumulam-se sobre as impurezas remanescentes (Martins et al., 2002).

De acordo com Bourauel et al. (1998) é fundamental a observação do acabamento de superfície do material, pois quanto mais rugoso maior a possibilidade de desenvolvimento de corrosão localizada nas frestas e nas cavidades presentes no fio. Em contrapartida, quanto melhor o acabamento superficial dos fios, menor será a possibilidade de desenvolvimento de corrosão localizada e consequentemente melhor será a qualidade do fio.

Buono et al. (2001), ao avaliarem a influência do acabamento superficial dos instrumentos de NiTi na resistência à fadiga, verificaram que ela é determinada pela amplitude máxima da tensão aplicada, pelo diâmetro do instrumento e do raio de curvatura do canal, e não pelos defeitos superficiais resultantes do processo de fabricação.

Lopes e Elias (2001), em um estudo sobre os instrumentos endodônticos, concluíram que defeitos de acabamento superficial podem concentrar tensões e induzir a fratura.

Tripi e Condorelli (2006) mostraram que o polimento eletroquímico na superfície dos instrumentos de NiTi é capaz de remover defeitos do processo de fabricação e aumentar a resistência à fratura pela fadiga cíclica.

Com o intuito de melhorar a flexibilidade, eficiência de corte e resistência à fratura dos instrumentos de NiTi, pesquisadores e fabricantes desenvolveram novos métodos de fabricação com tratamentos térmicos diferenciados e uso de novas ligas.

Zinelis et al. (2007) observaram uma melhora significativa da resistência à fadiga quando instrumentos de NiTi acionados a motor foram submetidos a tratamentos térmicos na faixa entre 400 °C a 440 °C e concluíram que o tratamento térmico definitivamente tem um efeito nas características das temperaturas de transformação (A_S, A_F, M_S e M_F) da liga NiTi.

Yahata et al. (2009) avaliaram o efeito do tratamento térmico nas temperaturas de transformação e propriedades mecânicas dos instrumentos rotatórios de NiTi e observaram que nos tratamentos térmicos com temperaturas de 440 °C e 500 °C houve um aumento nas temperaturas M_S e A_F, sendo que o tempo do tratamento térmico apresentou menor influência que os valores de temperatura utilizados. Essas alterações nas temperaturas de transformação resultantes de tratamentos térmicos mostraram-se efetivas no aumento da flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi.

A introdução de novas ligas para a fabricação dos instrumentos de NiTi proporcionou um grande avanço em Endodontia por melhorar a estrutura do instrumento de NiTi.
Em 2007, a Tulsa Dental desenvolveu uma nova liga de NiTi chamada de M-Wire, composta de Nitinol 508 (55,8% em peso de Ni e o Ti completa a proporção), que passa por um método de tratamento próprio e inclui a confecção das lâminas de corte do fio sob tensões específicas e tratamentos térmicos a várias temperaturas. Assim, o material possui ambas as fases: martensita e fase R enquanto mantém o estado pseudoelástico (Johnson et al., 2008).

Gambarini et al. (2008a,b), Johnson et al. (2008), Larsen et al. (2009) e Gambarin et al. (2011), ao compararem os instrumentos fabricados com as ligas que tiveram uma alteração no seu processo de fabricação (liga M-Wire) e os fabricados com as ligas sem alteração no processo, observaram que os primeiros apresentam uma melhor resistência à fadiga cíclica e tem suas propriedades mecânicas melhoradas.

Em 2010 a Coltene introduz outra liga: a CM-Wire (Controlled Memory Wire – Ds Dental, Johnson City, TN, USA), que também passa por um tratamento térmico próprio (não divulgado pelo fabricante) e possui uma menor quantidade de Ni em sua constituição com o intuito de melhorar as propriedades mecânicas da liga.

2.4.1 O sistema Race[®]

O sistema Race[®] tem seu nome originado das iniciais de *Reamer with Alternating Cutting Edges* (alargador com lâminas de corte alternadas) e é comercializado pela empresa *FKG Dentaire* (La Chaux-de-Fonds, Suiça).

De acordo com o fabricante, apresenta seção transversal triangular, lâminas de corte alternadas, em que uma sequência de um pequeno número de partes cortantes é alternada com uma pequena seção reta e ângulo de corte positivo. A ponta inativa assegura um guia perfeito no canal e permite manter a trajetória original sem risco de desviar ou transportar canal e forame.

As bordas cortantes em direções alternadas buscam cumprir duas funções: (a) eliminar o efeito de parafusamento e travamento no interior do canal devido à rotação contínua e (b) reduzir o torque necessário para a ação do instrumento. Além dessas vantagens, a combinação da seção transversal triangular e das bordas cortantes alternadas garantiria uma eficiente evacuação de debris e raspas de dentina (Schäfer; Vlassis, 2004).

O grande diferencial é a ponta modificada dos instrumentos do sistema Race[®] sem ângulo de transição funcionando apenas como guia permitindo uma fácil penetração do instrumento com um mínimo de pressão apical, evitando desvios e respeitando a trajetória inicial dos canais (FKG RACE, 2010).

Outro detalhe é o tratamento químico da superfície através de um polimento eletrolítico, o que resulta em melhor acabamento superficial do que a de outros sistemas de NiTi (Baumann, 2005).

Tripi e Condorelli (2006) verificaram que o tratamento de superfície da Race[®] reduziu a presença de microcavidades, resíduos e defeitos de fabricação.

Peters et al. (2007) mostraram que o polimento eletrolítico dos instrumentos Race[®] não aumentou a resistência à corrosão ocasionada pelo hipoclorito de sódio e a fadiga.

Anderson et al. (2007) observaram que o polimento eletroquímico proporcionou um aumento na vida útil dos instrumentos. Esse tipo de tratamento reduz as irregularidades presentes na superfície do instrumento que servem como pontos de *stress* e formação de trincas.

Bonaccorso et al. (2008) avaliaram a resistência à corrosão de instrumentos de NiTi com diferentes tratamentos de superfície em ácido etilenodiaminotetracético 17% e solução de cloreto de sódio. Os instrumentos de NiTi com polimento eletroquímico mostraram um aumento da resistência à corrosão em solução de cloreto de sódio.

Praisarnti et al. (2010) verificaram que o polimento eletroquímico melhorou a resistência à corrosão dos instrumentos de NiTi quando em ambiente corrosivo (hipoclorito de sódio 1,2%) e em região de curvatura.

2.4.2 O sistema HyFlex[®]

Hyflex[®] CM é uma lima endodôntica utilizada no preparo do SCR feita com a liga CM-Wire que foi desenvolvida em 2010 e comercializada em 2011. Essas limas são flexíveis, apresentam uma resistência à fadiga cíclica maior e tiveram suas propriedades mecânicas testadas por Zinelis et al. (2010), Testarelli et al. (2011) e Peters et al. (2012).

Zinelis et al. (2010) e Testarelli et al. (2011) afirmam que a liga CM-Wire apresenta uma quantidade de Ni menor (52% em peso de Ni) em relação às ligas de NiTi comumente utilizadas em Endodontia (54,5% - 57% em peso de Ni).

A lima é produzida por um processo único em que há o controle da memória do material por meio de um tratamento complexo de aquecimento e resfriamento da liga através de metodologia inovadora com patente pendente, não sendo revelado o processo de fabricação pelo fabricante.

Durante o processo de fabricação, o efeito de memória elástica é controlado e isso permite que o instrumento seja pré-curvado como as limas de aço inoxidável. O instrumento, após o preparado do SCR, pode apresentar pequenas deformações em suas espiras, mas, após a esterilização, elas retornam à sua forma original e podem ser reutilizadas até que a deformação inverta a espiral da lima, sendo então descartada.

De acordo com o fabricante, esses instrumentos são 300% mais resistentes à fadiga e recuperam sua forma após a esterilização (ColteneEndo, 2012).

Shen et al. (2011; 2012a,b), Pongione et al. (2012) e Ninan e Berzins (2013) verificaram que as limas de NiTi CM-Wire são flexíveis e apresentam uma maior resistência à fadiga cíclica e à torção.

Constata-se nessa revisão de literatura que os estudos sobre corrosão das limas Race[®] e Hyflex[®] são poucos elucidativos, merecendo um estudo mais aprofundado e significativo.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo busca avaliar a influência do hipoclorito de sódio em concentrações usualmente utilizadas durante o preparo químico-cirúrgico de canais radiculares na qualidade do acabamento superficial e na resistência à corrosão de instrumentos de níquel-titânio de diferentes procedências com tratamento de superfície e métodos de fabricação distintos.

A corrosão é induzida por ação do hipoclorito de sódio nas concentrações de 1% e 2,5% em ensaio eletroquímico de polarização potenciodinâmica cíclica nas limas Hyflex[®] e Race[®].

A avaliação do acabamento superficial antes e após a corrosão é efetuada em imagens obtidas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e analisadas por profissionais com distintas experiências em Endodontia.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para este estudo, os materiais utilizados foram:

4.1 Material

20 limas endodônticas Race[®] #25 e conicidade 0.04 de 25 mm (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suíça)

20 limas endodônticas Hyflex[®] #25 e conicidade 0.04 de 25 mm (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, USA)

Software Microsoft Office Power Point

Software Microsoft Office Excel

Planilhas

CD´s

4.1.1 Material específico para o ensaio eletroquímico de polarização potenciodinâmica cíclica

02 fios de cobre 0,14 mm de diâmetro

Película para vedação (Parafilm M®)

10L de hipoclorito de sódio 1% (Fórmula & Ação – Farmácia de Manipulação LTDA, São Paulo – Brasil)

10L de hipoclorito de sódio 2,5% (Fórmula & Ação – Farmácia de Manipulação LTDA, São Paulo – Brasil)

Célula eletroquímica Modelo K0047 Corrosion Cell Kit – Princeton Applied Research (Laboratório de Processos Eletroquímicos)

Potenciostato Modelo 273A da PAR – Princeton Applied Research, acoplado a um microcomputador com programa PowerSuit.

Máquina fotográfica digital Sony Cyber-shot DSC-W510 12.1 Mp

4.1.2 Material específico para o ensaio para determinar a qualidade do acabamento superficial das limas

Pinça clínica

Stub

Cola de carbono – CCC Carbon Adhesive[®] (Electron Microscopy Sciences, Hatfield PA)

Microscópio eletrônico de varredura LEO 440I (Departamento de Geologia Sedimentar e Ambiental)

4.2 Métodos

Os métodos utilizados foram diferentes para cada ensaio.

 4.2.1 Ensaio eletroquímico de polarização potenciodinâmica cíclica para determinar a resistência à corrosão (EPPC)

Vinte instrumentos de cada marca comercial foram submetidos ao ensaio de polarização potenciodinâmica cíclica para determinar a resistência à corrosão ao hipoclorito de sódio (NaCIO) em diferentes concentrações (1,0% e

2,5%) no Laboratório de Processos Eletroquímicos do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo/SP.

LIMAS NaCIO	HYFLEX [®]	RACE®	TOTAL
1,0%	10	10	20
2,5%	10	10	20
TOTAL	20	20	40

Tabela 4.1 – Distribuição dos instrumentos para ensaio de resistência à corrosão

Dez dos vinte instrumentos de uma marca comercial foram individualmente fixados pelo cabo a uma ponta de um fio de cobre 0,14 mm de diâmetro e 20 cm de comprimento com auxílio de uma película para vedação (Parafilm M[®]) (Figura 4.1).

A seguir, o instrumento foi posicionado no interior de uma célula eletroquímica tipo balão volumétrico, conectada a um potenciostato e preenchida com 500 mL de solução de NaClO 1% (Figura 4.2), à temperatura ambiente controlada em 23 °C(±2), até cobrir a parte ativa do instrumento.

Na célula eletroquímica, empregou-se um eletrodo de referência calomelano saturado (ECS) e um contraeletrodo na forma de um fio de platina com diâmetro de 1 mm e comprimento de 20 cm, enrolado na forma de espiral.

A polarização se iniciou a partir do potencial de corrosão (Ecorr), estabelecido após 5 minutos de imersão, com velocidade de varredura de 1mV/s em direção a potenciais maiores, revertendo o sentido de varredura quando a densidade de corrente anódica atingia 10⁻³ A/cm².

Os registros dos dados foram feitos com o potenciostato da PAR (Princeton Applied Research) modelo 273A, através do software PowerSuite acoplados a um computador em que se registraram os potenciais de corrosão (Figura 4.3).

Ao final da polarização, as limas foram lavadas com água destilada e secadas com jatos de ar quente e armazenadas.

O ensaio completo foi repetido nos mesmos padrões para as outras dez limas da mesma marca comercial com o NaClO a 2,5% (Fórmula & Ação).



Figura 4.1 – Instrumento preso ao fio de cobre com Parafilm®



Figura 4.2 - Célula eletroquímica conectada ao potenciostato



- Figura 4.3 Vista frontal do potenciostato da PAR (Princeton Applied Research) modelo 237A conectado ao computador
- 4.2.2 Ensaio para determinar a qualidade do acabamento superficial das limas

O ensaio em MEV foi feito antes, como controle, com o objetivo de estabelecer parâmetros para a avaliação final.

Tabela 4.2 - Distribuição	dos	instrumentos	para	avaliação	do	acabamento	de	superfície	antes	da
corrosão										

LIMA	RACE®	HYFLEX®	TOTAL
QUANTIDADE	20	20	40

Vinte limas endodônticas de cada marca comercial (Tabela 4.2), sem receber nenhum preparo, foram escolhidas aleatoriamente diretamente das embalagens de origem, colocadas, com o auxílio de uma pinça, em um *stub* (suporte metálico para apoio das amostras) de uma polegada de diâmetro e previamente usinado de forma a se obter sulcos que serviram de apoio para as limas. Os

instrumentos foram fixados ao *stub* por meio de cola de carbono (CCC CARBON ADHESIVE[®]).

O conjunto stub/limas foi levado para o microscópio eletrônico de varredura modelo LEO 440I, pertencente no Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura do Departamento de Geologia Sedimentar e Ambiental no Instituto de Geociências da USP/SP.

Foi tomada uma fotomicrografia de cada um dos três milímetros finais, com exceção da ponta guia, com aumento padrão de 215x na distância focal de 18 mm.

As imagens das 120 fotomicrografias foram identificadas e armazenadas para comparação pareada com as futuras imagens pós-corrosão.

Após a conclusão dos ensaios de corrosão, as limas tiveram o mesmo processamento para as tomadas das fotomicrografias em MEV.

A seguir, foram selecionadas aleatoriamente 72 imagens correspondentes ao antes e depois de cada uma delas em seus respectivos milímetros (Tabela 4.3).

LIMAS		RA	CE®		HYFLEX®					
	1%		2,5%		1%		2,5%		TOTAL	
MILIMETRO (mm)	A	D	Α	D	Α	D	A	D		
1	3	3	3	3	3	3	3	3	24	
2	3	3	3	3	3	3	3	3	24	
3	3	3	3	3	3	3	3	3	24	
TOTAL	9	9	9	9	9	9	9	9	72	

Tabela 4.3 – Distribuição das imagens selecionadas para avaliação do acabamento da superfície antes e depois da corrosão

A – antes da corrosão D – depois da corrosão

Essas imagens foram inseridas no programa Power Point sem a legenda original de identificação, numeradas aleatoriamente para avaliação e projetadas num monitor para 06 avaliadores (02 professores de Endodontia e 04 alunos de pós-graduação de Endodontia), que foram orientados e calibrados com imagens padrão correspondentes às Figuras 4.4 a 4.6.

Cada avaliador recebeu uma planilha (Apêndice A) com os critérios para avaliação das imagens com aumento final de 640x do original, atribuindo os seguintes valores ordinais de escores: (0) ausência de alteração; (1) presença de poucas alterações; e (2) presença de muitas alterações.

Os critérios utilizados para a avaliação foram:

- a) Borda
- b) Ranhura
- c) Microcavidade
- d) Rebarba
- e) Material depositado
- f) Mancha
- g) Sulco
- h) Filamento



Figura 4.4 – Imagem obtida em detector de elétrons secundários de uma lima no MEV com ausência de alterações correspondente ao escore 0



Figura 4.5 – Imagem obtida em detector de elétrons secundários de uma lima no MEV com alterações correspondente ao escore 1



Figura 4.6 – Imagem obtida em detector de elétrons secundários de uma lima no MEV com alterações correspondente ao escore 2

Os resultados das planilhas individuais foram agrupados em uma planilha totalizadora respeitando a categoria do avaliador.

Os dados obtidos foram tabulados e submetidos aos testes estatísticos pertinentes: de Friedman para a verificação da uniformidade entre os avaliadores; de Wilcoxon para os dados pareados e Mannn-Whitney para avaliação comparativa das limas antes dos testes.

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos foram:

5.1 Ensaio eletroquímico de polarização potenciodinâmica cíclica para determinar a resistência à corrosão (EPPC)

A fotomicrografia obtida em detector de elétrons retroespalhados da lima Hyflex[®] antes do ensaio de corrosão mostra e identifica duas regiões distintas: (1) <u>matriz</u>; e (2) <u>material depositado</u> (Figura 5.1). Essas regiões foram submetidas a análises químicas qualitativas elementares por EDS (Espectroscopia de Energia Dispersiva) para caracterizar a superfície metálica e o material orgânico depositado sobre a mesma.



Figura 5.1 – Fotomicrografia obtida em detector de elétrons retroespalhados em MEV da lima Hyflex[®] antes do ensaio de corrosão com 1500x mostrando: (1) Matriz e (2) Material depositado

No espectro da análise por EDS correspondente a <u>matriz</u> (1), identificou-se os elementos químicos titânio e níquel como sendo os principais da composição da liga (Figura 5.2 A). Já no <u>material depositado</u> (2), detectou-se elementos químicos como: cloro (Cl), titânio (Ti), potássio (K), silício (Si), sódio (Na), oxigênio (O), níquel (Ni) e enxofre (S) indicando uma possível contaminação da lima por resíduos do processo de limpeza após a fabricação da lima (Figura 5.2 B).



Figura 5.2 – Espectro da análise por EDS da lima Hyflex[®] antes do ensaio de corrosão: (A) Matriz e (B) Material depositado

A Figura 5.3 mostra a fotomicrografia obtida em detector de elétrons retroespalhados da lima Hyflex[®] após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 1%. Observa-se uma degradação metálica significativa e ainda apresenta produtos sobre esta superfície com número atômico menor que o do metal (regiões escuras).

Como resultado da análise química (EDS) feita nas regiões 1 e 2, temse: em (1) presença somente de Ti e Ni (Figura 5.4 A); e em (2) presença de Cl, Ti, Ni e Na sugerindo uma contaminação da lima pelos componentes do eletrólito – NaClO (Figura 5.4 B).



Figura 5.3 – Fotomicrografia obtida em detector de elétrons retroespalhados em MEV da lima Hyflex[®] após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 1%, com identificação das regiões das regiões (1) e (2) com 1500x



Figura 5.4 – Espectro da análise por EDS após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 1%: (A) Região 1 e (B) Região 2

A Figura 5.5 mostra a fotomicrografia obtida em detector de elétrons retroespalhados em MEV da lima Race[®] antes do ensaio de corrosão e identificação de duas regiões distintas para a realização da análise por EDS.

Pela análise, verificou-se: (1) presença de Ti e Ni caracterizando a <u>matriz</u> – resultado semelhante ao da lima Hyflex[®] (Figura 5.6 A) e (2) presença de elementos como Cl, Ti, K, cálcio (Ca), Ni, Na e S resultantes do processo de limpeza e/ou eletropolimento (Figura 5.6 B).



Figura 5.5 – Fotomicrografia obtida em detector de elétrons retroespalhados em MEV da lima Race[®] antes do ensaio de corrosão com 1500x mostrando: (1) Matriz e (2) Material depositado



Figura 5.6 - Espectro da análise por EDS antes do ensaio de corrosão: (A) Matriz e (B) Material depositado

A Figura 5.7 representa a lima Race[®] após o ensaio de corrosão em solução de NaCIO 2,5% e identificação de duas regiões.



Figura 5.7 – Fotmicrografia obtida em detector de elétrons retroespalhados em MEV da lima Race[®] após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 2,5%, com identificação das regiões (1) e (2) com 1500x

Pela análise por EDS para as duas regiões identificadas, região 1 e 2, os espectros confirmam a presença dos mesmos elementos existentes antes das limas serem submetidas ao ensaio (Figuras 5.8 A e B).



Figura 5.8 – Espectro da análise por EDS após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 2,5%: (A) Região 1 e (B) Região 2

A Figura 5.9 apresenta um resumo dos resultados obtidos com o levantamento das curvas de polarização. São 10 (dez) curvas para cada condição, totalizando 40 ensaios.



Figura 5.9 – Curvas de polarização anódica potenciodinâmica das limas Hyflex[®] e Race[®] em solução de hipoclorito de sódio 1% e 2,5%

Particularmente, para as limas Hyflex[®], observou-se, durante o levantamento das curvas de polarização, que, ao serem atingidas as densidades de corrente próximas de 10⁻⁴ A/cm², era visível o destacamento de partículas pretas das limas que se depositavam rapidamente no fundo da célula de corrosão (Figura 5.10).



Figura 5.10 – Lima Hyflex[®] durante o ensaio de corrosão evidenciando o destacamento de partículas

5.2 Ensaio para determinar a qualidade do acabamento superficial das limas

Na fotomicrografia obtida em detector de elétrons secundários em MEV da lima Hyflex[®], antes de ser submetida ao ensaio de corrosão, nota-se uma superfície não polida, com presença de ranhuras, manchas e materiais depositados (Figura 5.11).



Figura 5.11 – Fotomicrografia obtida em detector de elétrons secundários em MEV da lima Hyflex[®] antes do ensaio de corrosão em 215x

Após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 1%, verificaram-se alterações estruturais na lima com a presença de microcavidades e manchas (Figura 5.12).



Figura 5.12 – Fotomicrografia obtida em detector de elétrons secundários em MEV da lima Hyflex[®] após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 1% em 215x

A lima Hyflex[®], antes e após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 2,5% e representação do segundo e terceiro segmentos dos 3 mm finais da lima, confirma um ataque maior à superfície (Figura 5.13).



Figura 5.13 – Fotomicrografia obtida em detector de elétrons secundários em MEV da lima Hyflex[®] com 215x: (A) e (C) segundo e terceiro segmento dos 3 mm finais da lima, antes do ensaio de corrosão; (B) e (D) segundo e terceiro segmento dos 3 mm finais da lima após o ensaio de corrosão em solução de NaCIO 2,5%

A lima Race[®], antes de ser submetida ao ensaio de corrosão, evidencia uma superfície mais polida e com poucas irregularidades (Figura 5.14).



Figura 5.14 – Fotomicrografia obtida em detector de elétrons secundários em MEV da lima Race[®] antes do ensaio de corrosão com 215x

A lima Race[®], após o ensaio de corrosão em solução de NaClO 1%, mostra uma superfície ainda mais limpa, regular e polida com remoção das poucas alterações presentes antes de ser submetida ao ensaio (Figura 5.15).



Figura 5.15 – Fotomicrografia obtida em detector de elétrons secundários em MEV da lima Race[®] após o ensaio de corrosão em solução de hipoclorito de sódio 1% com 215x

As Figuras 5.16 A e B mostram as alterações da lima Race[®], antes e após, respectivamente, no ensaio de corrosão com NaClO 2,5%.



Figura 5.16 – Fotomicrografia obtida em detector de elétrons secundários em MEV da lima Race[®] com 215x: (A) antes do ensaio de corrosão; (B) após o ensaio de corrosão em solução de NaCIO 2,5%

Nota-se que o grau de intensidade da degradação é maior em relação à causada pelo NaCIO 1%, porém menor ao compará-la à imagem da lima Hyflex[®] para a mesma concentração da solução (NaCIO 2,5%).

Pela avaliação comparativa entre os pós-graduandos e os docentes na avaliação das imagens em MEV nas limas Hyflex[®], não houve diferença significativa no ensaio de corrosão em solução de NaClO 1%; já na concentração de 2,5% ocorrem diferenças significativas em microcavidades e manchas. Para as limas Race[®] há diferença significativa no material depositado quando do uso do NaClO a 1%, enquanto verificam-se diferenças significativas com NaClO 2,5% nos itens ranhuras, rebarbas e material depositado (Tabela 5.1).

O conjunto das avaliações feitas pelos pós-graduandos foi submetido a uma verificação de uniformidade através do Teste de Friedman, havendo diferença significativa somente entre os mesmos (Tabelas 5.2 e 5.3). Já entre os 2 (dois) docentes, não houve diferença significativa nas avaliações (Tabela 5.4).

Ao comparar limas Race[®] e Hyflex[®] antes do ensaio de corrosão, os itens que apresentaram uma diferença significativa considerando a Moda obtida foram borda, ranhuras, microcavidades e material depositado (Tabela 5.5).

Em uma comparação feita dos itens de análise das limas antes e após a realização do ensaio de corrosão em solução de NaClO 1% e 2,5%, observou-se que somente a lima Hyflex[®] apresentou alterações significantes para as duas concentrações. Para o ensaio em solução de NaClO 1%, os itens foram borda e rebarbas, já para a concentração de 2,5%, os itens foram borda, ranhuras, microcavidades e rebarbas. Por outro lado, a lima Race[®] não mostra diferenças significantes em ambas as concentrações de NaCIO (Tabela 5.6).

A Tabela 5.7 compara as limas em Race[®] e Hyflex[®] após serem submetidas à corrosão em solução de NaClO a 1% e 2,5% em relação aos itens analisados. Há diferença significativa nos itens borda, ranhuras, microcavidades, rebarbas e material depositado no ensaio de corrosão com ambas as concentrações de NaClO. Somente o item manchas não mostrou diferença estatisticamente significante.

Os itens Sulcos e Filamentos foram desconsiderados devido a pouca ou quase nenhuma ocorrência, tanto para a lima Hyflex[®] como para a lima Race[®].

		BORDA	RANHURAS	MICROCAVIDES	REBARBAS	MAT.	MANCHAS	SULCOS	FILAMENTOS	
						DEPOSIT.				
	Т	0	3	2	12	2	24	0	0	
	No.pares	3	4	4	7	4	12	1	1	
	Z	1.6036	0.9129	1.278	0.3381	1.278	1.1767	1	1	
1%	p-valor	0.1088	0.3613	0.2012	0.7353	0.2012	0.2393	0.3173	0.3173	
	5% sign	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	
	Т	14	7	4	9	3	4	0	0	
	No.pares	8	6	8	8	5	10	0	0	
	Z	0.6301	0.7338	1.9604	1.2603	1.2136	2.3953	-	-	
2,5%	p-valor	0.5286	0.4631	0.0499	0.2076	0.2249	0.0166	-	-	
	5% sign	ns	ns	S	ns	ns	S	iguais	iguais	
	Т	0	3	6	0	6	3	0	0	
	No.pares	3	5	5	4	11	4	0	0	
	Z	1.6036	1.2136	0.4045	1.8257	2.4006	0.9129	-	-	
1%	p-valor	0.1088	0.2249	0.6858	0.0679	0.0164	0.3613	-	-	
	5% sign	ns	ns	ns	ns	S	ns	iguais	iguais	
	Т	17	0	5	0	0	4	0	0	
0	No.pares	10	7	4	6	11	6	1	0	
	Z	1.1212	2.3664	0	2.2014	2.9341	1.4676	1	-	
2,5%	p-valor	0.2622	0.0180	1.0000	0.0277	0.0033	0.1422	0.3173	-	
	5% sign	ns	S	ns	S	S	ns	ns	iguais	
	Т									5714
	No.pares									156
TOTAL	Z									0.7246
GERAL	p-valor									0.4687
	5% sign									ns

Tabela 5.1 – Comparação entre Pós-Graduando versus Docentes, segundo o instrumento com o respectivo hipoclorito de sódio (linhas) e itens de análise (colunas) observados. Valores de cada Grupo segundo a Moda obtida

* Teste de Wilcoxon com 5% de significância

	1	2	3	4				
Soma dos Ranks	167.0000	204.0000	198.5000	150.5000				
Mediana	0.500	1.0000	1.0000	1.0000				
Médias dos Ranks	2.3194	2.8333	2.7569	2.0903				
Média dos valores	0.7639	1.0694	1.0000	0.6389				
Desvio padrão	0.8474	0.8278	0.6713	0.7927				
Friedman		16.3	3125	I				
Graus de liberdade		ł	3					
p = 5%		0.0010						
Significância		S						

Tabela 5.2 - Verificação da uniformidade de avaliação entre os Pós-Graduandos

* Teste de Friedman com 5% de significância

Pós Graduandos	2	3	4
1	37 ns	31.5 ns	16.5 ns
2	-	5.5 ns	53.5 ≤0.05 s
3	-	-	48 ≤0.05 s

Tabela 5.3 – Significância das diferenças dos ranks de avaliação entre os Pós-Graduandos

* Teste de Friedman com 5% de significância

	5	6				
Soma dos Ranks	107.0000	109.0000				
Mediana	1.0000	1.0000				
Médias dos Ranks	1.4861	1.5139				
Média dos valores	0.8889	0.9167				
Desvio padrão	0.6829	0.6661				
Friedman	0.0	556				
Graus de liberdade		1				
p = 5%	0.8137					
Significância	r	าร				

Tabela 5.4 – Verificação da uniformidade de avaliação entre os Docentes

* Teste de Friedman com 5% de significância

Amostras	Taman	ho da	Soma	dos	Medi	ana						
	amos	stra	posto	s (R)								
Alterações	Hyflex®	Race [®]	Hyflex®	Race [®]	Hyflex®	Race [®]	(U)	Z(U)	p-valor 5%	Significância		
Borda	18	18	415.5	250.5	1.00	0.00	79.50	2.6102	0.0090	S		
Ranhuras	18	18	458.0	208.0	2.00	0.00	37.00	3.9548	0.0001	S		
Microcavidades	18	18	405.0	261.0	1.00	1.00	90.00	2.2780	0.0227	S		
Rebarbas	18	18	372.5	293.5	1.00	0.00	122.50	1.2497	0.2114	ns		
Mat. Depositado	18	18	464.5	201.5	2.00	0.00	30.50	4.1605	0.0001	S		
Manchas	18	18	384.0	282.0	0.50	0.00	111.00	1.6136	0.1066	ns		
Sulcos	18	18	0.00	0.00	0.00	0.00	-	-	-	iguais		
Filamentos	18	18	333.5	332.5	0.00	0.00	181.50	0.0158	0.9874	ns		

Tabela 5.5 – Comparação entre Hyflex[®] e Race[®] antes do teste, segundo os itens de análise (linhas) observados. Valores de cada Grupo segundo a Moda obtida

* Teste de Mann-Whitney com 5% de significância

		BORDA	RANHURAS	MICROCAVIDADES	REBARBAS	MAT.	MANCHAS	SULCOS	FILAMENTOS
						DEPOSITADO.			
	Т	0	0	0	0	0	7	0	0
_	No.pares	6	1	2	8	2	5	0	1
HYFLEX®	Z	2.2014	1	1.3416	2.5205	1.3416	0.1348	-	1
1%	p-valor	0.0277	0.3173	0.1797	0.0117	0.1797	0.8927	-	0.3173
	5% sign	s	ns	ns	s	ns	ns	iguais	ns
	Т	0	0	0	0	2	18	0	0
0	No.pares	6	5	6	6	5	8	0	0
	Z	2.2014	2.0226	2.2014	2.2014	1.4832	0	-	-
2,5%	p-valor	0.0277	0.0431	0.0277	0.0277	0.1380	1.0000	-	-
-	5% sign	S	S	S	s	ns	ns	iguais	iguais
	Т	0	2	0	0	2	2	0	0
	No.pares	4	3	2	3	4	3	0	1
	Z	1.8257	0.5345	1.3416	1.6036	1.0954	0.5345	-	1
1%	p-valor	0.0679	0.5930	0.1797	0.1088	0.2733	0.5930	-	0,3173
	5% sign	ns	ns	ns	ns	ns	ns	iguais	ns
	Т	3	11	0	3	2	3	0	0
-	No.pares	4	6	3	4	3	5	0	0
	Z	0.9129	0	1.6036	0.9129	0.5345	1.2136	-	-
2,5%	p-valor	0.3613	1.0000	0.1088	0.3616	0.5930	0.2249	-	-
	5% sign	ns	ns	ns	ns	ns	ns	iguais	iguais

Tabela 5.6 – Comparação entre Antes versus Após o uso de respectivo hipoclorito de sódio segundo o instrumento (linhas) e itens de análise (colunas). Valores de cada Grupo segundo a Moda

*Teste de Wilcoxon com 5% de significância

		BORDA	RANHURAS	MICROCAVIDADE	REBARBAS	MAT.	MANCHAS	SULCOS	LIGAMENTOS
						DEPOSITADO.			
	Т	0	0	0	0	0	0	0	0
versus	No.pares	9	9	8	9	6	4	0	0
HYFLEX®	Z	2.6656	2.6656	2.5205	2.6656	2.2014	1.8257	-	-
1%	p-valor	0.0077	0.0077	0.0117	0.0077	0.0277	0.0679	-	-
	5% sign	s	s	S	S	S	ns	iguais	iguais
	Т	0	0	0	0	2	1	0	0
versus	No.pares	8	9	8	5	7	5	0	0
HYFLEX [®]	Z	2.5205	2.6656	2.5205	2.0226	2.0284	1.7529	-	-
2.5%	p-valor	0.0117	0.0077	0.0117	0.0431	0.0425	0.0796	-	-
_,,,,,	5% sign	S	S	S	S	S	ns	iguais	iguais

Tabela 5.7 – Comparação Race[®] e Hyflex[®] com o respectivo hipoclorito de sódio (linhas) e itens de análise (colunas) observados. Valores de cada Grupo segundo a Moda obtida

* Teste de Wilcoxon com 5% de significância

6 DISCUSSÃO

O preparo químico-cirúrgico do sistema de canais radiculares (SCR) tem como objetivos promover a limpeza, a desinfecção e a modelagem, criando condições para atuação de uma medicação intracanal e uma obturação hermética dos canais radiculares, garantindo o sucesso do tratamento endodôntico.

Paiva e Antoniazzi (1988) afirmam que, para se alcançar tais objetivos, é necessária a interação da substância química auxiliar com os instrumentos endodônticos, respeitando a anatomia do canal radicular e os tecidos periapicais.

Nesse contexto, fica evidente a importância do instrumento endodôntico como participante efetivo nos processos de limpeza e modelagem dos sistemas de canais radiculares na terapia endodôntica.

A liga de NiTi destaca-se do aço inoxidável por apresentar propriedades mecânicas como a superelasticidade (SE) e efeito de memória de forma (EMF), que faz com que seja amplamente utilizada pelos profissionais.

A introdução dos instrumentos de NiTi em Endodontia por Walia et al. (1988) permitiu melhoras significativas no preparo químico-cirúrgico do SCR uma vez que é possível sua utilização na instrumentação dos canais radiculares curvos com a manutenção do formato anatômico do canal e com a redução na formação de degraus ou zips e no transportes de forames (Bergmans et al., 2001; Hulsmann et al., 2005; Yoshimine et al., 2005).

Apesar de todas as vantagens, esses instrumentos fraturam com maior facilidade no interior do canal radicular quando comparados com os de aço inoxidável, segundo muitos pesquisadores (Parashos et al., 2004; Cheung et al., 2005; Bahia et al., 2005; Shen et al., 2006; Spanaki-Voreadi et al., 2006; Cheung e Darvell, 2007; Wei et al., 2007).

Na tentativa de melhorar as propriedades mecânicas desses instrumentos de NiTi os fabricantes introduziram modificações e alterações na composição, no processo de fabrico e no acabamento superficial.

É de extrema importância a avaliação de uma possível suscetibilidade à corrosão do NiTi ao NaClO, visto que, durante o tratamento endodôntico, a lima e a solução irrigante atuam em íntimo contato e a eventual baixa resistência à corrosão do material pode levar à fratura do instrumento endodôntico. Aliás, Costa et al. (2000) e Azevedo (2003) evidenciam a influência da corrosão localizada por pite nas limas endodônticas rotatórias de NiTi e da corrosão diferenciada em saliva artificial com ou sem fluoreto. Essa corrosão pode ser influenciada pela qualidade do acabamento superficial da lima (Bourauel et al., 1998). O polimento eletroquímico da superfície dos instrumentos de NiTi é capaz de remover defeitos do processo de fabricação e aumentar a resistência à fratura pela fadiga cíclica, segundo Tripi e Condorelli (2006).

6.1 Resistência à corrosão dos instrumentos de NiTi

Neste estudo, antes do ensaio de corrosão, foram obtidas fotomicrografias das limas Race[®] e Hyflex[®] dos 3 (três) mm finais com exceção da ponta, pois de acordo com Pruett et al. (1997), Gabel et al. (1999), Daugherty et al. (2001) e Yared et al. (2000) a maior incidência de fraturas dos instrumentos endodônticos está nos últimos 3 (três) mm.

Para o ensaio em MEV, as limas foram retiradas da embalagem comercial com auxílio de uma pinça com o objetivo de evitar qualquer contaminação para uma avaliação precisa das condições e qualidade da superfície das mesmas.

A utilização da microscopia eletrônica de varredura (MEV) se fez necessária visto que não é possível detectar as alterações superficiais das limas a "olho nu" e/ou através de estereomicroscópio (Figura 6.1).



Figura 6.1 – Fotomicrografias da lima Hyflex[®] em Estereomicroscópio Stemi SV 11 (Zeiss) com 12x (A) e em Microscopia Eletrôncia de Varredura com 215x (B)

Em MEV, o grau de detalhamento por aumento da superfície observada é maior ficando mais evidentes as alterações e defeitos presentes; além disso, em MEV é possível a análise química elementar, por EDS. Para esse estudo, as limas foram levadas para o ensaio sem qualquer tratamento adicional de superfície.

As alterações superficiais (borda, ranhuras, microcavidades, rebarbas, material depositado, manchas, sulcos e filamentos) presentes nas fotomicrografias obtidas dos 3 (três) últimos milímetros de cada lima antes e após o ensaio de corrosão foram avaliadas por docentes e alunos de pós-graduação em Endodontia para verificar a fidelidade de avaliação já que é uma análise subjetiva.

O ensaio de corrosão visa determinar os parâmetros que caracterizam a resistência à corrosão de diferentes materiais e/ou processos de fabricação. O resultado principal é o estabelecimento de uma classificação da resistência à corrosão dos diferentes materiais e/ou condições de fabricação. Isto é, os resultados obtidos não podem ser transferidos diretamente para a aplicação clínica, no entanto, a classificação da propriedade estudada permanece válida, pois o ensaio eletroquímico de polarização potenciodinâmica cíclica (EPPC) acelera o processo de corrosão.

Pela associação das análises visuais das imagens em MEV das limas antes e após o ensaio de corrosão e das curvas de polarização, nota-se que a lima
Hyflex[®] foi a que apresentou maior intensidade de corrosão nas duas concentrações de hipoclorito de sódio (1% e 2,5%) com os maiores valores de densidade de corrente (Figura 5.9).

Os resultados também foram coerentes guanto ao efeito da concentração do eletrólito (hipoclorito de sódio 1% e 2,5%), em que o seu aumento acelerou o processo corrosivo para ambas as limas, mas, mesmo assim, a lima Race[®] em solução de hipoclorito de sódio a 2,5% apresentou-se mais resistente à corrosão do que a Hyflex[®] em hipoclorito de sódio a 1% (Figura 5.9). Esse resultado está de acordo com Stokes et al. (1999), que evidenciaram ser o polimento eletroquímico da lima Race® o responsável pela eficiente limpeza de superfície e aumento da resistência à corrosão.

As curvas de polarização iniciaram no potencial de corrosão (Ecorr) e tiveram o potencial aumentado até o ponto em que a densidade de corrente assumia o valor de 10⁻³ A/cm². Quando era atingida essa corrente, a polarização era revertida e prosseguia até ser atingido o Ecorr ou ser atingida uma densidade de corrente muito baixa (corrente passiva, menor que 10⁻⁶ A/cm²).

Nota-se que esse procedimento gerou comportamentos diferentes entre as limas. A Race[®], durante a reversão de potencial, apresentou densidades de corrente muito próximas daquelas obtidas na ascensão do potencial. Significa que a corrosão ocorrida durante a ascensão do potencial foi insignificante estando de acordo com as imagens obtidas em MEV. O aumento da densidade de corrente nessa região é devido à decomposição da água em gás O₂, a qual ocorre para potenciais de eletrodo maiores do que 0,35 V_{ECS}, em pH 10 (WEST, 1986)¹.

Por outro lado, a lima Hyflex[®] inicia o processo corrosivo em potenciais mais baixos do que aqueles da lima Race[®]. Sendo assim, as densidades de corrente até 0,35V_{ECS} são devidas apenas à corrosão do metal. Durante a reversão, o potencial é diminuído gradativamente, mas isso não impede o aumento da densidade de corrente, a qual continua aumentando, mesmo com a diminuição de potencial, caracterizando a dissolução de material metálico. Por isso, as densidades

¹ Equação de Nernst

pH da solução de hipoclorito de sódio=10.80 $E_{O2} = 1,23 - 0,059 p H_{(solução)}$

de corrente finais são muito elevadas e deram origem à corrosão observada nos exames em MEV.

Nesse ponto, é necessário discutir a causa da menor resistência à corrosão da lima Hyflex[®]. Os exames e análises realizados sugerem que a lima passou por um ou mais tratamentos de superfície, os quais resultaram em regiões com diferentes composições químicas, observadas através da diferença nos tons de cinza na imagem de elétrons retroespalhados na Figura 5.1. As regiões mais escuras são caracterizadas por apresentar, nesse tipo de imagem, uma composição química mais rica em elementos mais leves. Desse modo, é certo que as regiões mais escuras estão enriquecidas em Ti (Ti = 47,8 e Ni=58,7), além de outros elementos.

As análises por EDS das duas limas (Hyflex[®] e Race[®]) identificaram a presença dos elementos químicos Ni e Ti (Figuras 5.2 A e 5.5 A), sendo os resultados compatíveis com a composição química indicada pelos fabricantes.

A análise por EDS (Figura 5.2 B) indicou a presença de vários elementos com destaque para o oxigênio (O) e enxofre (S). De acordo com Martins et al. (2002) as limas passam por processos de usinagem lubrificada com óleos e pode ocorrer superaquecimento. Este promove a reação do O e S (provenientes desses lubrificantes) com o Ti formando óxidos e sulfetos.

A explicação da melhor resistência à corrosão da lima Race[®] deve estar relacionada com esta reação do Ti com os elementos O e S. Foi constatado que os produtos formados por tais reações ocorrem de forma localizada na superfície das limas. Logo, tem-se o consumo localizado de Ti, ficando essas regiões empobrecidas em Ti. A Figura 6.2 esquematiza esse mecanismo.



Figura 6.2 – Representação do mecanismo de corrosão: o produto Ti-O-S consome Ti da matriz e torna a vizinhança rica em Ni.

De acordo com Shreir (1979) a resistência à corrosão do Ni é muito menor do que a do Ti. A Figura 6.3 ilustra essa diferença de resistência à corrosão.



Figura 6.3 – Comportamento anódico da liga de níquel-titânio em HCI (Ácido Clorídrico) + 3,5% NaCI (Cloreto de Sódio) – pH 1; velocidade de varredura 0,02V/min conforme Sedriks et al. (1972)

Tem-se, então, que as regiões empobrecidas em Ti são corroídas preferencialmente e, como essas regiões circundam os compostos de Ti, estes ficam soltos e acabam por cair. De fato, isso foi observado durante o levantamento das curvas de polarização, que ao serem atingidas as densidades de corrente próximas de10⁻⁴ A/cm², era visível o destacamento de partículas pretas das limas que se depositavam rapidamente no fundo da célula de corrosão (Figura 5.10).

Na avaliação do acabamento superficial das limas Hyflex[®] e Race[®], observou-se pelas imagens do MEV que antes do ensaio de corrosão as limas Hyflex[®] apresentavam grande quantidade de defeitos superficiais enquanto que a Race[®], provavelmente devido ao polimento eletroquímico, apresentava uma superfície mais polida, tal afirmação é subsidiada por Tripi e Condorelli (2006), Peters et al. (2007), Anderson et al. (2007), Bonaccorso et al. (2008) e Praisarnti et al. (2010).

6.2 Influência da composição química das limas e do processo de fabricação

Nas análises de EDS da lima Hyflex[®] nota-se a presença de elementos químicos como CI, Ti, K, Si, Na, O, Ni e S (Figura 5.2 B). Essas impurezas afetam as propriedades mecânicas das limas, de acordo com Russel (2000).

Duerig et al. (1999) salientam a presença de uma camada de óxido de titânio (TiO₂) em todos os metais que contêm Ti que impede a corrosão (película passiva). Porém, de acordo com os resultados obtidos no presente trabalho na lima Hyflex[®], essa camada apresenta-se interrompida nas regiões empobrecidas em Ti, justificando a corrosão nessas regiões.

A formação de produtos na superfície das limas de NiTi explica os resultados obtidos na avaliação comparativa entre a lima Race[®] e a Hyflex[®]. No ensaio de corrosão com hipoclorito de sódio 2,5%, a Hyflex[®] apresentou uma quantidade maior de microcavidades (pites) e manchas por ter uma superfície mais irregular e menos polida.

Além disso, o mecanismo proposto anteriormente para a corrosão da Hyflex[®], o qual pressupõe a existência de região empobrecida em Ti, justifica a ocorrência da corrosão localizada, inclusive na forma de pites em que o íon Cl⁻ proveniente da solução de hipoclorito de sódio (NaClO) atua sobre a superfície do instrumento de NiTi, nas regiões empobrecidas em Ti, promovendo a dissolução do Ni com o aparecimento dos pites. Geralmente é difícil detectar a presença de pites, pois são pequenos, cobertos pelos produtos de corrosão e atuam como pontos de concentração de tensão.

6.3 Análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Observa-se que o acabamento superficial das ligas é um fator determinante na maior ou menor resistência à corrosão. A presença de ranhuras, microcavidades, rebarbas e a microestrutura final das limas (obtidas por tratamentos térmicos e/ou processos de usinagem) favorece o ataque químico de soluções cloradas utilizadas em Endodontia e acelera o processo de corrosão dos instrumentos endodônticos. Isso pode influenciar a resistência à fadiga cíclica uma vez que as formas de corrosão localizadas são concentradoras de tensão.

Em relação à uniformidade das respostas nas avaliações entre os pósgraduandos, não houve diferença significante, exceto entre um deles (Tabelas 5.2 e 5.3), o mesmo acontecendo entre os docentes (Tabela 5.4). Comparando o resultado das leituras dos pós-graduandos em relação aos docentes, não houve diferença estatisticamente significante (Tabela 5.1). Por isso, foi sempre utilizada a Moda na interpretação dos resultados do conjunto dos pós-graduandos.

Em uma análise comparativa, as alterações superficiais presentes nas limas Hyflex[®] e Race[®] significativamente relevantes para antes do ensaio de corrosão foram: (a) borda, ranhuras, microcavidades e material depositado e (b) borda, ranhuras, microcavidades, material depositado e rebarbas para depois do ensaio de corrosão.

As alterações superficiais presentes na lima Hyflex[®] que tiveram relevância após o ensaio de corrosão com NaClO 1% foram bordas e rebarbas e, com o NaClO 2,5%, foram bordas, ranhuras, microcavidades e rebarbas. Em contrapartida, para a lima Race[®] nenhum dos itens tiveram relevância após o ensaio, pois a presença de alterações superficais é bem reduzida ou quase inexistente.

As alterações de bordas são mais prejudiciais, pois, conforme Kawakami (2007), sua destruição leva à perda do corte e interfere no preparo químico-cirúrgico do canal radicular.

A continuidade deste estudo, associado aos testes de flexão e de torção, se faz necessária para verificar a resistência desses instrumentos à fadiga cíclica, visto que as propriedades químicas dos instrumentos foram melhoradas pela alteração no processo de fabricação através de tratamentos térmicos com o objetivo de melhorar o desempenho mecânico, resultando em preparos químico-cirúrgicos dos canais radiculares confiáveis e de melhor qualidade.

7 CONCLUSÕES

A partir dos dados, pode-se inferir que:

- O acabamento superficial, polimento eletroquímico, influencia na resistência à corrosão dos instrumentos de NiTi por apresentarem uma superfície mais polida e livre de ranhuras, defeitos, fissuras resultantes do processo de fabricação.
- A concentração da solução de hipoclorito de sódio interfere na resistência à corrosão. A solução de NaCIO 2,5% mostrou-se mais agressiva nos ensaios de corrosão para a lima Hyflex[®] e em menor grau para a lima Race[®].
- Os itens borda, ranhuras, microcavidades, material depositado e rebarbas foram os que apresentaram diferença significativa nos ensaios de corrosão nas duas concentrações.
- 4. Docentes e pós-graduandos realizaram avaliações distintas das imagens de MEV quanto à qualidade do acabamento de superfície, nos itens borda, ranhuras, microcavidades, rebarbas, material depositado, manchas, sulcos e filamentos, porém sem diferenças estatisticamente significantes.
- 5. Uma análise do conjunto das avaliações do acabamento superficial deste trabalho permite afirmar que a lima Race[®] apresentou-se superior à lima Hyflex[®].
- 6. Uma análise do conjunto dos experimentos de corrosão deste trabalho permite afirmar que a lima Race[®] apresentou-se superior à lima Hyflex[®].
- 7. Este trabalho propõe que o mecanismo de corrosão da lima Hyflex[®] está associado a regiões empobrecidas em Ti, nas vizinhanças dos produtos encontrados em sua superfície; as regiões empobrecidas em Ti apresentam menor resistência à corrosão.

REFERÊNCIAS²

Anderson ME., Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 2007;33:1212-16.

Auricchio F, Taylor R, Lubliner J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. Comp Metho Appl Mecha and Engi 1997;146:281-312.

Azevedo LBC. Avaliação da resistência à corrosão de fios NiTi termo-ativado e superelástico em presença de íons fluoreto [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2003.

Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005;100:2249-55.

Bahia MGA, Martins RC, Gonzalez BM, Buono VTL. Physical and mechanical characterization and influence of cyclic loading on the behavior of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. Int Endod J. 2005;38(11):795-801.

Bahia MGA. Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos de NiTi ProFile [tese]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Engenharia Metalúrgica e de Materiais; 2004.

Baumann MA. Reamer with alternating cutting edges – Concept and clinical application. Endod Topics. 2005;10:176-8.

Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments, rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent. 2001;14:324-33.

Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. Endod J. 2008;34(2):208-11.

² De acordo com estilo Vancouver.

Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. Eur J Orthod. 1998;20(1)79-92.

Braga LCM. Avaliação da estabilidade dimensional, flexibilidade e resistência à torção de instrumentos rotatórios de NiTi Twisted File e Race [dissertação]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia; 2010.

Buono VTL, Melo MCC, Bahia MGA. Influência do acabamento superficial na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. In: Anais do 56º Congresso Anual da Associação Brasileira de Metalurgia e Materiais Internacional; Belo Horizonte-MG, 16-19 jul 2001. São Paulo-SP: ABM; 2001:1802-11.

Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B.W. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. Int Endod J. 2005;38:802-9.

Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: fractografic analysis. Int Endod J. 2007:40;619-25.

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

ColteneEndo Hyflexcm Brochure [citado 12 jul 2013]. Disponível em: <u>http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/HyflexCM_brochure.pdf</u>

Costa AC, Alonso-Falleiros, N, Santos, M. Análise morfométrica da corrosão de três instrumentos rotatórios de níquel-titânio. ECLER Endod [periódico on line] [citado em 10 jan 2013]. 2000;2(1). Disponível em: http://www.bireme.br/ecler.

Daugherty D, Gound T, Comer T. 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.

Duerig T, Pelton A, Stockel D. An overview of nitinol medical applications. Mater Sci. Eng. 1999;273:149-60.

Duerig T, Zadno GR. An engineers perspective of pseudoelasticity. Butterworth-Heinemann, Engineering aspects of shape memory alloys, (UK); 1990. p.369-93. Filip P. Titanium-Nickel shape memory alloys in medical applications. In: Brunette DM, Tengval P, Textor M, Thomsen P. Titanium in medicine, material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications. Springer: Berlin; 2001. 53-86.

FKG RaCe – NiTi. La Chaux-de-Fonds, Suíça: FKG; 2010 [available from: 2013 22 jun]. < http://www.fkg.ch/>.

Gabel W, Hoen M, Steiman HR. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. J Endod. 1999;25:752-4.

Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli I. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evoluation of file flexibility. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008a;105:789-800.

Gambarini G, Grande N.M, Plotino G, Somma F, Garala M, Luca MD, Testarelli L. Fatigue resistance of Engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. J Endod. 2008b;34:1003-05.

Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli I. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. Int Endod J. 2011;44:337-41.

Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Del Rio C. A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven and K-Flex endodontic instruments. J Endod. 1995; 21:146-51.

Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endod Topics. 2005;10:30-76.

Johnson E, Lloyd A, Kuttler S. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. J Endod. 2008;34(11):1406-09.

Kawakami DAS. Resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios de Ni-Ti em razão do uso e do torque [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2007.

Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. J Endod. 2001;27(8):516-20.

Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2009;35:401-3.

Liu Y, Chen X, Mc Cormick PG. Effect of low temperature ageing on the transformation behavior of near-equiatomic NiTi. J Mater Sci. 1997;32:5979-84.

Lopes HP, Elias CN. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor - fundamentos teóricos e práticos. Rev Bras Odontol. 2001 Mai/Jun; 58(3):207-9.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr. Instrumentos endodônticos. In:Lopes HP, Siqueira JF Jr. Endodontia: biologia e técnica. Rio de Janeiro: MEDSI; 2004a. p. 323-417.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr. Mecanismos de fratura dos instrumentos endodônticos. In: Lopes HP, Siqueira JF Jr. Endodontia: biologia e técnica. Rio de Janeiro: MEDSI; 2004b. p. 481-508.

Magalhães RRS. Análise das características dimensionais e resistência à fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi Twisted File e RaCe [dissertação]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia; 2010.

Martins RC, Bahia MGA, Buono VTL. Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. Int Endod J. 2002;35(10):848-53.

Melo MCC. Avaliação da resistência à fadiga de instrumentos de Níquel-Titânio acionados a motor [dissertação]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia; 1999.

Melton KN, Harrison JD. Corrosion of NiTi based shape memory alloys. In SMTS-94: The First Conference on Shape Memory and superelastic Technologies; Pacific Grove CA, USA; 1995. p. 187-96.

Miyazaki S, Ohmi Y, Otsuka K, Suzuki Y. Characteristics of deformation and transformation pseudo elasticity in Ti-Ni alloys. J Phys. 1982;43(suppl 12):255-260.

Miyazaki S, Suizu K, Otsuka K, Takashima T. Effect of various factors on fatigue crack propagation rate in Ti-Ni alloys. MRS International Meeting on Adv Mater. 1989;9:263-268.

Moreira EJL. Análise da fratura de instrumentos endodônticos de NiTi [Tese] Rio de Janeiro: Instituto Miliar de Engenharia; 2006.

Nasser SN, Guo WG. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures. Mech Mater. 2006;38:463-74.

Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2013;39(1):101-4.

Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. Progr Mater Sci. 2005;50:511-678.

Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. Cambridge: Cambridge Univ. Press; 1998. Cap 1, Introduction; p.1-26.

Otubo J, Mei PR, Koshimizu S. Materiais com efeito memória de forma, características principais e possíveis aplicações. In: Anais do XIV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica; 8-12 dez 1997; Bauru, BR. Bauru: UNESP/ABCM; 1997. CD ROM.

Paiva JG, Antoniazzi JH. Endodontia: bases para a prática clínica. 2. ed São Paulo: Artes Médicas; 1988. Cap.25, Fase do preparo do canal radicular; p.531-631.

Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of Rotary nickeltitanium endodontic instruments after clinical use. J Endod. 2004;30:722-5.

Peixoto IFC. Caracterização dimensional e comportamento mecânico de instrumentos rotatórios de NiTi ProFile GT e ProFile GT series X [dissertação]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia; 2009.

Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. Inter Endod J. 2012;45:1027-34.

Peters OA, Roehlike JA, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. J Endod 2007;33:589-93.

Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, De Angelis F. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. Ann Stomatol 2012;3(3/4):119-22.

Praisarnti C, Chang AJWW, Cheung GSP. Electropolishing enhaces the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite. J Endod. 2010;36(1):1354-57.

Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cycle fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 1997 Feb;23(2):77-85.

Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The balanced force concept for instrumentation of curved canals. J Endod. 1985;11:203-11.

Russel SM. Nitinol melting and fabrication. SMST-Conference Proceedings. 2000:1-9.

Saburi T. NiTi shape memory alloys. In: Otsuka K, Wayman CM. Shape Memory Materials. Cambridge: Cambridge Univ. Press; 1998. 289p.

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

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

Sedriks AJ, Green JAS, Novak DL. Electrochemical behavior of Ti-Ni alloys in acidic chloride solutions. Corrosion.1972, 28(4):137-42.

Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. J Endod. 2006;32(1):61-5.

Shen Y, Winestock E, Cheung GS, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 4: an electropolished instrument. Endod J. 2009;35(2):197-201.

Shen Y, Quian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2011;37:997-1001.

Shen Y, Quian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotator instruments. J Endod. 2012a;38:376-80.

Shen Y, Coil JM, Zhou HM, Tam E, Zheng YF, Haapasalo M. Profile Vortex instruments after clinical use: a metallurgical properties study. J Endod. 2012b; 38:1613-17.

Shreir LL. Corrosion metal/environment reactions. 2nd ed vol 1. Newnes-Buhernworths. London Boston;1979. Cap. 1.3; Effects of metallurgical structure on corrosion; p.36-40. Cap 4.5, Nickel and nickel alloys; p.118.

Souni ME, Souni ME, Brandies HF. On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behaviour and in vitro compatibility. Biomaterials. 2002;23:2887-94.

Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. Int Endod J. 2006;39(3):171-8.

Stokes O, Di Fiore P, Barss J, Koerber A, Gilbert J, Lautenschlager E. Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. J Endod. 1999;1:17-20.

Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, Gambarini G. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. J Endod. 2011 Set;37(9):1293-5.

Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. Int Endod J. 2000;33:297-310.

Tripi TR, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006; 102:e106-e114.

Walia H, Brantley WA, Gerstin H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. J Endod. 1988;14:346-51.

Wayman CM, Duerig TW. An introduction to martensite and shape memory. Eng Butterworth-Heinemann. Aspects of shape memory alloys, (UK); 1990:3-20.

West JM. Basic corrosion and oxidation. Ellis Horwood Series in Metallergy. 2nd. 1986. 64-97 p.

Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of Protaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. J Endod. 2007;33:276-9.

Yahata Y, Yoneama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa e Suda H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. Inter Endod J. 2009;42:621-6.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. Inter Endod J. 2000 May;33(3):204-7.

Yokoyama K, Kaneko K, Yabuta E, Asajoa K, Saki J. Fracture of nickel-titanium superelastic alloy in sodium hyochlorite solution. Mater Sci Engineering A369; 2004, p.43-8.

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

Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103:843-7.

Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. Int Endod J. 2010;43:125-34.

AVALIADOR 01													
	(0) ausência de alterações (1) presença de pouca alteração (2) presença de muita alteração MAGEM												
IMAGEM				OCORRÊNCI	AS	_		-					
	BORDA	RANHURAS	MICROCAVIDADES	REBARBAS	MAT. DEPOSITADO	MANCHAS	SULCOS	FILAMENTOS					
IMAGEM 01													
IMAGEM 02													
IMAGEM 03													
IMAGEM 04													
IMAGEM 05													
IMAGEM 06													
IMAGEM 07													
IMAGEM 64													
IMAGEM 65													
IMAGEM 66													
IMAGEM 67													
IMAGEM 68													
IMAGEM 69													
IMAGEM 70													
IMAGEM 71													
IMAGEM 72													

Apêndice A – Planilha utilizada para a avaliação do acabamento superficial das limas Race[®] e Hyflex[®] antes e depois da corrosão

2 2	GIII GIII	H1 H1	F2 F3								
1	1	0	0	1	1	1	1	GIII	H1	F1	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	E3	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	E2	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	E1	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	D3	D, E e F = depois da corrosão
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	D2	A, B e C = antes da corrosão
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	D1	R2 - Race 2,5%
2	2	1	1	2	1	1	1	GIII	H1	C3	R1 - Race 1%
1	1	1	1	1	1	1	1	GIII	H1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	2	1	1	1	0	0	0	GIII	H1	C1	H1 - Hyflex 1%
2	2	0	1	2	1	1	1	GIII	H1	B3	
0	2	0	0	0	0	1	0	GIII	H1	B2	
1	1	1	1	1	1	1	1	GIII	H1	B1	
0	2	1	1	1	1	1	1	GIII	H1	A3	
1	1	1	0	1	1	1	1	GIII	H1	A2	
1	1	1	1	1	0	1	1	GIII	H1	A1	

Apêndice B – Dados originais da lima Hyflex[®] 1% - item Borda

*P = Pós-Graduandos D = Docentes

87

2	1	1	2	2	2	2	2	GIII	H1	A1	
2	2	1	1	1	2	2	2	GIII	H1	A2	
2	2	1	2	2	2	2	2	GIII	H1	A3	
2	2	1	2	2	2	2	2	GIII	H1	B1	
2	1	1	2	2	2	2	2	GIII	H1	B2	
2	2	1	2	2	2	2	2	GIII	H1	B3	
2	2	0	2	2	1	1	1	GIII	H1	C1	H1 - Hyflex 1%
2	1	1	2	2	2	1	2	GIII	H1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
2	2	1	2	2	2	2	2	GIII	H1	СЗ	R1 - Race 1%
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	D1	R2 - Race 2,5%
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	D2	A, B e C = antes da corrosão
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	D3	D, E e F = depois da corrosão
2	2	2	2	2	1	2	1	GIII	H1	E1	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	E2	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	E3	
2	2	0	2	2	1	1	1	GIII	H1	F1	
2	2	1	2	2	2	1	2	GIII	H1	F2	
2	2	0	2	2	2	2	2	GIII	H1	F3	
P1	P 2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice C – Dados originais da lima Hyflex $^{\tiny (\! B\!)}$ 1% - item Ranhura

2 1 2 2	2 2 2 2	0 1 1 2		1 1 1 1	1 2 1 1 1 2 1 2 1 2	1 2 1 1 1 1 1 2 1 1 2 0	1 2 1 2 1 1 1 2 1 2 1 2 1 2 0 2	1 2 1 2 2 1 1 1 2 1 1 2 1 2 2 1 2 0 2 2	1 2 1 2 2 GIII 1 1 1 2 1 GIII 1 2 1 2 GIII 1 2 1 2 GIII 1 2 0 2 2 GIII	1 2 2 GIII H1 1 1 2 1 GIII H1 1 2 1 2 GIII H1 1 2 1 2 GIII H1 1 2 1 2 GIII H1 1 2 0 2 2 GIII H1	1 2 2 GIII H1 A1 1 1 2 1 GIII H1 A2 1 2 1 2 GIII H1 A2 1 2 1 2 GIII H1 A3 1 2 0 2 2 GIII H1 B1
2 2 1 2 2 2 1 2	2 1 2 2 1 2	1 2 1 2	2	2	0	2 2	0 2	GIII GIII	H1 H1	B2 B3	
1 1		1	1	1	0	1 2	1	GIII GIII	H1 H1	C1 C2	H1 - Hyflex 1% H2 - Hyflex 2,5%
2 2		2 2	1 2	2 2	0 2	2 2	0 2	GIII GIII	H1 H1	C3 D1	R1 - Race 1% R2 - Race 2,5%
2 2		2 2	2 2	2 2	2 2	2 2	2	GIII GIII	H1 H1	D2 D3	A, B e C = antes da corrosão D, E e F = depois da corrosão
2 2		1 2	2 2	2	2 2	2 2	2	GIII GIII	H1 H1	E1 E2	
	2 2	2 1	2 1	2	2 1	2 2	2 2	GIII GIII	H1 H1	E3 F1	
	2 2	2 1	2 2	2 2	2 2	1 2	1 2	GIII GIII	H1 H1	F2 F3	
	P2	P3	P 4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice D – Dados originais da lima Hyflex $^{\tiny (\! B\!)}$ 1% - item Microcavidade

*P = Pós-Graduandos

D = Docentes

0	0	1	0	0	1	1	1	GIII	H1	A1	
1	1	1	1	1	1	1	1	GIII	H1	A2	
0	0	1	0	0	1	1	1	GIII	H1	A3	
1	0	1	1	1	1	1	1	GIII	H1	B1	
0	2	2	0	2	1	1	1	GIII	H1	B2	
1	2	1	1	1	2	1	2	GIII	H1	B3	
0	0	0	1	0	0	0	0	GIII	H1	C1	H1 - Hyflex 1%
0	1	1	0	1	1	1	1	GIII	H1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
1	2	1	1	1	1	2	1	GIII	H1	СЗ	R1 - Race 1%
0	2	2	2	2	1	2	2	GIII	H1	D1	R2 - Race 2,5%
0	2	2	2	2	0	2	2	GIII	H1	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	2	2	2	2	1	2	1	GIII	H1	D3	D, E e F = depois da corrosão
2	2	1	2	2	1	2	2	GIII	H1	E1	
0	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	E2	
0	2	2	2	2	1	2	1	GIII	H1	E3	
1	1	0	1	1	1	1	1	GIII	H1	F1	
0	2	2	1	2	1	2	2	GIII	H1	F2	
0	2	1	2	2	1	2	1	GIII	H1	F3	
P1	P2	P3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice E – Dados originais da lima Hyflex $^{\mbox{\tiny B}}$ 1% - item Rebarba

2	0	2	2	2	2	0	2	GIII	H1	A1	
2	0	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	A2	
2	0	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	A3	
2	0	2	0	2	2	2	2	GIII	H1	B1	
2	0	2	0	0	2	2	2	GIII	H1	B2	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	B3	
1	1	1	1	1	1	1	1	GIII	H1	C1	H1 - Hyflex 1%
2	0	2	0	0	1	2	2	GIII	H1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
2	0	2	0	2	2	2	2	GIII	H1	C3	R1 - Race 1%
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	D1	R2 - Race 2,5%
2	0	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	D2	A, B e C = antes da corros
2	2	2	0	2	1	2	1	GIII	H1	D3	D, E e F = depois da corros
2	2	1	1	2	2	2	2	GIII	H1	E1	
2	0	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	E2	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	E3	
1	2	0	1	1	1	2	2	GIII	H1	F1	
1	0	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	F2	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIII	H1	F3	
P1	P2	P3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice F – Dados originais da lima $Hyflex^{^{(\!\!R)}}1\%$ - item Material depositado

2	0	2	0	2	0	0	0	GIII	H1	A1	
2	0	2	0	0	2	0	2	GIII	H1	A2	
2	0	2	0	2	2	0	0	GIII	H1	A3	
2	0	2	0	0	2	0	2	GIII	H1	B1	
2	0	2	0	2	2	0	0	GIII	H1	B2	
2	0	2	0	0	0	0	0	GIII	H1	B3	
1	0	1	0	1	0	0	0	GIII	H1	C1	H1 - Hyflex 1%
2	0	2	0	2	2	0	2	GIII	H1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
2	0	2	0	0	2	0	0	GIII	H1	C3	R1 - Race 1%
2	0	2	0	2	0	0	0	GIII	H1	D1	R2 - Race 2,5%
2	0	2	0	0	0	0	0	GIII	H1	D2	A, B e C = antes da corrosão
2	0	2	0	2	0	0	0	GIII	H1	D3	D, E e F = depois da corrosão
2	0	1	0	0	0	0	0	GIII	H1	E1	
2	0	2	0	0	2	0	2	GIII	H1	E2	
2	0	2	0	2	0	0	0	GIII	H1	E3	
1	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	F1	
2	0	2	0	0	1	0	1	GIII	H1	F2	
2	0	2	0	2	0	0	0	GIII	H1	F3	
P1	P 2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice G – Dados originais da lima Hyflex $^{\ensuremath{\mathbb{B}}}$ 1% - item Manchas

*P = Pós-Graduandos

D = Docentes

0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	A1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	A2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	A3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	B1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	B2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	B3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	C3	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	1	0	1	GIII	H1	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	E2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	F1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	F3	
P1	P2	P 3	P 4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice H – Dados originais da lima Hyflex $^{\tiny (\! B\!)}$ 1% - item Sulcos

0	2	2	0	2	1	0	1	GIII	H1	A1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	A2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	A3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	B1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	B2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	B3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	C3	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	E2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	F1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIII	H1	F3	
P1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice I – Dados originais da lima Hyflex®1% - item Filamentos

1	2	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	A1	
0	2	1	0	0	1	1	1	GIV	H2	A2	
0	0	1	0	0	1	1	1	GIV	H2	A3	
1	1	1	0	1	1	1	1	GIV	H2	B1	
2	2	1	1	2	1	1	1	GIV	H2	B2	
2	1	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	B3	
0	1	1	0	1	1	1	1	GIV	H2	C1	H1 - Hyflex 1%
1	1	1	1	1	1	0	1	GIV	H2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
1	2	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	C3	R1 - Race 1%
1	2	1	1	1	2	1	2	GIV	H2	D1	R2 - Race 2,5%
2	2	2	2	2	1	1	1	GIV	H2	D2	A, B e C = antes da corrosão
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	D3	D, E e F = depois da corrosão
2	2	2	2	2	1	2	1	GIV	H2	E1	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	E2	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	E3	
2	1	2	2	2	2	1	2	GIV	H2	F1	
2	2	2	0	2	1	2	1	GIV	H2	F2	
0	1	1	1	1	0	1	0	GIV	H2	F3	
P1	P 2	P3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice J – Dados originais da lima $\mathrm{Hyflex}^{^{(\! 8)}}$ 2,5% - item Borda

2	1	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	A2	
0	0	1	0	0	1	0	1	GIV	H2	A3	
2	1	1	1	1	2	2	2	GIV	H2	B1	
2	1	1	2	1	2	2	2	GIV	H2	B2	
2	1	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	B3	
2	2	1	1	2	2	2	2	GIV	H2	C1	H1 - Hyflex 1%
2	1	1	1	1	2	2	2	GIV	H2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
2	2	1	2	2	2	2	2	GIV	H2	C3	R1 - Race 1%
2	2	1	2	2	2	2	2	GIV	H2	D1	R2 - Race 2,5%
2	2	1	2	2	2	2	2	GIV	H2	D2	A, B e C = antes da corrosão
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	D3	D, E e F = depois da corrosão
2	1	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	E1	
2	2	2	2	2	1	2	1	GIV	H2	E2	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	E3	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	F1	
2	2	1	2	2	2	2	2	GIV	H2	F2	
2	2	1	1	2	1	1	1	GIV	H2	F3	
P1	P 2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice K – Dados originais da lima Hyflex $^{\ensuremath{\mathbb{B}}}$ 2,5% - item Ranhura

P1	P2	P 3	P 4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			
2	1	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	F3	
2	2	2	1	2	1	2	1	GIV	H2	F2	
1	1	2	2	2	1	2	1	GIV	H2	F1	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	E3	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	E2	
1	2	2	2	2	1	1	1	GIV	H2	E1	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	D3	D, E e F = depois da corrosão
2	2	1	2	2	1	1	1	GIV	H2	D2	A, B e C = antes da corrosão
2	2	2	1	2	1	2	1	GIV	H2	D1	R2 - Race 2,5%
1	2	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	C3	R1 - Race 1%
2	2	2	1	2	0	1	1	GIV	H2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
1	2	2	0	2	0	1	0	GIV	H2	C1	H1 - Hyflex 1%
1	1	2	1	1	1	1	1	GIV	H2	B3	
1	2	1	1	1	1	2	2	GIV	H2	B2	
1	1	1	1	1	0	1	1	GIV	H2	B1	
1	0	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	A3	
1	1	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	A2	
1	2	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	A1	

Apêndice L – Dados originais da lima $\mathsf{Hyflex}^{^{(\!\!\!\!)}}$ 2,5% - item Microcavidade

0	2	1	0	0	1	1	1	GIV	H2	A1	
0	2	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	A2	
0	0	1	0	0	1	1	1	GIV	H2	A3	
1	1	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	B1	
1	2	1	1	1	1	2	2	GIV	H2	B2	
1	2	1	0	1	1	2	1	GIV	H2	B3	
0	1	1	0	1	1	1	1	GIV	H2	C1	H1 - Hyflex 1%
0	1	2	0	0	1	1	1	GIV	H2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	2	1	0	0	1	1	1	GIV	H2	СЗ	R1 - Race 1%
0	1	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	D1	R2 - Race 2,5%
0	2	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	D2	A, B e C = antes da corrosão
1	2	2	2	2	1	2	2	GIV	H2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	1	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	E1	
0	2	2	1	2	1	1	1	GIV	H2	E2	
0	1	2	1	1	1	2	1	GIV	H2	E3	
0	2	2	0	2	1	1	1	GIV	H2	F1	
0	1	1	1	1	1	2	2	GIV	H2	F2	
0	1	1	0	1	1	1	1	GIV	H2	F3	
P1	P 2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice M – Dados originais da lima Hyflex $^{\ensuremath{\mathbb{B}}}$ 2,5% - item Rebarba

2	0	2	0	2	2	2	2	GIV	H2	A1	
1	1	2	1	1	1	2	2	GIV	H2	A2	
0	1	0	1	1	1	1	1	GIV	H2	A3	
2	0	2	1	2	1	2	1	GIV	H2	B1	
2	2	2	1	2	2	2	2	GIV	H2	B2	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	B3	
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	C1	H1 - Hyflex 1%
2	0	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	СЗ	R1 - Race 1%
2	0	2	1	2	2	1	2	GIV	H2	D1	R2 - Race 2,5%
2	0	1	1	1	2	2	2	GIV	H2	D2	A, B e C = antes da corrosão
2	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	D3	D, E e F = depois da corrosão
1	1	1	0	1	1	1	1	GIV	H2	E1	
1	2	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	E2	
0	0	2	0	0	1	2	1	GIV	H2	E3	
1	0	2	0	0	1	1	1	GIV	H2	F1	
2	0	2	2	2	2	2	2	GIV	H2	F2	
1	2	1	1	1	1	1	1	GIV	H2	F3	
P 1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice N – Dados originais da lima Hyflex $^{\tiny (\! B\!)}$ 2,5% - item Material depositado

2	0	2	0	2	0	0	0	GIV	H2	A1	
1	0	2	0	0	1	0	1	GIV	H2	A2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	A3	
2	0	2	0	0	1	0	0	GIV	H2	B1	
2	0	2	0	2	0	0	0	GIV	H2	B2	
2	0	2	0	0	0	0	0	GIV	H2	B3	
2	0	2	0	2	0	0	0	GIV	H2	C1	H1 - Hyflex 1%
2	0	2	0	0	0	0	0	GIV	H2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
2	0	2	0	2	0	0	0	GIV	H2	СЗ	R1 - Race 1%
2	0	2	0	0	0	0	0	GIV	H2	D1	R2 - Race 2,5%
2	0	1	0	0	0	0	0	GIV	H2	D2	A, B e C = antes da corrosão
2	0	2	0	2	0	0	0	GIV	H2	D3	D, E e F = depois da corrosão
1	0	1	0	2	1	0	1	GIV	H2	E1	
2	0	2	0	0	0	0	0	GIV	H2	E2	
2	0	2	0	2	0	0	0	GIV	H2	E3	
2	0	2	0	0	0	0	0	GIV	H2	F1	
2	0	2	0	2	1	0	0	GIV	H2	F2	
2	0	1	0	0	1	0	1	GIV	H2	F3	
P1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice O – Dados originais da lima Hyflex $^{\ensuremath{\mathbb{B}}}$ 2,5% - item Manchas

0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	A1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	A2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	A3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	B1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	B2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	B3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	C3	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	E2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	F1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	F3	
P 1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice P – Dados originais da lima Hyflex $^{\tiny (B)}$ 2,5% - item Sulcos

0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	A1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	A2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	A3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	B1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	B2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	B3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	C3	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	E2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	F1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GIV	H2	F3	
P 1	P2	P3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice Q – Dados originais da lima Hyflex $^{\ensuremath{\mathbb{B}}}$ 2,5% - item Filamentos

P 1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			
0	1	1	0	1	1	1	1	GII	R1	F2	
0	1	0	0	0	1	0	1	GII	R1	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	F1	
0	0	1	0	0	0	1	0	GII	R1	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	E2	
0	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	D1	R2 - Race 2,5%
1	1	1	0	1	1	1	1	GII	R1	C3	R1 - Race 1%
0	1	1	0	0	1	1	1	GII	R1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	1	1	1	1	1	1	1	GII	R1	C1	H1 - Hyflex 1%
1	1	1	0	1	1	0	1	GII	R1	B3	
0	1	0	0	0	1	1	1	GII	R1	B2	
0	0	1	0	0	0	1	0	GII	R1	B1	
0	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	A3	
0	2	1	1	1	1	1	1	GII	R1	A2	
0	0	1	1	1	0	1	1	GII	R1	A1	

Apêndice R – Dados originais da lima Race® 1% - item Borda

1	1	1	0	1	1	1	1	GII	R1	A1	
1	1	0	1	1	1	1	1	GII	R1	A2	
1	0	0	0	0	1	1	1	GII	R1	A3	
0	0	1	0	0	0	1	1	GII	R1	B1	
1	1	0	0	1	1	1	1	GII	R1	B2	
1	1	0	0	0	0	1	0	GII	R1	B3	
0	0	1	0	0	1	0	1	GII	R1	C1	H1 - Hyflex 1%
1	1	1	1	1	1	1	1	GII	R1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
1	1	1	1	1	1	1	1	GII	R1	C3	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D1	R2 - Race 2,5%
1	0	1	1	1	1	0	0	GII	R1	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	1	1	0	1	0	1	1	GII	R1	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	1	0	0	0	0	1	0	GII	R1	E1	
0	1	1	0	0	0	0	0	GII	R1	E2	
0	1	0	1	0	0	1	1	GII	R1	E3	
0	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	F1	
1	2	0	1	1	1	1	1	GII	R1	F2	
1	1	0	1	1	1	1	1	GII	R1	F2	
P1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice S – Dados originais da lima Race[®] 1% - item Ranhura

1	1	1	1	1	1	1	1	GII	R1	A1	
1	1	1	1	1	0	1	1	GII	R1	A2	
1	1	1	1	1	1	2	2	GII	R1	A3	
2	1	0	1	1	1	1	1	GII	R1	B1	
1	1	0	1	1	1	2	1	GII	R1	B2	
1	1	1	1	1	0	1	0	GII	R1	B3	
1	0	1	1	1	1	1	1	GII	R1	C1	H1 - Hyflex 1%
1	1	1	1	1	1	1	1	GII	R1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
1	2	1	1	1	1	1	1	GII	R1	СЗ	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D1	R2 - Race 2,5%
1	1	1	1	1	1	0	1	GII	R1	D2	A, B e C = antes da corrosão
1	1	1	0	1	1	0	0	GII	R1	D3	D, E e F = depois da corrosão
1	0	0	1	1	1	1	1	GII	R1	E1	
1	0	0	1	0	1	1	1	GII	R1	E2	
1	1	0	1	1	1	1	1	GII	R1	E3	
1	1	1	1	1	1	1	1	GII	R1	F1	
1	1	1	1	1	0	0	0	GII	R1	F2	
1	1	1	1	1	1	1	1	GII	R1	F2	
P1	P2	P3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice T – Dados originais da lima Race[®] 1% - item Microcavidade

P 1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			
0	0	1	0	0	1	1	1	GII	R1	F2	
1	1	0	0	1	1	0	1	GII	R1	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	F1	
0	0	0	0	0	0	1	0	GII	R1	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	E2	
0	0	0	0	0	0	1	1	GII	R1	E1	
0	0	0	0	0	0	1	0	GII	R1	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D1	R2 - Race 2,5%
1	2	1	0	1	1	1	1	GII	R1	C3	R1 - Race 1%
0	1	1	1	1	1	1	1	GII	R1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	1	1	0	1	1	1	1	GII	R1	C1	H1 - Hyflex 1%
1	1	0	0	0	0	0	0	GII	R1	B3	
0	1	1	0	1	0	1	1	GII	R1	B2	
0	0	1	0	0	0	1	0	GII	R1	B1	
0	0	0	0	0	0	1	1	GII	R1	A3	
0	2	0	0	0	0	1	0	GII	R1	A2	
0	0	1	0	0	0	1	1	GII	R1	A1	

Apêndice U – Dados originais da lima Race[®] 1% - item Rebarba

0	0	1	0	0	0	1	1	GII	R1	A1	
0	0	1	0	0	1	1	1	GII	R1	A2	
2	0	1	1	1	1	1	1	GII	R1	A3	
0	0	1	0	0	1	1	1	GII	R1	B1	
1	0	2	0	0	1	1	1	GII	R1	B2	
0	0	2	0	0	0	1	0	GII	R1	B3	
0	0	1	0	0	1	0	1	GII	R1	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	1	1	1	GII	R1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	1	1	1	1	1	1	GII	R1	C3	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	1	1	GII	R1	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	1	0	0	0	1	0	GII	R1	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	1	0	0	1	1	1	GII	R1	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	1	0	0	0	1	1	GII	R1	E1	
0	1	1	0	0	1	0	0	GII	R1	E2	
0	0	1	0	0	1	1	1	GII	R1	E3	
0	2	1	1	1	1	1	1	GII	R1	F1	
1	2	2	1	2	1	1	1	GII	R1	F2	
1	2	2	0	2	1	2	2	GII	R1	F2	
P 1	P2	P3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice V – Dados originais da lima Race® 1% - item Material depositado
2	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	A1	
1	0	1	0	1	0	0	0	GII	R1	A2	
2	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	A3	
2	0	1	0	0	1	0	1	GII	R1	B1	
1	0	2	0	0	0	0	0	GII	R1	B2	
0	0	2	0	0	0	0	0	GII	R1	B3	
1	0	1	0	0	1	0	0	GII	R1	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
1	0	1	0	1	0	0	0	GII	R1	СЗ	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	D2	A, B e C = antes da corrosão
1	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	D3	D, E e F = depois da corrosão
2	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	E1	
0	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	E2	
1	0	1	0	1	0	0	0	GII	R1	E3	
0	0	1	0	0	0	0	0	GII	R1	F1	
0	0	2	0	0	0	0	0	GII	R1	F2	
1	0	2	0	0	0	0	0	GII	R1	F2	
P1	P 2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice W – Dados originais da lima Race® 1% - item Manchas

0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	A1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	A2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	A3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	B1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	B2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	B3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	C3	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	E2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	F1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	F2	
P1	P2	P 3	P 4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice X – Dados originais da lima Race[®] 1% - item Sulcos

0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	A1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	A2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	A3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	B1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	B2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	B3	
0	1	1	0	1	0	1	1	GII	R1	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	C3	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	E2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	F1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GII	R1	F2	
P 1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice Y – Dados originais da lima Race® 1% - item Filamentos

P 1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			
0	1	1	0	1	1	1	1	GI	R2	F2	
1	1	1	0	1	0	1	0	GI	R2	F2	
1	2	1	1	1	1	1	1	GI	R2	F1	
0	0	1	0	0	1	0	1	GI	R2	E3	
1	0	1	0	1	1	0	0	GI	R2	E2	
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	2	0	0	0	1	0	GI	R2	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	1	1	1	GI	R2	СЗ	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	1	0	0	1	0	1	GI	R2	B3	
1	2	1	0	1	1	0	0	GI	R2	B2	
1	1	1	0	1	1	1	1	GI	R2	B1	
0	1	0	0	0	0	1	1	GI	R2	A3	
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	A2	
0	1	0	0	0	1	1	1	GI	R2	A1	

Apêndice Z – Dados originais da lima $\text{Race}^{^{(\!\!\!\!\ B)}}$ 2,5% - item Borda

P1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			
0	0	1	0	0	0	1	0	GI	R2	F2	
1	1	0	1	1	1	1	1	GI	R2	F2	
1	1	1	1	1	1	1	1	GI	R2	F1	
0	0	1	1	1	1	0	1	GI	R2	E3	
0	0	0	1	0	1	0	0	GI	R2	E2	
1	0	0	0	0	1	0	1	GI	R2	E1	
0	0	0	0	0	1	0	0	GI	R2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	1	0	1	GI	R2	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	1	0	GI	R2	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	1	1	1	GI	R2	СЗ	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
1	0	0	0	0	1	1	1	GI	R2	C1	H1 - Hyflex 1%
1	0	0	1	0	1	1	1	GI	R2	B3	
1	1	1	1	1	1	1	1	GI	R2	B2	
1	2	1	1	1	1	1	1	GI	R2	B1	
0	1	0	1	1	1	1	1	GI	R2	A3	
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	A2	
0	0	0	0	0	0	1	1	GI	R2	A1	

Apêndice AA – Dados originais da lima $\text{Race}^{^{(\!\!\!R)}}$ 2,5% - item Ranhura

*P = Pós-Graduandos D = Docentes

ines

P1 I	1	2	2	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
P2	1	1	1	1	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
P3	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	0	1	0	0	0	1	1
P4	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1	1	1	1	0	0	1
MODA P	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
D1	1	1	1	0	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
D2	2	2	1	0	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	2	1	1	1
MODA D	2	1	1	0	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	2	1	1	1
Imagem do Grupo	GI	GI	GI	GI	GI	GI	GI	GI	GI	GI	GI	GI						
	R2	R2	R2	R2	R2	R2	R2	R2	R2	R2	R2	R2						
	F2	F2	F1	E3	E2	E1	D3	D2	D1	C3	C2	C1	B3	B2	B1	A3	A2	A1
							D, E e F = depois da corrosão	A, B e C = antes da corrosão	R2 - Race 2,5%	R1 - Race 1%	H2 - Hyflex 2,5%	H1 - Hyflex 1%						

Apêndice BB – Dados originais da lima $\operatorname{Race}^{\scriptscriptstyle (\!\!\!\!\!\!\!\!^{\mathrm{B}}\!\!\!\!\!)}$ 2,5% - item Microcavidade

P 1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			
1	2	1	0	1	1	1	1	GI	R2	F2	
1	1	1	0	1	1	1	1	GI	R2	F2	
1	2	0	0	0	1	1	1	GI	R2	F1	
1	0	1	0	1	1	1	1	GI	R2	E3	
1	1	1	0	1	0	1	1	GI	R2	E2	
1	1	0	1	1	1	1	1	GI	R2	E1	
0	0	0	0	0	0	1	0	GI	R2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	1	0	0	1	1	GI	R2	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	1	0	GI	R2	D1	R2 - Race 2,5%
0	1	0	0	0	1	1	1	GI	R2	СЗ	R1 - Race 1%
0	0	0	1	0	0	1	1	GI	R2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	B3	
1	2	1	1	1	1	1	1	GI	R2	B2	
1	1	1	1	1	1	1	1	GI	R2	B1	
0	0	1	0	0	0	1	0	GI	R2	A3	
1	1	1	1	1	1	1	1	GI	R2	A2	
0	0	0	0	0	0	1	1	GI	R2	A1	

0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	A1	
0	0	1	1	1	1	1	1	GI	R2	A2	
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	A3	
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	B1	
0	0	1	1	0	1	0	1	GI	R2	B2	
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	B3	
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	C1	H1 - Hyflex 1%
0	1	1	0	1	1	1	1	GI	R2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
1	1	1	0	1	1	1	1	GI	R2	СЗ	R1 - Race 1%
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	1	0	0	GI	R2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	E1	
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	E2	
0	0	1	1	1	1	1	1	GI	R2	E3	
0	0	1	0	0	1	1	1	GI	R2	F1	
0	0	1	1	0	1	1	1	GI	R2	F2	
1	0	1	0	1	1	1	1	GI	R2	F2	
P1	P 2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

1	0	1	0	1	0	0	0	GI	R2	A1	
1	0	1	0	0	1	0	1	GI	R2	A2	
1	0	1	0	1	1	0	0	GI	R2	A3	
1	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	B1	
0	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	B2	
1	0	1	0	1	0	0	0	GI	R2	B3	
1	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	C1	H1 - Hyflex 1%
1	0	1	0	1	0	0	0	GI	R2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
1	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	СЗ	R1 - Race 1%
0	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	E1	
0	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	E2	
0	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	E3	
1	0	1	0	1	0	0	0	GI	R2	F1	
2	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	F2	
2	0	1	0	0	0	0	0	GI	R2	F2	
P1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice EE – Dados originais da lima Race[®] 2,5% - item Manchas

0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	A1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	A2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	A3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	B1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	B2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	В3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	СЗ	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	1	0	1	GI	R2	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	E2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	F1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	F2	
P1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice FF – Dados originais da lima Race[®] 2,5% - item Sulcos

*P = Pós-Graduandos

D = Docentes

0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	A1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	A2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	A3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	B1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	B2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	B3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	C1	H1 - Hyflex 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	C2	H2 - Hyflex 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	СЗ	R1 - Race 1%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	D1	R2 - Race 2,5%
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	D2	A, B e C = antes da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	D3	D, E e F = depois da corrosão
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	E1	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	E2	
0	1	0	0	0	0	0	0	GI	R2	E3	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	F1	
0	0	0	2	0	0	2	0	GI	R2	F2	
0	0	0	0	0	0	0	0	GI	R2	F2	
P1	P2	P 3	P4	MODA P	D1	D2	MODA D	Imagem do Grupo			

Apêndice GG – Dados originais da lima $\text{Race}^{\text{\tiny (B)}}$ 2,5% - item Filamentos