COPPE/UFRJ

AVALIAÇÃO DE FIOS ORTODÔNTICOS RECOBERTOS: PROPRIEDADES MECÂNICAS E ESTUDO *EX VIVO*

Ana Maria Bezerra Bandeira

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientadores: Marysilvia Ferreira da Costa

Carlos Nelson Elias

Rio de Janeiro

Setembro de 2010

AVALIAÇÃO DE FIOS ORTODÔNTICOS RECOBERTOS:

PROPRIEDADES MECÂNICAS E ESTUDO *EX VIVO*

Ana Maria Bezerra Bandeira

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Examinada por:

_____

Profª Marysilvia Ferreira da Costa, D.Sc.

_____

Prof. Carlos Nelson Elias, D.Sc.

_____

Profª Ana Maria Bolognese, D.Sc.

_____

Prof. Célio Albano da Costa Neto, Ph.D.

_____

Prof. José Nelson Mucha, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

SETEMBRO DE 2010

Bandeira, Ana Maria Bezerra

Avaliação de Fios Ortodônticos Recobertos: Propriedades Mecânicas e Estudo *Ex Vivo*/Ana Maria Bezerra Bandeira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XXI, 135 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marysilvia Ferreira da Costa

Carlos Nelson Elias

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2010.

Referências Bibliográficas: p. 107-120.

1. Fios Ortodônticos. 2. NiTi. 3. Ex Vivo. I. Costa, Marysilvia Ferreira da *et al*. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. III. Titulo.

Em especial a querida Maria Leônia Amaro Bezerra,

mãe, amiga, companheira, meu porto seguro.

Meu apoio em todos os momentos de minha vida.

Seu estímulo e sua dedicação como mãe é inegavelmente exemplar.

A todos os meus familiares

que me apoiaram com palavras de otimismo,

as quais me impulsionaram a chegar até o fim deste curso.

AGRADECIMENTOS:

A Deus, por toda força que recebi para concluir mais uma etapa de minha vida profissional.

A minha orientadora Profª. Marysilvia Ferreira da Costa, por toda sua atenção, apoio, dedicação, comprometimento e as valiosas contribuições. Sempre esteve disposta a esclarecer as dúvidas, além de acreditar no sucesso deste trabalho.

Ao Prof. Carlos Nelson Elias (IME), profissional dedicado à pesquisa que aprendi a admirar. Seu apoio foi de grande importância para a realização desta tese.

Ao Prof. Célio Albano, que me acompanhou desde o mestrado, pelo seu apoio inicial o que determinou a concretização desta idéia.

À Profª. Márcia Pereira Alves dos Santos por toda sua dedicação e comprometimento. Sua conduta profissional é um exemplo a ser seguido. Agradeço imensamente seu apoio.

À Profª. Amal Elzubair pela ajuda fundamental na concretização das pesquisas em relação a caracterização dos fios recobertos no CBPF.

À Profª. Glória Dulce de Almeida, a qual foi a primeira pessoa da COPPE em que me espelhei e que me incentivou a continuar, apesar das dificuldades inerentes a um curso totalmente distinto da minha carreira odontológica.

Ao Prof. Tsuneharu Ogasawara “in memorian” por sua contribuição na minha formação acadêmica durante o período que cursei o mestrado e doutorado. Exemplo de profissional a ser seguido, altamente dedicado, responsável e comprometido com a ciência.

À Profª. Kátia Riera (IBEO), pelas suas sugestões e disponibilidade em esclarecer dúvidas e em ajudar em qualquer situação.

Ao Prof. Gino Pulitini (IBEO), que plantou a idéia inicial deste trabalho e sempre esteve pronto a orientar quando solicitado. Em sua mente não faltam idéias promissoras para trabalhos científicos.

À Profª. Marilena Pessoa, professora de português e inglês, pelos esclarecimentos e explicações. Uma pessoa maravilhosa e uma profissional exemplar, detalhista, e que tem amor ao seu trabalho.

A minha amiga Profª. Mônica Zacharias pelo apoio sempre presente durante os períodos de curso nas disciplinas. Foi muito importante seu apoio para concretização desta etapa da minha vida profissional.

A amiga de longa data, Gláucia Beatriz Nogueira, pelo auxílio nas correções dos textos em inglês, referentes aos trabalhos aqui desenvolvidos e apresentados em congressos.

Aos meus colegas de trabalho do Posto de Saúde Madre Teresa de Calcutá, do Hospital Municipal Nossa Senhora do Loreto e da unidade SESC Niterói.

A todos os funcionários do PEMM pela dedicação ao atender os alunos.

Aos fabricantes Morelli™, pelo apoio técnico e pela doação dos materiais utilizados na tese.

Em especial, ao Sr. Emanoel Ribeiro de Almeida e toda sua equipe da empresa Morelli, que não poupou esforços para atender as nossas solicitações.

E a todos que, direta e indiretamente, contribuíram de algum modo para a realização deste trabalho.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

AVALIAÇÃO DE FIOS ORTODÔNTICOS RECOBERTOS: PROPRIEDADES MECÂNICAS E ESTUDO *EX VIVO*

Ana Maria Bezerra Bandeira

Setembro/ 2010

Orientadores: Marysilvia Ferreira da Costa
Carlos Nelson Elias

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

Neste trabalho os fios de NiTi 0,014" e 0,016" recobertos (NiTi rec) foram caracterizados e avaliados após uso na cavidade bucal. O comportamento mecânico dos fios em atrito, flexão e tração, bem como sua resistência à degradação superficial por imersão em solução ácida e ciclagem térmica foram estudados. Os fios NiTi rec foram comparados com os fios NiTi e OPTIS™. No ensaio de atrito, os valores crescentes de força máxima foram: NiTi rec, NiTi rec imerso, NiTi rec ciclado e NiTi para o fio 0,014"; OPTIS ™, NiTi rec ciclado, NiTi rec, NiTi e NiTi rec imerso para o fio NiTi 0,016". No ensaio de flexão, a imersão e a ciclagem modificaram a resposta de força de descarregamento dos fios NiTi rec. A histerese em flexão e em tração apresentou valores contrários entre si. Em MEV, o fio NiTi rec apresentou morfologia homogênea. A ciclagem provocou trincas no revestimento do NiTi 0,016". Na DRX, identificaram-se picos cristalinos no NiTi rec, possivelmente relacionados aos elementos inorgânicos encontrados nos ensaios de EDS. Em relação ao uso clínico, houve degradação do recobrimento, porém estas alterações morfoestruturais foram imperceptíveis.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

EVALUATION OF COATED ORTHODONTIC WIRES:

MECHANICAL PROPERTIES AND EX VIVO STUDY

Ana Maria Bezerra Bandeira

September/2010

Advisors: Marysilvia Ferreira da Costa

Carlos Nelson Elias

Department: Metallurgical and Materials Engineering

In this work, 0.014-inch and 0.016-inch NiTi wires with coating (CNiTi) were characterized and evaluated after being used in the buccal cavity. Their mechanical behavior under friction, bending and traction as well as their resistance to superficial degradation due to immersion in acid solution and thermal cycling were studied. Coated NiTi wires were compared with NiTi and OPITIS™ wires. In the friction test, the increasing maximum force values were presented as follow: CNiTi, immersed CNiTi and cycled CNiTi for the 0.014-inch wires; OPTIS™, cycled CNiTi, CNiTi, NiTi and immersed CNiTi for the 0.016-inch wires. In the bending test, immersion and cycling modified the coated wires unloading force response. Hysteresis in bending and traction showed values against each other. In SEM, the coated wire was homogeneous. Cycling caused splits in the coating of 0.016-inch NiTi wire. In DRx, crystal peaks were detected in the CNiTi wire, possibly related to the inorganic elements found in the EDS tests. As to clinical use, there was coating degradation; however, such morphostructural alterations were imperceptible.

INDICE

1 INTRODUÇÃO: 1

2 OBJETIVOS: 3

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA: 4

3.1 Fios Ortodônticos: 4

3.1.1 Características da Liga NiTi : 8

3.1.2 Fios Ortodônticos Estéticos: 10

3.1.2.1 Fios Recobertos: 11

3.1.2.2 Fios Reforçados por Fibras (FRP): 13

3.2 Movimentação dentária ortodôntica: 15

3.3 Propriedades mecânicas dos fios ortodônticos: 16

3.3.1 Atrito: 16

3.3.2 Flexão: 22

4 MATERIAIS E MÉTODOS: 24

4.1 Caracterização dos Acessórios Ortodônticos: 24

4.2 Aplicação do Recobrimento: 25

4.3 Imersão em Solução Ácida: 26

4.4 Ciclagem Térmica: 26

4.5 Caracterização Física: 27

4.6 Caracterização Mecânica: 28

4.6.1 Atrito: 28

4.6.2 Flexão: 31

4.6.3 Tração – Histerese Mecânica: 32

4.7 Avaliação Clínica do Fio Recoberto: 33

4.8 Análise dos Resultados e Análise Estatística: 36

5 RESULTADOS: 39

5.1 Caracterização dos Acessórios Ortodônticos: 39

5.2 Avaliação da Espessura dos Fios Recobertos: 41

5.3 Imersão em Solução Ácida e Ciclagem Térmica: 41

5.4 Ensaios Físicos: 43

5.4.1 DSC: 43

5.4.2 Difração de Rx: 44

5.4.3 EDS: 45

5.5 Ensaios Mecânicos: 46

5.5.1 Atrito 46

5.5.2 Flexão: 50

5.5.3 Tração: 55

5.6 Avaliação dos Fios Recobertos NiTi 0,014" Usados Clinicamente: 58

5.6.1 Aferição do Diâmetro antes e depois do Uso Clínico: 58

5.6.2 Avaliação dos Hábitos Alimentares e de Higiene Bucal dos Pacientes: 59

5.6.3 Avaliação dos Fios Ortodônticos Clinicamente: 59

5.6.4 Avaliação em MEV depois do Uso Clínico: 61

5.7 Análise Estatística: 64

5.7.1 Imersão em Solução Ácida e Ciclagem Térmica: 64

5.7.2 Atrito: 64

5.7.2.1 Análise do Atrito para a Espessura 0,014": 65

5.7.2.2 Análise do Atrito para a Espessura 0,016": 66

5.7.2.3 Análise do Atrito para a Espessura 0,016" Incluindo OPTIS™: 68

5.7.3 Flexão: 69

5.7.3.1 Análise da Flexão para a Espessura 0,014": 71

5.7.3.2 Análise da Flexão para a Espessura 0,016": 72

5.7.3.3 Histerese em Flexão para Deformação 1,8mm: 73

5.7.3.4 Análise da Histerese em Flexão para a Espessura 0,014": 74

5.7.3.5 Análise da Histerese em Flexão para a Espessura 0,016": 75

5.7.4 Tração – Histerese Mecânica: 77

5.7.4.1 Análise de Tração para a espessura 0,014": 79

5.7.4.2 Análise de Tração para a espessura 0,016": 83

5.7.5 Fios Ortodônticos Recobertos Usados Clinicamente: 87

6 DISCUSSÃO: 88

6.1 Acessórios Ortodônticos Caracterizados: 88

6.2 Recobrimento dos Fios Estéticos: 89

6.3 Imersão em Solução Ácida e Ciclagem Térmica: 90

6.4 Avaliação dos Ensaios Físicos: 91

6.5 Avaliação dos Ensaios Mecânicos: 92

6.5.1 Atrito: 92

6.5.2 Flexão: 95

6.6 Avaliação do Atrito X Flexão: 97

6.7 Avaliação de Histerese em Flexão X Histerese em Tração: 99

6.8 Avaliação dos Fios Ortodônticos Recobertos Ex vivo: 100

7 CONCLUSÃO: 103

8 TRABALHOS APRESENTADOS: 105

8.1 Prêmios: 105

8.2 Painéis Científicos: 105

8.3 Aceite de Painel: 105

8.4 Artigo Científico: 105

9 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS: 106

10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS: 107

11 ANEXO I: 121

12 ANEXO II: 125

INDICE DE FIGURAS

Figura 1 – EMIC com dispositivo do ensaio de atrito. 30

Figura 2 – Posicionamento do *bracket* no cilindro giratório: vista frontal (a); vista lateral (b)..... 30

Figura 3 – Posicionamento do fio NiTi recoberto no *bracket*: vista frontal (a); vista lateral (b)..... 31

Figura 4 – Dispositivo do ensaio de flexão: posicionamento do fio NiTi (a), aplicação do carregamento (b e c). 32

Figura 5 – Dispositivo do ensaio de tração (a), vista aproximada do posicionamento do fio NiTi no sistema de garras(b e c). 33

Figura 6 – Micrografia obtida por MEV do *Bracket InVu* aumento 22X (a); região central do *slot* aumento 1000X (b). 39

Figura 7 – Micrografia obtida por MEV da ligadura TP, aumento 30 X (a) e 50 X (b).39

Figuras 8 - Micrografia obtida por MEV dos fios de NiTi com aumento de 200X (a);1000X (b). 40

Figura 9- Micrografia obtida por MEV dos fios de NiTi recoberto Morelli®, aumento de 200X (a);1000X (b). 40

Figura 10 - Micrografia do obtida por MEV do fio polimérico OPTIS™, aumento de 200X. 41

Figura 11 - Micrografias obtidas por MEV do fio NiTi 0, 014''rec, aumento 200X (a);1000X (b). 42

Figura 12 - Micrografias obtidas por MEV do fio NiTi 0, 016'' rec ciclado, aumento 200X (a); 200X (b);1000X (c)..... 42

Figura 13- DSC do fio ortodôntico NiTi, NiTi rec, NiTi -160, do pó da resina epoxídica e OPTIS™..... 43

Figura 14 - DSC da resina epoxídica em pó. 44

Figura 15 – Análise termogravimétrica da resina epoxídica em pó: (a) curva de perda de massa; (b) dm/dT. 44

Figura 16 - DRX dos fios ortodônticos: NiTi, NiTi rec, NiTi -160 e do pó da resina epoxídica. 45

Figura 17 – Espectrogramas (EDS) do pó da resina epoxídica aumento de 5000X. 46

Figura 18- Espectrogramas do ponto 1 da amostra do pó de resina epoxídica. 46

Figura 19 - Espectrogramas do ponto 2 da amostra do pó de resina epoxídica. 46

Figura 20 – Gráfico de barra das médias de força máxima de atrito (gf) e barra de erros para os fios NiTi 0,014" e 0,016" 48

Figura 21 – Gráfico de barra das médias de força máxima de atrito (gf) e barra de erros dos fios 0,016". 48

Figura 22 - Curvas representativas dos valores médios de força de atrito versus deslocamento para os fios de diâmetro de 0,014": NiTi (CP1), NiTi rec (CP2), NiTi rec ciclado (CP3), NiTi rec imerso (CP4). 49

Figura 23 – Curvas representativas dos valores médios de força de atrito versus deslocamento para os fios de diâmetro de 0,016": NiTi (CP1), NiTi rec (CP2), NiTi rec ciclado (CP3), NiTi rec imerso (CP4), OPTIS™ (CP5). 50

Figura 24 - Bracket InVu aumento 22x (a); 1000x (b) pós-ensaio de atrito (MEV). 50

Figura 25 - Valores médios das forças de descarregamento obtidas nos ensaios de flexão em gf para os fios NiTi 0,014'' 51

Figura 26 - Valores médios das forças de descarregamento obtidas nos ensaios de flexão em gf para os fios NiTi 0,016''. 53

Figura 27 – Valores médios de histerese em gf no ensaio de flexão para os fios NiTi 0,014" e 0,016''. 54

Figura 28 – Valores médios de histerese em gf no ensaio de flexão com fio NiTi 0,014" e 0,016'' relacionando os tratamentos dos fios. 55
Figura 29 - Gráfico de barras das médias das tensões de histerese mecânica. 56
Figura 30 - Gráfico de barras das médias de tensão em MPa dos platôs de tensões inferiores e superiores dos fios NiTi. 57
Figura 31-Fio ortodôntico recoberto antes do uso por 30 dias na cavidade oral (a e b). 60
Figura 32 – Fio ortodôntico recoberto antes (a) e depois (b) do uso na cavidade bucal. 60
Figura 33- Fio ortodôntico recoberto depois do uso na cavidade bucal: vista lateral direita (a), frontal (b), lateral esquerda (c)..... 60
Figura 34 – Fios ortodôntico depois do uso em cavidade bucal por 70 dias; vista lateral direita (a), frontal (b), lateral esquerda (c)..... 61
Figura 35- Micrografias obtidas por MEV das regiões com degradação do recobrimento do Fio NiTi rec após uso na cavidade bucal, aumento de 200X (a-f) 62
Figura 36 – Micrografias obtidas por MEV do Fio NiTi rec aumento 200X (a); 1000X (b). 62
Figura 37 - Micrografias obtidas por MEV do fio NiTi rec utilizado por 70 dias na cavidade bucal aumento 40X (a, b); 200X (c,d); 1000X (e, f). 63
Figura 38 – Gráfico dos efeitos das interações para o teste de atrito - força máxima (gf) versus diâmetro dos fios NiTi..... 65
Figura 39 - Gráfico dos efeitos de Interação – Flexão (matriz)..... 70
Figura 40 - Efeito de Interação – Histerese (gf) (Flexão)..... 74
Figura 41 - Gráfico dos efeitos de Interação – Histerese (tração). 78
Figura 42 - Gráfico dos efeitos de Interação – Platô Inferior. 78
Figura 43 - Gráfico dos e feitos de Interação – Platô Superior. 79

Figura 44 – Gráfico de barras relacionando Atrito e flexão em 2,0mm de deformação. 98
Figura 45 – Gráfico de barras relacionando os fios pelo diâmetro e ensaio mecânico. . 99
Figura 46 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados de força máxima de atrito para os fios ortodôntico sem o OPTIS ™. Valores observados, esperados e resíduos. 125
Figura 47 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados de força máxima de atrito para os fios ortodôntico 0,016" incluindo o OPTIS ™. Valores observados, esperados e resíduos. 127
Figura 48 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para deformação em 0,5mm – Valores observados, esperados e resíduos - teste de flexão. 128
Figura 49 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para deformação em 1,0mm – Valores observados, esperados e resíduos – teste de flexão..... 128
Figura 50 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para deformação em 2,0mm – Valores observados, esperados e resíduos- teste de flexão. 128
Figura 51 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para deformação em 3,0mm – Valores observados, esperados e resíduos- teste de flexão. 129
Figura 52 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para histerese em flexão – Valores observados, esperados e resíduos. 130
Figura 53 – Gráfico da normalização da distribuição dos dados para histerese em tração – Valores observados, esperados e resíduos. 132
Figura 54 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para Platô Inferior – Valores observados, esperados e resíduos - teste de tração..... 132
Figura 55 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados Platô Superior – Valores observados, esperados e resíduos - teste de tração. 132

Figura 56 – Gráfico da curva representativa dos valores de flexão em gf para os fios NiTi rec 0,016”. 135

Figura 57 - Gráfico da curva representativa dos valores de tração em MPa para os fios NiTi rec 0,016”. 135

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Fios ortodônticos utilizados nos testes laboratoriais e clínico. 24

Tabela 2 - Número de experimentos dos ensaios de atrito. 28

Tabela 3 - Número de experimentos dos ensaios de flexão e tração. 28

Tabela 4 -Questionário de Avaliação Sobre Hábitos Alimentares e Higiene Bucal. 34

Tabela 5 -Valores médios dos diâmetros (mm) dos fios de 0, 016" e 0,014" medidos em cinco regiões após aplicação do recobrimento. 41

Tabela 6 – Valores da força máxima (gf) obtidos no ensaio de atrito. 47

Tabela 7 - Tabela das médias das forças de descarregamento em gf dos fios 0,014" e 0,016" no teste de flexão para cada deformação em mm. 51

Tabela 8 – Valores médios de histerese no ensaio de flexão para deformação de 1,8mm. 54

Tabela 9 - Médias dos valores de tensão nos ensaios de tração nas ligas NiTi. 55

Tabela 10 – Valores dos diâmetros finais (mm) do NiTi rec 0,014" antes e depois do uso em cavidade bucal. 59

Tabela 11 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,014" – teste de atrito. 66

Tabela 12 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014"- teste de atrito. 66

Tabela 13 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016" – teste de atrito. 67

Tabela 14 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016" – teste de atrito. 67

Tabela 15 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016" com OPTIS™. 68

Tabela 16 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016” com OPTIS™. 69

Tabela 17 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,014” - teste de flexão. 71

Tabela 18 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014” - teste de flexão. 72

Tabela 19- Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016” - teste de flexão. 72

Tabela 20 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016” - teste de flexão. 73

Tabela 21 -Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,014” - Histerese em flexão. 74

Tabela 22 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014” – Histerese em flexão. 75

Tabela 23- Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016”-Histerese em flexão. 76

Tabela 24 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016” – Histerese em flexão. 76

Tabela 25 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,014” - teste de tração. 80

Tabela 26 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014” – Histerese Mecânica. 81

Tabela 27 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014” – Platô Inferior. 82

Tabela 28 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014” – Platô Superior. 83

Tabela 29 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016” - teste de tração. 84

Tabela 30 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016” – Histerese mecânica. 85

Tabela 31 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016” – Platô Inferior. 86

Tabela 32 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016” – Platô Superior. 86

Tabela 33: Variáveis no modelo Cox depois de uso clínico dos fios rec segundo grau de liberdade (GL), probabilidade (P), parâmetro estimado (PE), erro padrão (PE) risco relativo (RR) intervalo de confiança a 95%. 87

Tabela 34 - Estatística Descritiva dos fios ortodônticos 0,014” e 0,016” - teste de atrito. 125

Tabela 35 - Teste de Normalidade Jarque-Bera - teste de atrito. 125

Tabela 36 - Contraste de Levene - teste de atrito. 126

Tabela 37 - ANOVA *two-way* para os fios de 0,014” e 0,016” - teste de atrito..... 126

Tabela 38 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,014” – teste de atrito. 126

Tabela 39 - ANOVA one-way para a espessura de 0,016” – teste de atrito. 126

Tabela 40 - Teste de Normalidade Jarque-Bera para o tratamento OPTIS™ – teste de atrito. 126

Tabela 41 - Contraste de Levene incluindo OPTIS™ - teste de atrito. 127

Tabela 42 - ANOVA one-way para a espessura de 0,016” com OPTIS™ - teste de atrito 127

Tabela 43 -Teste de Normalidade Jarque-Bera – teste de flexão. 127

Tabela 44 - Contraste de Levene e teste M de Box - teste de flexão..... 129

Tabela 45 - Contrastes Multivariados- teste de flexão. 129

Tabela 46 - MANOVA para espessuras de fios ortodônticos de 0,014"e 0,016" - teste de flexão. 129

Tabela 47 - MANOVA para a espessura de 0,014" - teste de flexão. 130

Tabela 48 - MANOVA para a espessura de 0,016" - teste de flexão. 130

Tabela 49 - Teste de Normalidade Jarque-Bera – Histerese em flexão..... 130

Tabela 50 - Contraste de Levene - Histerese em flexão. 130

Tabela 51 - ANOVA *two-way* Histerese em flexão. 131

Tabela 52 - Contraste de Levene para a espessura de 0,014" – Histerese em flexão.. 131

Tabela 53 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,014" - Histerese em flexão. 131

Tabela 54 - Contraste de Levene para a espessura de 0,016" – Histerese em flexão.. 131

Tabela 55 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,016"- Histerese em flexão. 131

Tabela 56 - Teste de Normalidade Jarque-Bera - histerese em tração. 131

Tabela 57 - Contraste de Levene e teste M de Box para para os fios 0,014" e 0,016" - teste de tração. 133

Tabela 58 - Contrastes multivariados para os fios 0,014" e 0,016" - teste de tração.. 133

Tabela 59 - MANOVA para as espessuras 0,014" e 0,016" (efeitos inter-sujeitos) - teste de tração..... 133

Tabela 60 - Contraste de Levene para a espessura de 0,014"- teste de tração. 133

Tabela 61 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,014"- teste de tração. 134

Tabela 62 - Contraste de Levene para a espessura de 0,016" - teste de tração. 134

Tabela 63 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,016" - teste de tração. 134

1 INTRODUÇÃO:

A terapia ortodôntica tem dentre seus objetivos, o estabelecimento da harmonia esquelético-dento-mio-facial (PROFFIT, 2008) obtida pelo correto posicionamento das bases ósseas, dos elementos dentários, das articulações temporo-mandibulares e do equilíbrio miofuncional da face (KUSY, 1997; HUANG *et al.*, 2003).

A mecânica ortodôntica está baseada no princípio da acumulação de energia elástica e transformação desta energia em trabalho mecânico, por meio da movimentação dos dentes (REIS, 2001). Um ótimo controle do movimento dentário requer a aplicação de um sistema de forças específico, que é devidamente guiado por meio de acessórios, tais como os *brackets*, os ganchos, os arcos metálicos, as ligaduras, os fios ortodônticos entre outros (QUINTÃO & BRUNHARO, 2009).

Ao se considerar os fios ortodônticos, os diferentes tipos de ligas têm propriedades específicas cuja indicação estará diretamente relacionada às fases da terapia ortodôntica, o que de fato ratifica a necessidade de conciliar as propriedades e as características dos fios no momento da seleção do arco ortodôntico adequado (KUSY, 1997). Os fios ortodônticos atualmente empregados são classificados em quatro grupos básicos quanto ao material: o aço inoxidável; os de níquel-titânio (NiTi), com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre); os de beta-titânio e os estéticos de compósitos (QUINTÃO & BRUNHARO, 2009). Os mais utilizados são os fios metálicos que não mimetizam a cor dos dentes, sendo, portanto, considerados não estéticos. Todavia, a demanda crescente por estética tem estimulado o desenvolvimento de fios com essa característica (KUSY, 1997; HUANG *et al*., 2003), que, no entanto, enfrenta como desafio a preservação das características e das propriedades biomecânicas dos fios metálicos que são: a memória de forma, a baixa

rigidez, a formabilidade elevada, a biocompatibilidade, a baixa fricção superficial, soldabilidade e resiliência (KAPILA & SACHDEVA,1989; KUSY,1997; GURGEL *et al.*, 2001; HUANG *et al.*, 2003). Neste sentido, a literatura consultada aponta para pesquisas que avaliam tanto o desenvolvimento e a aplicabilidade dos fios estéticos a partir da matriz polimérica reforçada por fibra (ZUFALL *et al.*,1998; IMAI *et al.*,1998) quanto o desenvolvimento e a aplicabilidade dos fios metálicos recobertos por polímeros (HUSMANN *et al.*,2002).

Não existem evidências científicas a respeito dos benefícios do emprego destes fios estéticos sobre fios metálicos durante a terapia ortodôntica. Sendo assim, este trabalho tem a sua relevância uma vez que visa preencher esta lacuna no tocante a produção do conhecimento, pois objetiva avaliar propriedades mecânicas de fios estéticos, particularmente dos fios metálicos recobertos por polímeros, e ainda, avaliar o seu desempenho quando submetido às condições bucais por meio de um ensaio clínico aleatório.

2 OBJETIVOS:

O *objetivo geral* deste trabalho foi produzir um fio ortodôntico estético recoberto e verificar, por meio de testes mecânicos, a viabilidade de seu uso no tratamento ortodôntico, comparando com grupo controle de fios metálicos e eventualmente com fios poliméricos.

Os *objetivos específicos* foram:

- obter um fio com características estéticas resistentes à degradação superficial com recobrimento e espessura homogênea sem induzir alteração de suas propriedades mecânicas;
- condicionar os fios NiTi recobertos por imersão em solução ácida, ciclagem térmica e verificar o comportamento dos fios, condicionados ou não, perante os ensaios de atrito, flexão e tração;
- avaliar se o processo de aplicação do recobrimento interfere nas propriedades da liga NiTi ;
- avaliar a integridade do recobrimento quando submetido às condições bucais utilizando-o em pacientes.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA:

3.1 Fios Ortodônticos:

Dada a variedade de fios ortodônticos disponíveis no mercado, o conhecimento de suas propriedades mecânicas, aliado à fase em que o tratamento ortodôntico se encontra, facilita a escolha para a sua indicação. A evolução tecnológica da manufatura dos fios e a elaboração de novas técnicas ortodônticas primam por melhorar a qualidade das ligas, a fim de torná-los biologicamente mais compatíveis no que diz respeito aos dentes e aos tecidos de suporte (QUINTÃO & BRUNHARO, 2009).

Na realidade, várias propriedades e diferentes características são consideradas na escolha do arco ortodôntico apropriado. Entre elas estão: a memória de forma, a baixa rigidez, a formabilidade elevada, a biocompatibilidade, a fricção superficial baixa, a soldabilidade, a resiliência e a estética, detalhadamente descritas a seguir; porém nenhum fio ortodôntico possui todas as características simultaneamente de forma satisfatória (KUSY, 1997).

A memória de forma (efeito mola) é a capacidade do fio retornar a sua forma e estrutura original. Quando isso ocorre, o fio libera a energia (carga) acumulada. Esse conceito confunde-se com a superelasticidade, pois as mudanças drásticas de forma e estrutura que ocorrem nos fios com esta característica, resultam em maiores amplitudes de deformação e subsequente retorno à forma e estrutura original. Tal propriedade, portanto, apresenta-se mais evidente nos fios de NiTi, que sofrem a transformação martensítica (REIS, 2001).

Em relação à rigidez, pode ser dito que um fio com alto módulo de elasticidade (E) acumula maior força para cada milímetro de ativação, ou seja, será um material com maior rigidez. Clinicamente, representa a magnitude da força necessária para se fletir ou

dobrar o fio. A rigidez elevada do fio ortodôntico não é uma característica interessante para as fases iniciais do tratamento ortodôntico. Por essa razão, a redução das dimensões dos fios torna-se fundamental para diminuir sua rigidez. Por isso para o tratamento convencional com fios de aço existe uma sequência de fios que aumenta seu diâmetro progressivamente (.012",.014", .016", .018", .020", .019"x.025", .021"x .025"), para que, enquanto os dentes apresentem-se muito desalinhados, o fio possa ser defletido mais, com baixa liberação de força e sem sofrer uma deformação permanente. A capacidade de deflexão também pode ser alterada aumentando-se à distância inter-*brackets* pela inclusão de alças de nivelamento no fio ortodôntico, ou diminuindo o tamanho mesiodistal dos *brackets* (KAPILA & SACHDEVA,1989; GURGEL *et al.*, 2001). Entretanto, fios mais rígidos (com maior módulo de elasticidade) devem ser utilizados durante a fase de finalização do tratamento ortodôntico, a fim de conter os movimentos obtidos em fases anteriores do tratamento (QUINTÃO & BRUNHARO, 2009).

A biocompatibilidade pode ser definida como a capacidade dos materiais em não se decompor sob condições ambientais próprias do corpo humano, assegurando suas propriedades mecânicas por longos períodos de tempo após a fabricação. Também significa que os materiais não liberam íons, ou que o fazem dentro de limites aceitáveis pelo corpo e que não geram respostas alérgicas pelo paciente (QUINTÃO, 2000; (QUINTÃO & BRUNHARO, 2009). Pelo fato de os fios ortodônticos permanecerem tão próximos à mucosa na cavidade bucal por períodos de tempo muitas vezes longos, eles precisam ser resistentes à corrosão, não devem permitir a liberação de íons na cavidade bucal e nem gerar respostas alérgicas. Isso traduz a importância da biocompatibilidade dos materiais com os tecidos bucais (KAPILA & SACHDEVA, 1989; MENEZES *et al.*, 2007).

O atrito, ou resistência à fricção, refere-se à resistência da superfície de um material em movimentar-se sobre uma outra superfície. Na ortodontia, o atrito ocorre entre o fio ortodôntico, o encaixe (*slot*) do acessório (*bracket* ou tubo) e o amarrilho. O atrito pode ser estático (a menor força necessária para começar o movimento de objetos sólidos em contato que estavam previamente em repouso) ou cinético (força que resiste ao movimento de um objeto sólido em contato com outro a uma velocidade constante). Obviamente nas mecânicas de deslize, deseja-se um baixo nível de atrito (FRANK & NIKOLAI, 1980; KAPILA & SACHDEVA, 1989 ; BURSTONE *et al*., 1995; KAPILA *et al*., 1990; PROSOSKI *et al.*, 1991; OMANA *et al.*, 1992; GURGEL *et al*., 2001). Existem situações em que o atrito entre o fio e os acessórios se torna tão elevado, que o dente é impedido de se movimentar pelo próprio fio. Nessa situação, o acessório, que normalmente é o *bracket* pode não resistir ao aumento da força e se descolar do elemento dentário (KAPILA & SACHDEVA, 1989).

A plasticidade é a capacidade da liga deformar-se no regime plástico, sem sofrer fratura, permitindo o uso de suas propriedades quando submetido a uma deflexão subseqüente (uso clínico) (KAPILA & SACHDEVA,1989; PHILLIP apud GURGEL *et al.*, 2001). Está diretamente relacionada à ductilidade, que é a propriedade do material em sofrer deformação plástica em uma única direção, absorvendo grande quantidade de energia antes da ruptura (REIS, 2001).

A soldabilidade é a capacidade do material ser unido pelo processo de soldagem com ou sem adição de material de união. O fio de aço, por exemplo, apresenta ótima soldabilidade tanto para solda de prata como para a elétrica. Já o titânio-molibdênio somente pode ser unido com solda elétrica, enquanto o NiTi não aceita união por soldagem (NELSON *et al.*, 1987; KAPILA & SACHDEVA,1989; GURGEL *et al*,

2001). No caso dos fios ortodônticos pode ser vantajoso dispor dessa propriedade a fim de que se implementem modificações no sistema de forças (REIS, 2001).

A resiliência pode ser definida como a quantidade de energia acumulada pelo material na região elástica. Tal energia pode ser calculada pela área sob a curva na região de regime elástico no gráfico tensão-deformação. Um fio muito resiliente apresenta uma fase elástica longa, portanto pode ser defletido mas sem que sofra uma dobra permanente, tornando-se atrativo para ser usado no tratamento ortodôntico (KAPILA & SACHDEVA,1989; GURGEL *et al.*, 2001). A resiliência representa a energia elástica que se converte em trabalho durante a deformação. Fios com alta resiliência exercem maior trabalho durante a desativação (REIS, 2001). A resiliência pode representar o trabalho armazenado disponível no fio para mover os dentes durante a desativação (QUINTÃO & BRUNHARO, 2009).

Um fio ortodôntico trabalha pelo acúmulo de energia elástica. Assim como uma mola deflectida, o fio libera sua energia à medida que é desativado, transformando-a em trabalho para movimentar o dente. Enquanto o dente se move e a deflexão diminui, a força exercida pelo fio diminui acompanhando a curva de desativação do material. É importante notar que se presume que o fio trabalhe todo o tempo dentro de seu limite elástico (REIS, 2001).

É imprescindível aos ortodontistas o conhecimento das propriedades mecânicas e da composição dos fios, a fim de que possam fazer a melhor escolha para o seu uso clínico. Uma das propriedades mecânicas importantes é o atrito que as ligas dos fios ortodônticos provocam no sistema de deslizamento (QUINTÃO & BRUNHARO, 2009). Entretanto, outras propriedades mecânicas como flexão, tração, histerese também são importantes para identificar as qualidades e as aplicações clínicas específicas dos fios nas terapias ortodônticas.

3.1.1 Características da Liga NiTi :

As ligas de NiTi têm sido muito usadas devido as suas propriedades, principalmente a memória de forma. A liga de NiTi pode ser dividida em três tipos: convencional, superelástica e termoelástica. A liga superelástica possui maior recuperação elástica e menor rigidez do que a de NiTi convencional de mesma secção transversal, além de menor deformação permanente após flexão. Entretanto, as ligas termoelásticas possuem, além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, a característica adicional de ativação pela temperatura bucal (QUINTÃO & BRUNHARO, 2009).

A mudança de fase de austenítica para martensítica, que ocorre na estrutura cristalina (transformação martensítica), é importante e ocorre devido às variações na temperatura e/ou tensão a que a liga está submetida. Isso determina os fenômenos da memória de forma e a superelasticidade das ligas NiTi (THAYER. *et al.*, 1995; BRADLEY *et al.*, 1996; TOBUSHI *et al.,* 1998; WOLONS e*t al.*,1998).

A liga de NiTi possui uma estrutura cristalográfica e a transformação de fase típica que conferem particularidades mecânicas importantes para o uso ortodôntico. Para esta liga, é a rede cristalina de forma cúbica de corpo centrado (CCC) ou fase austenítica que compreende a forma mais rígida da liga de NiTi. A estrutura cristalina hexagonal compacta (HC) representa a forma menos rígida da liga de NiTi, denominada de fase martensítica (GURGEL, 2001). Dependendo do processo de fabricação dos fios NiTi, haverá um ou outro tipo de estrutura. Se o fio for trabalhado a frio, formará uma liga de NiTi martensítica estável. Esse fio não apresentará capacidade de mudança de estrutura cristalina (transformação martensítica) e apresentará um comportamento semelhante aos fios trançados com pequena dimensão de aço inoxidável. Quando os fios de NiTi são submetidos a um processo de fabricação sob altas temperaturas, uma propriedade

peculiar é incorporada. O fio NiTi apresenta a fase austenítica à temperatura ambiente com capacidade de transformação martensítica. Em função da composição química, a liga NiTi a baixa temperatura possui estrutura martensítica e com o aumento da temperatura ocorre a transformação progressiva para a fase austenítica. Esta transformação decorre de uma modificação da configuração cristalográfica, de estrutura HC para CCC em decorrência da alteração de temperatura. Para os fios de NiTi termoativados, o intervalo de transformação térmica (ITT) deve encontrar-se próximo à temperatura corpórea (36^{o}C), para induzir maior ou menor tensão ao movimento dentário (GURGEL *et al.*, 2001).

A aplicação de uma tensão também induz a transformação de fase. Tal forma particular de atingir a fase martensítica denomina-se transformação martensítica induzida por tensão. Na liga austenítica ativa, ambas as fases - martensítica e austenítica- desempenham um importante papel durante sua deformação mecânica. Assim, sob carga, a liga austenítica ativa, apresenta uma rigidez que produz uma força por ativação três vezes maior que a força da ativação da liga martensítica convencional (KUSY *et al.*, 1990). A estrutura CCC (fase austenítica), em vez de atingir o regime plástico, inicia o processo de transformação de fase, prolongando a capacidade elástica desse material. Ao final da transformação, a liga se encontra completamente na fase martensítica (HC); portanto, em seu estado menos rígido. A transformação martensítica sofre reversão do processo com a redução da tensão, partindo da conformação HC para CCC e devolvendo maior rigidez ao fio, característica mecânica típica do NiTi em fase austenítica (MIURA,1986 apud GURGEL *et al.*, 2001; KHIER, 1991 apud GURGEL *et al.*, 2001; SANTORO, 2000; GURGEL *et al.*, 2001).

O processo de transformação e reversão, combinando tensão e temperatura confere ao fio o efeito memória de forma (EMF), propriamente dito. As ligas de NiTi

que apresentam o EMF ao serem deformadas sofrem transformação austenita-martensita. Durante o descarregamento a estrutura cristalina permanece martensítica e a liga apresenta deformação. Com o aquecimento há reversão de transformação de martensita para austenita e o material obtém a forma original. No superelástico a reversão é espontânea no descarregamento. A temperatura de trabalho é maior que a temperatura necessária para reversão. Portanto, a superelasticidade refere-se à habilidade do material de retornar a sua forma e estrutura original após ser deformado. Atualmente encontram-se disponíveis ligas de NiTi estáveis e ativas. Esses dois grupos distinguem-se por possuírem características importantes para o uso na ortodontia (MIURA,1986 apud GURGEL *et al.*, 2001; KHIER, 1991 apud GURGEL *et al.*, 2001; SANTORO & BESHERS, 2000; GURGEL *et al.*, 2001).

3.1.2 Fios Ortodônticos Estéticos:

Muitos esforços têm sido conduzidos para desenvolver fios ortodônticos usando materiais que mimetizam a cor dos dentes em função de uma crescente demanda por estética, haja vista que a maioria dos acessórios da aparatologia ortodôntica fixa é metálico e na cor prata (RUSSELL, 2005). No entanto, a manufatura desses fios ainda precisa ser melhor desenvolvida. Acrescenta-se que ainda há limitações para a sua indicação, sobretudo no que tange às suas propriedades biomecânicas durante a mecânica de deslizamento ortodôntica.

Determinados fatores influenciam nas propriedades mecânicas dos fios ortodônticos, principalmente na mecânica de deslizamento. Eles dependem basicamente das características, da forma e natureza dos *brackets*; das características inerentes ao fio e ao tipo de ligadura, e, finalmente, do meio ambiente bucal, uma vez que não só o biofilme dental mas também a presença de saliva podem levar a corrosão e influenciar a

intensidade da força ortodôntica e, conseqüentemente, a movimentação dental (ANGOLKAR *et al*., 1990; SAUNDERS & KUSY, 1994; VAUGHAN *et al*., 1995; OGATA *et al*., 1996; ELIADES *et al.*, 2000; HUSMANN *et al*., 2002). Segundo HUSMANN *et al*. (2002), o recobrimento ou o refinamento da superfície do fio traz como vantagens não só a modificação da superfície para otimizar a estética, como também a diminuição do atrito, além da redução da corrosão, o que aumenta a durabilidade mecânica destes fios.

Os fios estéticos podem ser obtidos pela aplicação de recobrimento polimérico sobre os fios metálicos ou como fios extrusados obtidos a partir de matrizes poliméricas reforçadas por fibras (QUINTÃO & BRUNHARO, 2009).

3.1.2.1 Fios Recobertos:

Os fios recobertos formam um grupo de fios inovadores que são utilizados para favorecer a estética e, concomitantemente, reduzir a força de atrito que ocorre no deslocamento do fio no *slot* do *bracket*. Porém, existem controvérsias em relação à diminuição da força de atrito. HUSMANN *et al.* (2002) avaliaram as propriedades de deslizamento e aderência do revestimento dos arcos e descobriram que o revestimento polimérico diminuiu o atrito entre arcos e *brackets*. Os fios recobertos com *Teflon*® ou polietileno aplicado por implantação iônica reduziriam o coeficiente de atrito em relação aos fios não recobertos do mesmo fabricante (HUSMANN *et al.,* 2002). A taxa de redução da força de atrito dos fios recobertos com *Teflon*® ou polietileno variou de 48,3 % a 6,1%, e com *Teflon*® a diminuição foi de menos de 10 % em alguns casos (HUSMANN *et al.,* 2002). Segundo pesquisas realizadas por CLOCHERET *et al.* (2004), o fio recoberto por resina epoxídica apresentou menor valor de coeficiente de fricção (COF) e concluiu o que o recobrimento pode ter sido responsável por esta diminuição. No entanto, segundo PROFFIT (2000) o recobrimento desses tipos de fios

tem a durabilidade reduzida. Além disso, segundo alguns autores, esses arcos revestidos, mudam de cor com o tempo e o revestimento apresenta trincas durante a sua utilização na boca, expondo o metal base (POSTLETHWAITE, 1992; LOPES *et al*., 1994; KUSY, 1997; CLOCHERET *et al.*, 2004).

Outros resultados, mostram um efeito adverso do recobrimento sobre as forças de fricção. Em relação à mecânica de deslize nos fios recobertos, segundo BRUSHAN (1995,1999), os fios de aço inoxidável recobertos produziriam mais fricção em comparação aos fios sem recobrimento. Isso pode ser justificado uma vez que a partir do contato entre duas superfícies onde uma delas tem um recobrimento, três parâmetros são importantes: a relação de dureza entre recobrimento e *bracket*, a espessura do recobrimento e sua rugosidade da superfície. A existência efetiva de um recobrimento macio e espesso sobre uma superfície dura normalmente aumenta a fricção devido à deformação plástica ou elástica do filme e pelo aumento da área de contato entre as superfícies onde ocorre a força cisalhante. Quando a rugosidade do deslizador é maior que a espessura do recobrimento, pode haver penetração no recobrimento e a fricção ser aumentada. O arrancamento do recobrimento e acúmulo deste na superfície pode levar a um aumento da força necessária para que ocorra o deslizamento, aumentando a resistência e a força de atrito (SHERBINEY & HALLING, 1977; SHEBINEY & SALEM, 1986; WAHL *et al.*, 1998; HALLING & SHEBINEY, 1978; SHERBINEY, 1984). Além disso, a camada de recobrimento pode apresentar rugosidades superficiais, limitando a capacidade de deslizamento do fio ortodôntico no *slot* do *bracket.* A rugosidade do recobrimento aumenta após o uso dos fios em cavidade bucal (BANDEIRA, 2004; ELAYYAN *et al.*, 2008; RAMAKRISHNA, 2010). Outra possibilidade de alteração da rugosidade superficial dos fios recobertos se dá pela

presença de ondulações na superfície devido ao aparecimento de bolhas internas no material de recobrimento ou por problemas de adesão (BANDEIRA, 2004).

Outro fator que deve ser considerado é o diâmetro final do fio que recebe o recobrimento, uma vez que interfere no atrito do sistema de deslize *bracket*-fio-ligadura. BANDEIRA (2004) estudou o comportamento de dois fios NiTi recobertos com resina epoxídica em relação aos ensaios de atrito, um fio desenvolvido em conjunto com a Morelli® e o outro da marca GAC™. Nesse estudo, verificou que a espessura do recobrimento NiTi Morelli® era da ordem de 50% maior em relação ao outro, alterando assim o diâmetro final do fio ortodôntico. Os fios recobertos da GAC™ apresentaram forças de atrito menores do que os fios recobertos Morelli® (BANDEIRA, 2004).

3.1.2.2 Fios Reforçados por Fibras (FRP):

Segundo a literatura (ZUFALL *et al.*,1998; IMAI *et al.*,1998; RAMAKRISHNA, 2010), os fios estéticos reforçados por fibras (FRP) são obtidos pela técnica de pultrusão. Em função do processo de fabricação, o conteúdo de fibras que compõe a estrutura do fio influencia na variabilidade da resistência e da rigidez.

É reconhecido que há a possibilidade de desenvolvimento de um fio ortodôntico usando fibras contínuas e matriz polimérica (ZUFALL *et al.*,1998; IMAI *et al.*,1998) e suas propriedades mecânicas dependem do tipo de fibra escolhida, além do seu padrão de arranjo. Há duas possibilidades de confeccionar o FRP: uma por meio da utilização de uma fibra única de diâmetro grande; e a outra seria por meio de múltiplas fibras finas distribuídas em uma secção transversal. A simples mudança do diâmetro da fibra e do número de filamentos determinam alterações na rigidez do fio ortodôntico produzido (ZUFALL *et al.*,1998; IMAI *et al.*,1998). YAMAGATA *et al.* (1995) e IMAI *et al.* (1998) relataram que o módulo de elasticidade e o limite elástico dos protótipos de FRP estariam relacionados à porcentagem de fibra de vidro presente nessas ligas. Os autores

afirmaram que, quando presentes na proporção de 30%, tais fios possuíam módulo de elasticidade e recuperação elástica semelhantes aos fios de NiTi e, quando presentes na proporção de 60%, tais propriedades mecânicas assemelhavam-se mais com as dos fios de cobalto-cromo. Todavia, tais fios não foram produzidos comercialmente. Desta forma, existem poucas evidências que comprovem que o uso desses fios seja realmente vantajoso e eficaz para a mecânica de deslizamento que ocorre durante o tratamento clínico ortodôntico, bem como o seu comportamento perante os ensaios mecânicos como o de flexão.

Entretanto, esses fios são retos, sem forma de parábola, o que limita a sua utilização. Por isso, outras técnicas buscando a confecção de um curvado, têm sido desenvolvidas (HUANG *et al.*, 2003).

Em relação às propriedades mecânicas, de acordo com IMAI *et al.* (1998) e GURGEL *et al.* (2001), o fio FRP apresenta boa recuperação elástica depois de testes de flexão, com resultados similares aos encontrados para fios de NiTi, apresentando também baixo coeficiente de atrito. Entretanto, propriedades como a plasticidade e soldabilidade são desconhecidas (IMAI *et al.*, 1998; GURGEL *et al.*,2001).

Apesar de mimetizarem a coloração dos dentes, os fios de FRP - como Optiflex® (Ormco/Sybron), por exemplo - são susceptíveis à fratura em função da absorção de água pela matriz polimérica (IMAI *et al.*, 1999; GURGEL *et al.*, 2001). Na tentativa de superar tal limitação, o fio pré-contornado OPTIS® foi obtido a partir de um composto de polímero reforçado com fibra. Segundo o fabricante, ele apresenta as seguintes características: fios pré-contornados translúcidos, impermeáveis, resistentes a manchas, indicado a pacientes que apresentem reações alérgicas adversas em relação aos fios metálicos convencionais, elasticidade e manutenção do formato, excelente mecanismo de deslize (_____;2008) (http://www.dentalpress.com.br/ acesso 04/05/2009).

3.2 Movimentação dentária ortodôntica:

A movimentação dentária induzida advém de um processo biológico múltiplo caracterizado por reações seqüenciais do tecido periodontal (gengiva, ligamento e osso alveolar) em resposta às forças biomecânicas (MELSEN,1999; VON BOHL, 2004; RYO *et al*, 2007). As modificações teciduais induzidas estão relacionadas à sua remodelação por ativação da reabsorção óssea alveolar no lado de pressão e consequente aposição óssea no lado de tração (MELSEN, 1999; VON BOHL *et al.*, 2004; RYO *et al*, 2007). Os estímulos gerados em resposta às tensões criadas durante a movimentação dentária provocam alterações teciduais que em conjunto com a ativação dos mediadores químicos, resultam em nova condição homeostática do periodonto, que são: hialinização, remodelação e reabsorção. Essa remodelação depende do recrutamento de osteoclastos (células responsáveis pela reabsorção da matriz óssea) e osteoblastos (células responsáveis pela neoformação óssea) (MELSEN,1999;VON BOHL *et al.*, 2004; RYO *et al.*, 2007). No entanto, se o fenômeno da hialinização ocorrer, haverá limitação do movimento dentário, pois ela inibe o recrutamento de osteoclastos e induz fortemente a reabsorção degenerativa, principalmente quando se aplica força excessiva ao tecido periodontal. Desta forma, o ideal seria obter a movimentação dentária por meio de forças leves e gradualmente crescentes e assim, segundo RYO *et al.* (2007), haveria maior recrutamento de osteoclastos, menos hialinizações e consequentemente, o movimento dentário ocorreria de forma mais efetiva (MELSEN,1999; VON BOHL *et al.*, 2004; RYO *et al.*, 2007). SCHWARTZ (1932) propôs que as forças ortodônticas não deveriam exceder a pressão sanguínea capilar no ligamento periodontal, que seria em torno de 20 a 26 g/cm^2, que corresponde

de 15 a 20 mmHg. Excedendo essa força, o efeito biológico seria a reabsorção da raiz dentária, podendo provocar necrose nos tecidos ósseos vizinhos.

A força mais adequada para o tratamento ortodôntico é aquela que produz movimento do dente no menor espaço de tempo sem danificar o tecido periodontal (ROCK & WILSON, 1988). Embora a definição seja clara, não existe conformidade na literatura em torno do valor ideal dessa força e qual o seu limite máximo e mínimo. Algumas evidências apontam para 70 gf como um valor que não deve ser excedido para pré-molares e incisivos, enquanto 17gf seria a menor força capaz de mover um dente. Outros trabalhos, entretanto, apóiam o uso de forças maiores, de 150-200 gf para a retração de caninos e 300-500 gf para movimento dos molares. Apesar dessas variações, todos os autores são unânimes em afirmar que forças suaves e constantes são preferíveis às forças elevadas e bruscas (WALTERS *et al*., 1975), embora, mais uma vez, a própria definição de forças "suaves" e "pesadas" ainda seja discutível (NAKANO *et al*., 1999).

Não é fácil determinar qual é a força ideal para a movimentação de um dente, pois muitos fatores estão envolvidos, tais como: o tipo de força - se contínua ou intermitente; a área radicular do dente a ser movimentado e a própria variação biológica individual dos pacientes. De qualquer forma, durante a aplicação de uma força deve-se buscar sempre o maior movimento dentário, com o menor prejuízo para os tecidos de suporte, e o maior conforto para o paciente (PROFFIT,1999).

3.3 Propriedades mecânicas dos fios ortodônticos:

3.3.1 Atrito:

Na maioria das vezes, nas mecânicas de deslize deseja-se um baixo nível de atrito (KAPILA *et al.*, 1990; BURSTONE *et al.*, 1995). Em ortodontia, a movimentação dentária depende mais do atrito estático do que do atrito dinâmico (OMANA *et al*,

1992), uma vez que é ultrapassando esse atrito inicial é que se tem o início do movimento. A alta resistência à fricção nos aparelhos ortodônticos fixos é indesejável pela maioria dos clínicos, visto que essa resistência é considerada como impedimento para a movimentação dentária. STOREY e SMITH (1952) desenvolveram o conceito de força ótima requerida para obter o máximo movimento dentário que acontece devido à reabsorção óssea causada por essa força. Tal pressão determina a redução do suprimento sanguíneo, o que ocasiona a morte celular e, consequentemente, a reabsorção óssea da região entre o osso e a membrana periodontal, onde está a pressão. QUINN e YOSHIKAWA (1985) concluíram que a taxa de movimento aumenta até certo ponto e, doravante, o aumento da força não resultará mais em nenhuma modificação na movimentação dentária, pois a taxa de reabsorção decresce (STOREY & SMITH, 1852). Os ortodontistas precisam saber o nível da força necessária para superar a fricção e produzir uma resposta biológica ótima durante a movimentação dentária (ANGOLKAR *et al*, 1990). Para superar essa fricção, os ortodontistas devem considerar os tipos de materiais envolvidos na formação do sistema de deslizamento *bracket*-fio-ligadura, uma vez que eles influenciam na força de atrito.

O atrito é um parâmetro que deve ser considerado quando o movimento dentário é desejado. Minimizando a força de fricção que se opõe à iniciação e manutenção do movimento dentário, a mecânica de movimento poderá ser mais eficiente (SAUNDERS & KUSY, 1994).

A força de atrito (F) é inerente ao sistema de deslizamento e influencia a taxa de movimentação ortodôntica (TAYLOR & ISON, 1996). Ela é diretamente relacionada à força normal (N). Esta é perpendicular à direção do deslizamento e é aplicada, no caso dos arcos ortodônticos, através do uso das ligaduras elásticas ou metálicas que prendem os arcos ao *slot* do *bracket* (CLOCHERET *et al.*, 2004). A própria força aplicada pelo

profissional na amarração do fio ao *bracket* modifica a força de atrito, alternando o modo de transmissão da energia elástica do fio aos dentes. O modo de amarração do fio altera a força de compressão do fio ao *bracket* alterando assim, a força normal (N). Na movimentação ortodôntica, o atrito entre o fio e o *bracket* ou entre o fio e o amarrilho dissipa parte da energia de ativação do aparelho, reduzindo a sua eficiência na movimentação dentária (ELIAS & LOPES, 2007).

A maioria dos estudos sobre as forças de fricção nos sistemas ortodônticos é baseado em condições que utilizam o deslizamento unidirecional, (VAUGHAN *et al*, 1995; YAMAGUCHI *et al*,1996) ou seja utilizam um fio reto passando pelo *slot* do *bracket*. Entretanto, o ambiente bucal é dinâmico e os estudos de resistência à fricção dos arcos ortodônticos deveriam simular a dinâmica da cavidade bucal. Muitos autores alegam que essa metodologia não simula a realidade clínica. São várias as funções orais que podem interferir no atrito, tais como: mastigação, deglutição, fala, assim como o contato dos tecidos nos acessórios do aparelho ortodôntico. Em situações onde é realizada a movimentação de caninos em um movimento de retração, o fio é constrito pelas extremidades posterior e anterior do arco dentário. Essa relativa constrição afeta a mecânica de deslizamento entre a interface arco*/bracket* e consequentemente pode influenciar os valores da fricção (BRAUN *et al.*, 1999; WILLEMS *et al.*, 2001). No entanto, é difícil de reproduzir estas condições, o que torna o ensaio unidirecional mais utilizado, ao menos para identificar os níveis de força de atrito nos diversos sistemas de deslizamento ortodôntico.

É importante saber o papel de fatores chaves que originam a força de atrito para entendê-la melhor e saber qual é sua influência no tratamento ortodôntico. Muitos estudos têm sido realizados em relação aos arcos ortodônticos, aos *brackets*, ligaduras e assim os fatores relacionados ao atrito são identificados. São eles: os tipos de ligaduras

e a força que elas fazem para prender o fio ao *slot;* a escolha de *brackets* para uso no tratamento ortodôntico que não necessitam de ligaduras para prender o fio ortodôntico ao *slot*, como é o caso do *brackets self-ligating*; o tamanho e morfologia do fio; o tipo de movimento na interface *bracket*-fio, como por exemplo o movimento de torque; as dimensões do *bracket;* a angulação entre o fio e o *slot* do *bracket;* o tipo de material utilizado no *bracket* e fio; as condições da superfície do arco ortodôntico e do *slot* do *bracket*; a distância entre os *bracket*s; a presença ou não de saliva; a influência das funções orais, entre outros (ANDREASEN & QUEVEDO,1970; ANGOLKAR, 1990; KAPILA,1990; BRAUN *et al.* 1999; ROSE & ZERNIK,1996 apud CACCIAFESTA *et al.*, 2003).

Cada material ortodôntico usado no *bracket* e no fio determina um coeficiente de fricção (COF), que depende das condições superficiais e das características dos materiais em contato. É importante notar que o COF independe da área de contato aparente. Assim, objetos largos ou estreitos de mesmo material têm um COF idêntico (BUDINSK 1992 apud CLOCHERET *et al.*, 2004).

Além do tipo de liga do fio ortodôntico e a presença ou não de recobrimento, outro fator importante é a dimensão dos fios. A fricção entre *bracket*-fio demonstrou ser maior com os fios de maiores dimensões, além do fato dos fios redondos apresentarem menor fricção que os fios retangulares (ANGOLKAR *et al*., 1990). Isto se deve ao preenchimento do *slot* pelo fio, que é feito de forma crescente ao trocar os fios variando o diâmetro durante o tratamento ortodôntico.

Dentre os fios ortodônticos mais usados, podemos citar o beta-titânio (ß-Ti) e o de NiTi, os quais possuem forças de atrito mais altas em relação aos fios de aço inoxidável (KUSY & WHITLEY, 1990; SAUNDERS & KUSY, 1994; KARAMOUZOS *et al.*, 1997), e os fios de cromo-cobalto (CrCo) (VAUGHAN *et al.*, 1995; BAZAKIDOU *et*

al., 1997; KARAMOUZOS *et al.*, 1997) considerando-se o mesmo sistema de deslizamento ortodôntico. A diferença de resistência à fricção mostrada pelos fios ß-Ti, NiTi, aço inoxidável e os de CrCo, em combinação com *brackets* de aço inoxidável e *brackets* cerâmicos, pode ser atribuída à maior rugosidade de superfície dos fios ß-Ti e NiTi comparada aos fios de aço inoxidável e CrCo (PRATTEN *et al.*, 1990) - fato confirmado por estudos que avaliaram essas superfícies (GARNER *et al.* 1986; KUSY *et al.*, 1988). GARNER *et al.* (1986) avaliaram a superfície dos fios de aço inoxidável, NiTi, ß-Ti por MEV e concluíram que, em ordem crescente de rugosidade, estariam os fios de aço inoxidável, NiTi e finalmente o de ß-Ti. KUSY *et al.* (1988) avaliaram a rugosidade superficial dos fios por meio de refletância, que é um método ótico baseado em espectroscopia a laser, e constatou que, de acordo com o ângulo de incidência do feixe, a rugosidade superficial varia consideravelmente. Entretanto, segundo essa avaliação, foi concluído que, em ordem crescente de rugosidade, estariam o fio de aço inoxidável, o CrCo, o ß-Ti e finalmente o NiTi.

Existem algumas controvérsias em relação à influência da rugosidade superficial na fricção, pois alguns autores relatam que a presença de uma camada de óxido ou a lubrificação intrínseca pode exercer maior influência na fricção do que a rugosidade da superfície (PRATTEN *et al.*, 1990).

Segundo pesquisas realizadas por CLOCHERET *et al.* (2004), que avaliaram força de atrito de 15 fios ortodônticos diferentes utilizando 16 diferentes *brackets* para compor o sistema, os fios de NiTi apresentaram resistência à fricção e COF elevados, comparados aos demais fios ortodônticos, considerando-se a força normal constante. Isso está de acordo com os autores que relatam que os arcos de NiTi apresentam maior resistência à fricção que os fios de aço inoxidável (KAPILA *et al.*, 1990; KUSY & WHITLEY, 1990).

Além disso, devem ser levados em consideração os *brackets* e ligaduras que compõem um sistema de deslizamento.

Em relação aos *brackets,* encontra-se na literatura que os cerâmicos possuem maior coeficiente de fricção em relação aos metálicos (SAUNDERS & KUSY, 1994; TANNE *et al.*, 1994; KARAMOUZOS *et al.*, 1997; CHA *et al.*, 2007) principalmente os *brackets* de aço inoxidável auto-ligantes *(self-ligating)* (SHIVAPUJA & BERGER, 1994). No entanto, o *bracket* cerâmico confeccionado pelo processo de moldagem por injeção, como é o caso do InVu apresenta uma superfície uniforme, contrariando as informações da literatura mostrando a importância do processo de fabricação do acessório (BANDEIRA, 2004).

As ligaduras podem ser metálicas ou elastoméricas. Alguns autores demonstraram que as ligaduras metálicas (amarrilho) produzem menor atrito que as ligaduras elastoméricas. No entanto, a força gerada durante a colocação da ligadura metálica pode variar de acordo com a ativação de cada ortodontista (BEDNAR *et al.*, 1991; OMANA *et al.*, 1992). Uma alternativa dentre as ligaduras metálicas são os fios recobertos por *Teflon*®, que produziriam coeficientes de atrito menores do que as ligaduras elastoméricas (FRANCO *et al.*, 1995). No entanto, as ligaduras elastoméricas podem perder a força de amarração com o tempo de uso, o que pode influenciar os valores do atrito (TAYLOR & ISON, 1996). A recuperação elástica deve ser levada em consideração. Entretanto, dependendo da qualidade do elastômero e da superfície desta ligadura, o atrito pode ser reduzido, possibilitando o seu uso. Outro fator importante é a geometria e dimensões da ligadura (BANDEIRA, 2004; CHIMENTI *et al.*, 2005). Ligaduras que possuem ângulos vivos no seu formato provocam maior atrito do que as ligaduras que possuem a forma arredondada (BANDEIRA, 2004).

3.3.2 Flexão:

No ensaio de flexão é possível quantificar a energia liberada durante o carregamento e descarregamento de fios ortodônticos. Os fios, ao serem ativados, armazenam certa energia (resiliência) e, durante o descarregamento transmitem parte desta energia na forma de trabalho para movimentar os dentes. Algumas vezes, a energia aplicada para flexionar o fio não é a mesma que é liberada. Por exemplo, no fio de aço inoxidável e de outros metais, praticamente toda a energia armazenada durante a ativação no regime elástico é liberada na forma de trabalho. Os caminhos percorridos no carregamento e descarregamento na região elástica são iguais. Para os fios de ligas de NiTi o trajeto da curva de descarregamento não é o mesmo da curva de carregamento; a energia liberada (descarregamento) na forma de trabalho para movimentar o dente é significativamente inferior à energia consumida na ativação (carregamento). Essa diferença no trajeto durante o carregamento e o descarregamento é denominada histerese (ELIAS & LOPES, 2007).

As propriedades mecânicas dos arcos ortodônticos podem ser avaliadas através dos testes de flexão a três pontos. Esse teste avalia as propriedades de deflexão do fio, que são consideradas como um dos mais importantes parâmetros que determinam a natureza biológica do movimento dentário (KRISHNAN & KUMAR, 2004), e fornece informações sobre o comportamento dos fios quando submetidos à deflexão nas direções horizontal e vertical (KAPILA & SACHDEVA, 1989). As vantagens desse teste são: a simulação da aplicação clínica e sua capacidade de diferenciar os fios em relação às propriedades superelásticas (KRISHNAN & KUMAR, 2004). Além disso, ele oferece um alto grau de reprodutibilidade, que facilita a comparação entre diferentes estudos (WILKINSON *et al*., 2002). O fio submetido à flexão tem sua carga gerada

medida e a curva de carga gerada é analisada para detectar as propriedades mecânicas dos fios (ELAYYAN *et al.*, 2008).

4 MATERIAIS E MÉTODOS:

Esta pesquisa foi dividida em dois estudos: um estudo laboratorial em que foram realizados diferentes ensaios para caracterizar e comparar diferentes fios ortodônticos; e um estudo clínico para avaliar a integridade do recobrimento de fios NiTi rec utilizados em pacientes em tratamento ortodôntico. Foram utilizados os fios ortodônticos: NiTi superelástico (NiTi), NiTi superelástico aquecido a 160°C por 10min (NiTi 160°C), NiTi superelástico recoberto (NiTi rec) e um fio polimérico OPTIS™. Os fios NiTi rec foram avaliados antes e após imersão em Coca-Cola® e ciclagem térmica. As características dos fios são mostradas na Tabela 1.

Tabela 1- Fios ortodônticos utilizados nos testes laboratoriais e clínico.

Fios Ortodônticos	Composição (química)	Fabricante	Características
NiTi	58% de Ni e o restante de Ti	Morelli ® Ortodontia, São Paulo-Brasil	0,014"/ 0,016" - não estético
NiTi a 160°C	58% de Ni e o restante de Ti	Morelli ® Ortodontia, São Paulo-Brasil	0,014"/ 0,016" - não estético
NiTi rec	58% de Ni e o restante de Ti Recobrimento: resina epoxídica *Tiger*-89/10210	Morelli ® Ortodontia, São Paulo-Brasil	0,014"/ 0,016" - estético
OPTIS™	polímero reforçado por fibras	TP-Orthodontics	0,016" - estético

Na fase laboratorial foram realizados diferentes testes, cuja metodologia inerente a cada um deles será detalhadamente descrita a seguir.

4.1 Caracterização dos Acessórios Ortodônticos:

A caracterização das superfícies dos componentes acessórios se faz necessária devido à influencia da morfologia das superfícies nos ensaios mecânicos. Ela foi realizada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) (JEOL modelo JSM-6460 LV) e microscopia estereoscópica (Nikon - SMZ800). O *bracket* cerâmico InVu, as ligaduras elastoméricas, o fio recoberto e o fio polimérico foram metalizados para

possibilitar a caracterização em MEV. O fio ortodôntico recoberto foi caracterizado antes e após os experimentos de imersão e ciclagem para avaliar os efeitos na superfície do recobrimento. O fio ortodôntico reforçado por fibra OPTIS ™ foi caracterizado apenas no MEV, pois ele foi utilizado somente para verificar as forças máximas resultantes nos ensaios de atrito.

4.2 Aplicação do Recobrimento:

A aplicação do recobrimento nos fios foi realizada pela empresa Morelli® Ortodontia sobre os fios NiTi. Inicialmente, foi feita a preparação da superfície dos fios de NiTi por imersão em solução aquosa de ácido fluorídrico (4%) com ácido nítrico (15%) em água destilada (em volume), a uma temperatura de 40ºC ± 2ºC, por aproximadamente 4 minutos. Em seguida, os fios foram lavados em água corrente e secos na temperatura ambiente. O recobrimento a base de resina epoxídica foi aplicado pela técnica eletrostática do pó, com a utilização do equipamento Navetherm, modelo CPN, série 01F. Com o processo eletrostático, os fios receberam a tinta pulverizada e depois foram colocados no forno a 160ºC por 10min para a cura da resina epoxídica. Após a cura da resina, a superfície do recobrimento foi analisada no MEV.

Neste estudo foi testado o mesmo tipo de fio recoberto Morelli® utilizado por BANDEIRA (2004), a deposição do recobrimento foi realizada pelo mesmo operador, o qual, por meio visual, aplicou a tinta pulverizada de forma cuidadosa até a obtenção de um filme contínuo e homogêneo sobre toda a superfície. Não houve controle acurado da espessura do recobrimento.

O diâmetro dos fios foi avaliado pela média das medidas realizadas com o paquímetro digital Mitutoyo Digmatic Micrometer IP54, com precisão de 0,001mm, em cinco regiões diferentes de cada fio utilizado nos ensaios laboratoriais e na avaliação

clínica. Nos ensaios laboratoriais, as amostras foram obtidas a partir de cinco varetas de NiTi retificado de 50cm de comprimento para cada diâmetro; e na avaliação clínica as medições foram realizadas nos arcos recobertos em forma de parábolas.

4.3 Imersão em Solução Ácida:

A Coca-Cola® foi utilizada como meio simulador de ambiente ácido para avaliar a resistência do recobrimento a esse tipo de meio. A acidez do meio foi mantida utilizando-se recipientes vedados com tampas plásticas, de modo que não houvesse perda do gás carbônico responsável pela manutenção da acidez do ambiente. A troca do meio foi realizada diariamente durante 30 dias. As amostras foram analisadas por microscopia estereoscópica para avaliação da integridade do mesmo e a avaliação da coloração foi feita por inspeção visual comparando-se os fios imersos com não imersos. Além disso, a avaliação da superfície por microscopia eletrônica de varredura foi realizada antes e depois da imersão. Posteriormente, os fios foram submetidos aos testes de atrito, de flexão e de tração.

4.4 Ciclagem Térmica:

A ciclagem térmica foi realizada para avaliar o comportamento do recobrimento perante a variação de temperatura. As amostras de NiTi rec de 0,014" e 0,016" de diâmetro foram submetidas à ciclagem térmica em água destilada nas temperaturas de 5°C e 50°C. As amostras foram mantidas por 1 minuto em cada temperatura e foram realizados 3000 ciclos que simulam o equivalente a três meses de envelhecimento do material (OLIVEIRA *et al.*, 2007). Esse ensaio foi realizado em equipamento termociclador, modelo LBC521-6 (Nova Ética, Brasil). A avaliação no MEV, os testes de atrito, de flexão e de tração foram realizados com os fios recobertos ciclados.

4.5 Caracterização Física:

Após a imersão, os fios recobertos foram inicialmente avaliados para verificar a alteração da cor do recobrimento. Os resultados foram comparados com fios não tratados.

Adicionalmente, foi realizada a análise calorimétrica diferencial de varredura (DSC) e a difração de Raios-X (DRX) para a verificação das possíveis mudanças na estrutura cristalina do NiTi rec em relação ao fio NiTi. Os fios NiTi a 160°C e OPTIS™ foram também avaliados para comparação.

O DSC foi efetuado no equipamento STA 409 PC NETZSCH (disponível no Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas-CBPF). A varredura deu-se na faixa de temperatura ambiente até 1400ºC a uma velocidade de aquecimento de 20ºC/ min em atmosfera de nitrogênio. A análise do DRX foi feita em difratômetro Philips X'Pert Pro X-Ray (disponível no CBPF), utilizando-se os seguintes parâmetros: tubo de cobre com radiação K_α= 1,54 e filtro de Ni, voltagem de 40 kV, corrente de 40 mA e varredura de 2θ entre 10 e 100º, à velocidade de 0.05º a cada 1 seg.

A resina epoxídica utilizada no recobrimento foi avaliada por meio de microscopia eletrônica de varredura modelo JEOL modelo JSM-6460 LV, a uma aceleração de 15.0kV e um aumento de 5000X . Os espectros de intensidades foram colhidos e os elementos químicos presentes identificados pelo programa de EDS Noran System SIX modelo 200. Em cada amostra foram escolhidos dois pontos: o ponto número 1 (pt1) foi escolhido na região mais clara da amostra, e o número 2 (pt2) na zona mais escura.

4.6 Caracterização Mecânica:

Foram realizados os ensaios de atrito, flexão e tração das amostras dos fios NiTi, NiTi rec, NiTi rec após imersão, NiTi rec após ciclagem e OPTIS™. As Tabelas 2 e 3 mostram os sistemas avaliados em cada ensaio.

Tabela 2 - Número de experimentos dos ensaios de atrito.

ENSAIOS DE ATRITO						
DIAMÊTRO	**NiTi**	**NiTi RECOBERTO**			**OPTIS™**	**Total amostras**
	Controle	**NiTi Rec**	**NiTi Rec +Imersão**	**NiTi Rec +Ciclagem**		
0,014”	5	5	5	5		20
0,016”	5	5	5	5	5	25
total	10	10	10	10	**5**	**45**

Tabela 3 - Número de experimentos dos ensaios de flexão e tração.

ENSAIOS DE FLEXÃO						
DIAMÊTRO	**NiTi**		**NiTi RECOBERTO**			**Total amostras**
	Controle	**160°C / 10 min**	**NiTi Rec**	**NiTi Rec +Imersão**	**NiTi Rec +Ciclagem**	
0,014”	5	5	5	5	5	25
0,016”	5	5	5	5	5	25
total	10	10	10	10	10	**50**
ENSAIOS DE TRAÇÃO						
0,014”	5	5	5	5	5	25
0,016”	5	5	5	5	5	25
total	10	10	10	10	10	**50**

4.6.1 Atrito:

Para avaliação da força de atrito, foi utilizado *bracket* de pré-molar superior cerâmico InVu 0,022”x 0,027” (cód 297-228 - MBT *TP Orthodontics, EUA)*. Utilizaram-se segmentos de fios redondos de diâmetro: 0,014” (0,35 mm) de NiTi, NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado; 0,016” (0,40 mm) de NiTi, NiTi rec, NiTi rec imerso, NiTi rec ciclado e OPTIS ™.

O ensaio de atrito foi realizado numa máquina universal de ensaios *EMIC* DL 10000, com célula de carga *EMIC* de 20 N (2,04 Kgf) (Figura 1), programa TESC, versão 3.04. Foi montado um dispositivo especial para esses ensaios adaptado de experimentos semelhantes aos trabalhos de NISHIO (2000/2004) e de BANDEIRA (2004). Acoplada à célula de carga da EMIC, existia uma garra onde se prendia cada segmento de NiTi. Cada amostra de fio ortodôntico retificado foi preso ao *bracket*, que por sua vez, foi colado com adesivo instantâneo universal *Super Bonder* no centro de um cilindro giratório. Os segmentos de fios, de 50 mm de comprimento, foram posicionados paralelamente à base do *slot* dos *brackets* (Figuras 2a; 3a e 3b*)*. O alinhamento do *bracket* foi realizado por meio de um fio de nylon, para que não houvesse angulações entre o *slot* e o fio ortodôntico (Figura 2b). A amarração dos fios ortodônticos aos *brackets* foi realizada por meio de ligaduras elastoméricas *Metafasix (TP orthodontics*) de maneira que fosse minimizada a variação da força de aperto em cada amarração, o que determinaria diferenças na força N e , por conseguinte na força de atrito. Com esse tipo de dispositivo não houve necessidade de se colocar um peso de 200g que representaria a força exercida pela ligadura elástica ou metálica na sustentação do fio ortodôntico ao *bracket,* utilizado por NISHIO *et al* (2004). Os fios foram tracionados a uma velocidade de 3mm/min durante 1min. Os valores da força máxima (gf) foram registrados e posteriormente analisados estatisticamente. Fez uso da saliva em gel (Biotène® - Oralbalance) nos experimentos, procedimento semelhante aos ensaios de KEITH *et al* (1994). A saliva foi aplicada por meio de uma seringa diretamente sobre o *bracket*.

Figura 1 – EMIC com dispositivo do ensaio de atrito.

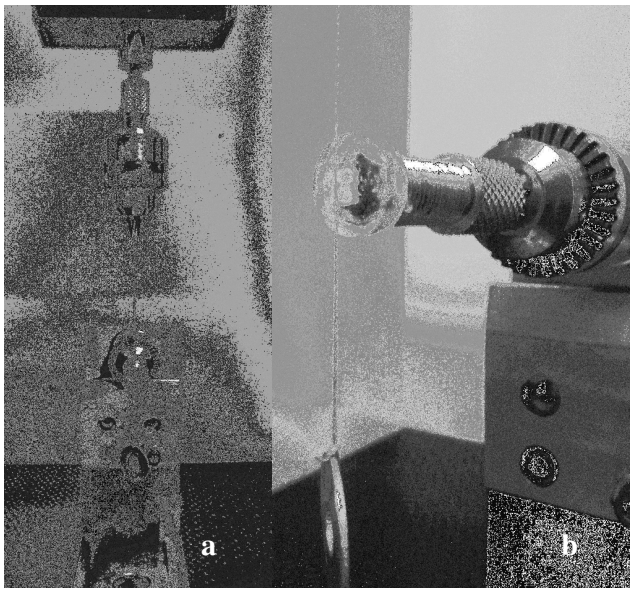


Figura 2 – Posicionamento do *bracket* no cilindro giratório: vista frontal (a); vista lateral (b).

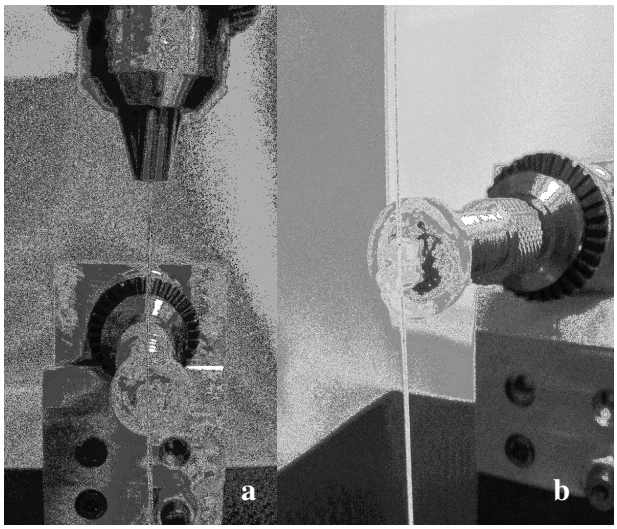


Figura 3 – Posicionamento do fio NiTi recoberto no *bracket*: vista frontal (a); vista lateral (b).

4.6.2 Flexão:

Os ensaios de flexão em três pontos foram realizados na máquina universal de ensaios EMIC DL 500, utilizando-se o dispositivo mostrado na Figura 4 (a-c). À distância *interbracket* de 10mm foi simulada pela distância entre os apoios conforme DIN EN ISO 15841:2007. Os testes foram realizados à temperatura de 36±1 ºC e com a velocidade de ensaio de 1 mm /min. Foram utilizados fios com comprimento entre 15 e 18 mm e registrados os valores da força de descarregamento (gf) correspondentes às deformações em mm de 0,5; 1,0; 2,0 e 3,0 em cada seguimento de fio. Foram ensaiadas cinco amostras para cada fio e obtido cinco valores de força para cada deformação. Foram ensaiados os fios NiTi, NiTi após aquecimento a 160°C, NiTi rec, NiTi rec imersos, NiTi rec ciclados. No teste acrescentou-se o fio NiTi aquecido a 160° C por 10 min para que se pudesse verificar se o aquecimento realizado para fazer a cura da resina epoxídica provocaria alterações na energia liberada durante o descarregamento devido a possíveis alterações ocorridas no NiTi .

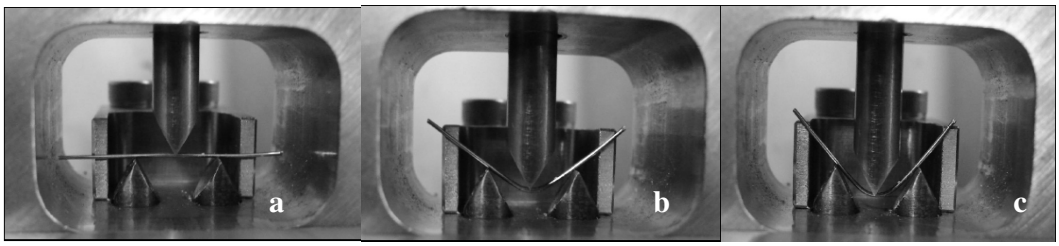


Figura 4 – Dispositivo do ensaio de flexão: posicionamento do fio NiTi (a), aplicação do carregamento (b e c).

A histerese no ensaio de flexão foi identificada pela diferença entre os platôs superior e inferior de força em gf, na deformação de 1,8 mm, a partir do gráfico do ensaio realizado. A deformação utilizada nos ensaios de flexão, simulando o que ocorre na cavidade bucal durante o tratamento ortodôntico, é de 2,0 mm (ELIAS & LOPES, 2007; QUINTÃO *et al.*, 2009).

4.6.3 Tração – Histerese Mecânica:

Os ensaios de tração foram realizados para identificar a histerese em tração e assim verificar o comportamento dos fios avaliados para uma deformação de 6% em tração (ASMTF 2516-07), na qual ocorre a transformação martensítica (THAYER *et al.,* 1995). Foram avaliados os fios: NiTi, NiTi aquecido a 160°C/10 min, NiTi rec, NiTi rec imersos e NiTi rec ciclados. Os ensaios foram realizados numa máquina universal de ensaios EMIC DL 500 à temperatura de 36°C. A Figura 5 (a-c) mostra o dispositivo de ensaio de tração e o posicionamento do fio ortodôntico no sistema de garras. Foram registrados os valores de energia específica em J/cm^3 para histerese mecânica e a tensão em MPa para os platôs superiores e inferiores da curva de tensão/deformação a uma velocidade de 10 mm/min em tração e de 3mm/min de descarregamento em cada corpo-de-prova de 50mm de comprimento. Foram realizados cinco ensaios para cada tipo de fio nos diâmetros de 0,014”e 0,016”.

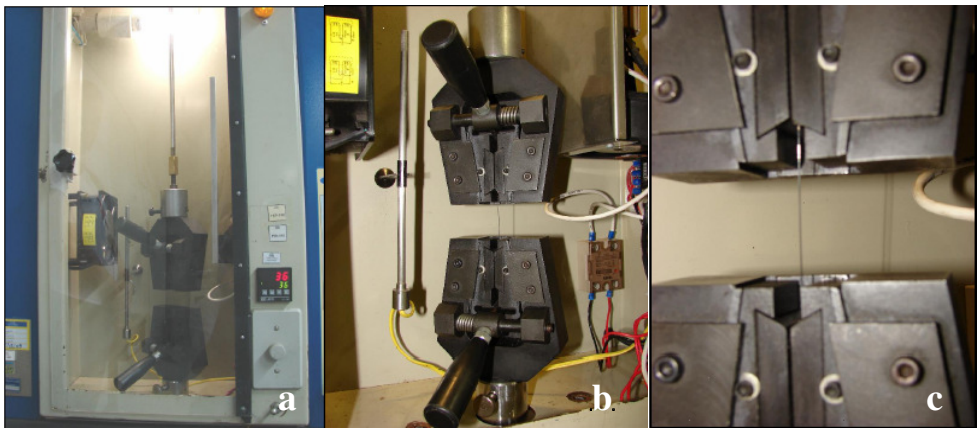


Figura 5 – Dispositivo do ensaio de tração (a), vista aproximada do posicionamento do fio NiTi no sistema de garras(b e c).

4.7 Avaliação Clínica do Fio Recoberto:

Para esta etapa do trabalho foi obtida a aprovação do comitê de ética do Instituto de Estudos da Saúde Pública Local de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio de Janeiro (n ° 09/2009 processo n ° 20/2008).

Pacientes de dez a quinze anos, em média, que procuraram o tratamento ortodôntico fixo no IBEO (Instituto Brasileiro de Estudos Odontológicos) foram selecionados para este estudo clínico de acordo com os seguintes critérios: tratamento ortodôntico planejado superior e inferior, na fase de alinhamento e nivelamento, sem extração de dentes anteriores ou desgastes proximais durante o tratamento, sem dentes anteriores ausentes congenitamente e sem fissuras congênitas ou síndromes craniofaciais.

Doze pacientes foram elegíveis após três meses de busca, mas três pacientes foram excluídos. Nove pacientes, três homens e seis mulheres foram incluídos no estudo. Os pacientes receberam a terapia ortodôntica convencional com fios redondos metálicos na sequência dos diâmetros entre 0,012” a 0,020”. Porém, seguindo esse protocolo, o fio NiTi 0,014” recoberto com resina epoxídica substituiu o seu correspondente metálico. Os fios recobertos foram utilizados para avaliar a degradação do recobrimento durante o

nivelamento e alinhamento dos dentes no meio bucal. Sendo assim, o planejamento ortodôntico não foi alterado Foram usados arcos em forma de parábola no maxilar superior, por um período de trinta dias, nas fases de alinhamento e nivelamento. Todos os fios recobertos foram fixados aos *bracket*s metálicos com ligaduras elastoméricas *metafasix TP Orthodontics*. a escolha dessa ligadura deveu-se a sua geometria arredondada e superfície homogênea. Além disso, todos os participantes do estudo preencheram um questionário contendo perguntas fechadas sobre hábitos dietéticos e de higiene bucal, sob sigilo de identificação (Tabela 4).

Tabela 4 -Questionário de Avaliação Sobre Hábitos Alimentares e Higiene Bucal.

Alimentação	**Sim**	**Não**	**Não Lembro**	**Freqüência Mensal**
Refrigerantes				
Sucos Ácidos				
Biscoito Recheado				
Pipoca				
Castanha				
Salgadinho de Amendoim				
Churrasco				
Alimentos Pastosos				
Sopa ou Caldos Muito Quente				
Sorvete				
Cafezinho				
Chá				
Açaí				
Groselha				
Molho Tomate				
Chicletes Coloridos				
Balas Coloridas				
Chocolate				
Higiene Bucal	**Sim**	**Não**	**Não Lembro**	**Freqüência Mensal**
Escovação Dentaria				
Escova Macia,				
Escova Extra-Macia,				
Escova Média				
Escova Interdental				
Creme Dental				
Gel Dental				
Enxaguatório Bucal -Qual?				

A caracterização dos fios ortodônticos recobertos por microscopia eletrônica de varredura (JEOL modelo JSM-6460 LV) também foi utilizada para avaliar as características micromorfológicas dos arcos , antes e após o uso na cavidade bucal.

Depois de identificado o grupo de pessoas que poderiam participar da pesquisa, eles foram informados sobre o objetivo, bem como sobre os procedimentos que seriam realizados para a colocação do fio ortodôntico estético. Tais informações estavam descriminadas no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (anexo I), explicando que o objetivo deste estudo era avaliar os efeitos do meio bucal, dos hábitos alimentares e de higiene bucal do paciente sobre um fio ortodôntico de metal recoberto por um material polimérico branco, um fio ortodôntico estético. Para isto seria necessário que esse fio fosse utilizado por trinta dias e que o usuário respondesse a um questionário sobre seus hábitos alimentares e de higiene bucal realizados neste período, na ocasião da retirada do o fio estético. O questionário apresentou apenas um número para relacionar o paciente ao fio estético utilizado, não tendo sido necessária a identificação nominal. Algumas fotografias, apenas da cavidade bucal, foram realizadas. Foi esclarecido também que o uso desse fio não provocaria nenhuma alteração no tratamento ortodôntico. Trata-se de um fio que pertence à sequência dos fios utilizados no tratamento ortodôntico padrão, sendo a única diferença a cor determinada pelo recobrimento polimérico: a cor branca.

Os menores de idade pediram permissão aos pais para participar da pesquisa. Estes foram informados em detalhes sobre a pesquisa e orientados quanto aos termos a serem assinados. As informações sobre esta pesquisa ficaram em posse apenas dos pesquisadores envolvidos. Sua divulgação será realizada em caráter de pesquisa ou publicação científica, sem qualquer identificação dos participantes.

Um número maior de pacientes foi solicitado para usar o fio ortodôntico devido a possíveis desistências. De fato, o paciente foi informado de que estava livre para desistir a qualquer momento de participar da pesquisa proposta.

Esperava-se que ao final de trinta dias de uso, esse fio ortodôntico apresentasse as características estéticas inalteradas, ou seja, que o recobrimento resistisse às condições do meio bucal e que não fosse removido do fio metálico.

Para determinar o diâmetro inicial dos fios, os mesmos foram numerados, e o diâmetro dos fios recobertos foi obtido a partir da média de medidas de cinco regiões diferentes realizadas com paquímetro digital Mitutoyo Digmatic Micrometer IP54, 0-25mm, 0,001mm. O valor médio final obtido foi equivalente a 0,015"± 0,0005. Sendo assim, a espessura do recobrimento foi de 0,002", uma vez que o substrato que recebeu tal recobrimento tinha 0,014". Após trinta dias, *ex vivo*, os fios recobertos foram removidos da cavidade bucal, lavados num recipiente contendo 100ml de água destilada e secos a temperatura ambiente. Em seguida, foram acondicionados separadamente em envelopes plásticos hermeticamente fechados. Posteriormente, foram lavados com água destilada em ultrasson por 10min para limpeza superficial. Para avaliar possíveis alterações dimensionais, os diâmetros foram novamente aferidos, conforme descritos anteriormente.

4.8 *Análise dos Resultados e Análise Estatística:*

Na análise dos resultados dos ensaios de atrito, flexão e tração, foram realizadas comparações entre as médias por intermédio de gráficos de barra com desvio padrão representado por barras de erro.

A normalidade dos dados foi avaliada pelos testes Jarque-Bera (JB), confirmada pela análise gráfica que correlaciona as observações (observado); o prognosticado (projeção dos dados relacionando-os com a normal padrão) e os resíduos . No teste de

normalidade Jarque-Bera (JB) existe uma comparação dos dados adquiridos com uma distribuição normal padrão. Se o resultado do teste não tiver sido significativo ($p > 0,05$), pode ser dito que a distribuição dos dados obtidos não difere da normal padrão. Existe um valor tabelado para realizar tal comparação de acordo com os graus de liberdade e desvio padrão, assimetria e curtose, e com isso o valor foi calculado. No entanto, além da normalidade dos dados, foi avaliada a igualdade da variância erro na variável dependente em todos os grupos pelo teste de Contraste de Levene (CL). O teste M de Box foi realizado, caso houvesse necessidade de se verificar a homogeneidade das matrizes de covariância. Tendo sido normal a distribuição dos dados, eles foram analisados utilizando-se a tabela de Análise de Variância (ANOVA) de dois ou de um fator, para avaliar o efeito dos tratamentos e das espessuras dos fios, bem como o efeito de interação. A Múltipla Análise de Variância (MANOVA) também foi utilizada quando havia necessidade de avaliar a variância de medidas repetidas. Nesse caso avaliou-se, além de um conjunto de fatores, uma matriz de dados das variáveis dependentes. Esse foi o caso da avaliação ocorrida nos resultados dos testes de flexão e dos resultados de tração (histerese e platôs superiores e inferiores). As análises estatísticas de Traço de Pillai e Lambda de Wilks (contraste multivariado), que avaliam se os grupos são de algum modo diferentes, sem a preocupação com a possibilidade de eles diferirem em pelo menos uma combinação linear das variáveis dependentes, foram utilizadas, principalmente porque há um consenso de que essas duas estatísticas são as mais imunes às violações dos pressupostos da MANOVA. Somando-se a essas análises, foi realizado o teste post-hoc Tukey, e assim identificou-se entre que médias a diferença foi significativa. Além disso, esse teste possibilitou a criação de grupos homogêneos, os quais apresentaram os tratamentos que não foram diferentes estatisticamente entre si

dentro do mesmo grupo, mas que foram diferentes quando relacionados aos outros grupos.

Para as análises estatísticas empregou-se os programas: *Excel, SPSS* 15.0 (*statistical package for the social sciences 15.0®for windows; spss inc.,* Chicago, Estados Unidos). Para fazer Jarque-Bera utilizou-se xlstat version 7.5 (Addinsoft Sarl, Paris, France).

Em relação à avaliação estatística dos fios ortodônticos analisados clinicamente, os dados foram testados quanto à normalidade e, em seguida, o teste de Wilcoxon foi utilizado para avaliar a degradação biológica dos arcos revestidos antes e após o uso em cavidade. Além disso, a espessura do recobrimento e a região onde ocorreram as alterações mofoestruturais foram correlacionadas à degradação. A freqüência dos hábitos foi categorizada em menos freqüente, quando realizado até trinta vezes ao mês ou mais freqüente, quando realizado até sessenta vezes ao mês. Sendo assim, por meio de uma regressão de Cox, avaliou-se a influência da ingestão de bebida ácida, de alimentos duros, de alimentos quentes, de alimentos gelados; o uso de escovas de dente, creme dental e soluções fluoretadas sobre a degradação do recobrimento. Todas as análises foram conduzidas a um nível de significância de 95%.

5 RESULTADOS:

5.1 Caracterização dos Acessórios Ortodônticos:

As micrografias obtidas por MEV mostraram que a superfície do *slot* dos *brackets* InVu (Figura 6a), região onde ocorre o contato direto com o fio ortodôntico, antes de serem utilizados nos ensaios de atrito, apresentou-se homogênea (Figura 6b - região central do slot com aumento 1000X). A ligadura elastomérica (TP) apresentou ângulos arredondados e homogeneidade superficial (Figura 7).

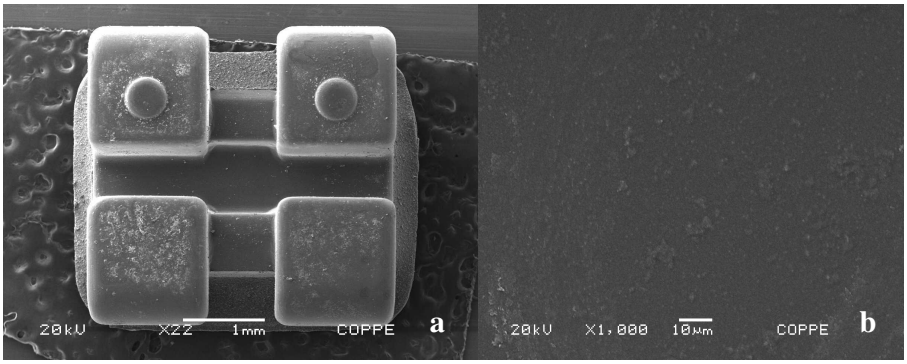


Figura 6 – Micrografia obtida por MEV do *Bracket InVu* aumento 22X (a); região central do *slot* aumento 1000X (b).

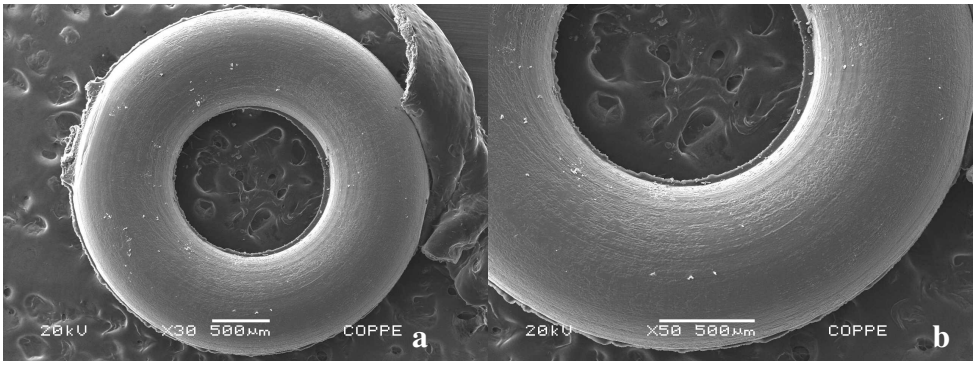
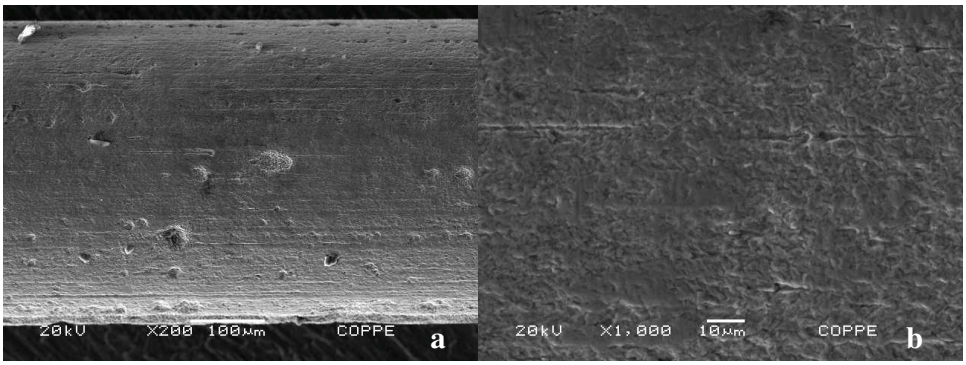


Figura 7 – Micrografia obtida por MEV da ligadura TP, aumento 30 X (a) e 50 X (b).

A superfície dos fios de NiTi apresenta uma superfície heterogênea, como é mostrado nas Figuras 8 (a e b). A mesma característica superficial pôde ser observada nos dois diâmetros (0,014"/ 0,016") de fios NiTi.



Figuras 8 - Micrografia obtida por MEV dos fios de NiTi com aumento de 200X (a);1000X (b).

O recobrimento se mostrou homogêneo, independente do diâmetro do substrato que recebeu a resina epoxídica. As Figuras 9 (a e b) mostram a microscopia obtida por MEV da superfície do recobrimento com dois diferentes aumentos (200X e 1000X). A superfície observada é típica para todos os fios observados, independente do diâmetro do fio utilizado como substrato.

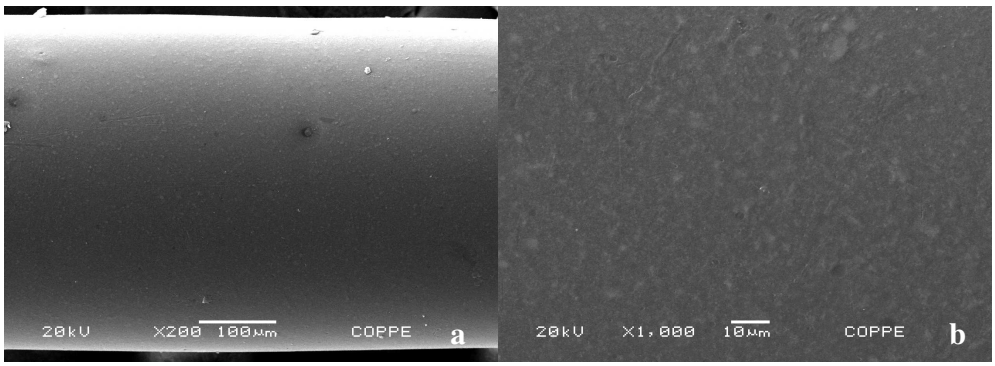


Figura 9- Micrografia obtida por MEV dos fios de NiTi recoberto Morelli®, aumento de 200X (a);1000X (b).

O fio OPTIS™ mostrou uma superfície homogênea em toda sua extensão, assim como o fio NiTi recoberto (Figura 10).

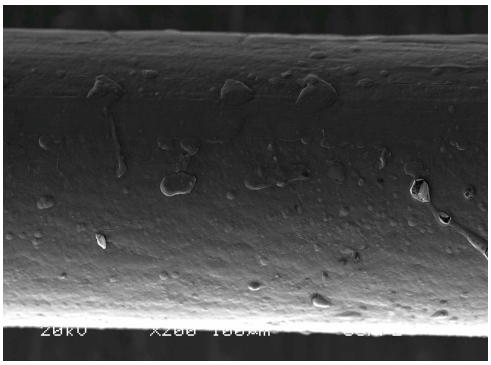


Figura 10 - Micrografia do obtida por MEV do fio polimérico OPTIS™, aumento de 200X.

5.2 Avaliação da Espessura dos Fios Recobertos:

Os resultados obtidos das medidas dos diâmetros das varetas de NiTi recobertos utilizados nos ensaios mecânicos são mostrados na Tabela 5.

Tabela 5 -Valores médios dos diâmetros (mm) dos fios de 0, 016" e 0,014" medidos em cinco regiões após aplicação do recobrimento.

Varetas	0,014"	

indicou que o recobrimento também manteve suas características iniciais e não foram identificadas regiões de descolamento ou desplacamento, sendo mantida a integridade do mesmo.

Mostra-se nas Figuras 11 (a e b), a superfície do recobrimento numa região representativa do fio NiTi rec 0,014", com aumentos de 200X e 1000X, pode-se observar uma superfície homogênea sem desplacamento da resina epoxídica. Foi observado o mesmo padrão de imagem para o fio NiTi 0,014" (rec imerso, rec ciclado) e para fio NiTi 0,016" (rec controle e rec imerso).

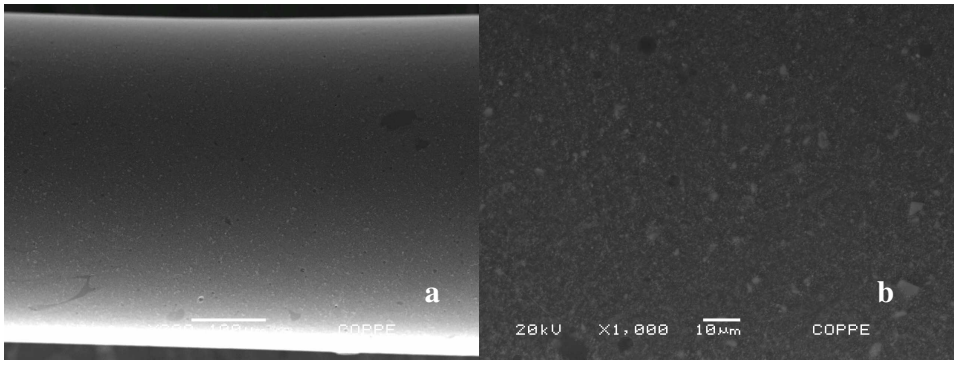


Figura 11 - Micrografias obtidas por MEV do fio NiTi 0, 014''rec, aumento 200X (a);1000X (b).

Na análise no MEV dos fios NiTi 0,016" rec ciclados, constatou-se que algumas regiões pontuais dos diferentes corpos-de-prova apresentaram na alterações superfície em relação ao fio recoberto controle. Foram observadas regiões com fratura do recobrimento como pode ser visto nas Figuras 12 (a-c). Isso não ocorreu quando foi observado o fio imerso de mesmo diâmetro.

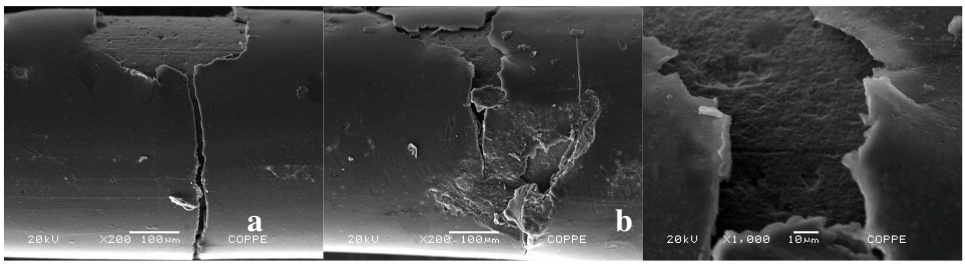


Figura 12 - Micrografias obtidas por MEV do fio NiTi 0, 016'' rec ciclado, aumento 200X (a); 200X (b);1000X (c).

5.4 Ensaios Físicos:

5.4.1 DSC:

Os resultados de DSC dos fios NiTi rec e NiTi a 160°C (NiTi-160) mostraram transformação endotérmica a T~1129°C (Figura 13), ao contrário do fio sem recobrimento que deveria, pelo menos, mostrar temperatura de fusão cristalina a 1300°C, segundo os dados do fabricante. O fio polimérico também não mostrou nenhum pico.

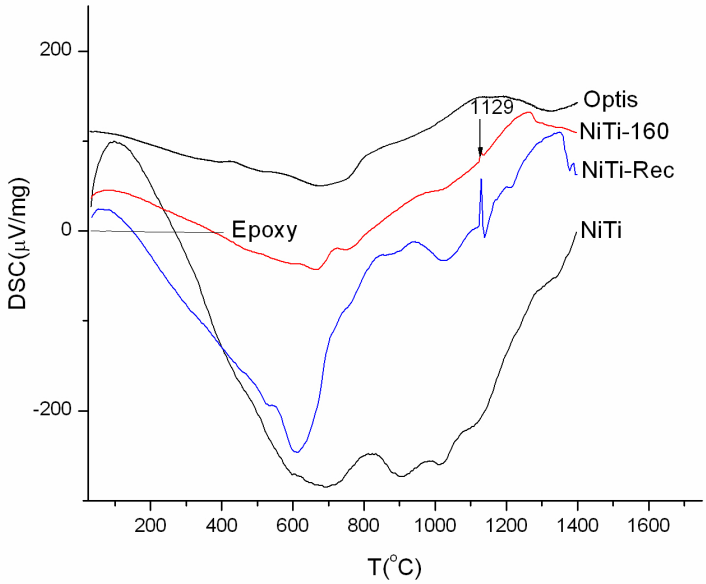


Figura 13- DSC do fio ortodôntico NiTi, NiTi rec, NiTi -160, do pó da resina epoxídica e OPTIS™.

A decomposição por aquecimento da resina epoxídica ocorreu na faixa de temperatura entre 300-900°C, como mostra a Figura 14. Na curva de DSC foram identificados a temperatura da transição vítrea a 628°C , e um pico largo "exotérmico" por volta de 700°C. Na curva de perda de massa do pó da resina epoxídica realizada até aproximadamente 900°C observa-se o peso residual de 44,76% (Figura 15).

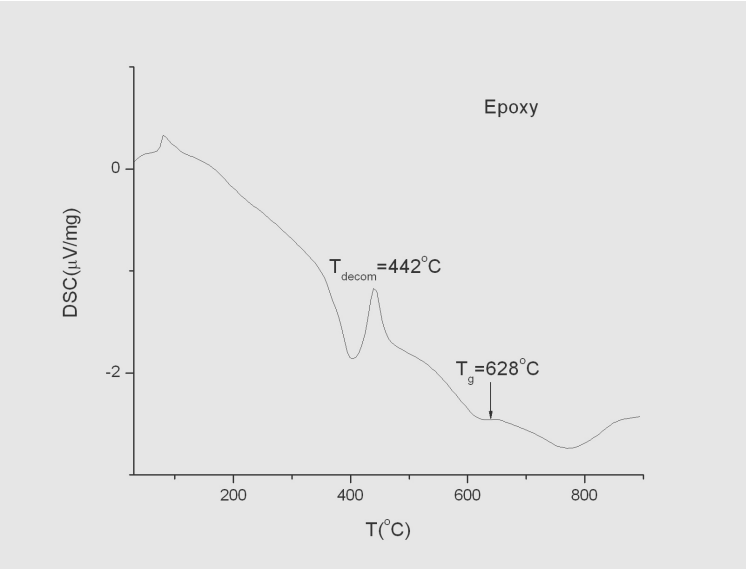


Figura 14 - DSC da resina epoxídica em pó.

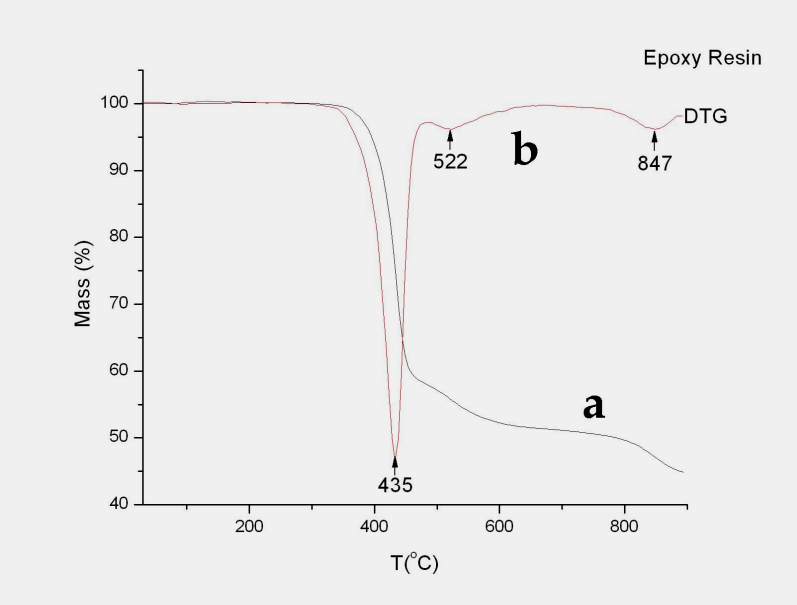


Figura 15 – Análise termogravimétrica da resina epoxídica em pó: (a) curva de perda de massa; (b) dm/dT.

5.4.2 Difração de Rx:

Os difratogramas de raios-x dos fios de NiTi e NiTi rec são mostrados na Figura 16. Para comparação foram incluídos os espectros da tinta epóxi em pó e do fio NiTi tratado a 160°C. Desta forma, pôde-se observar que os fios ortodônticos recobertos apresentaram vários picos cristalinos, além dos picos característicos do fio NiTi. A

resina epoxídica apresentou picos de cristalinidade, justificando a possível origem dos picos extras no fio NiTi rec quando comparado com NiTi a 160°C. Os picos encontrados nos fios NiTi controle e com recobrimento correspondem à fase austenítica (B2), não tendo sido encontrada fase martensítica. O fio OPTIS™ não apresentou nenhum pico de cristalinidade confirmando a sua estrutura basicamente amorfa.

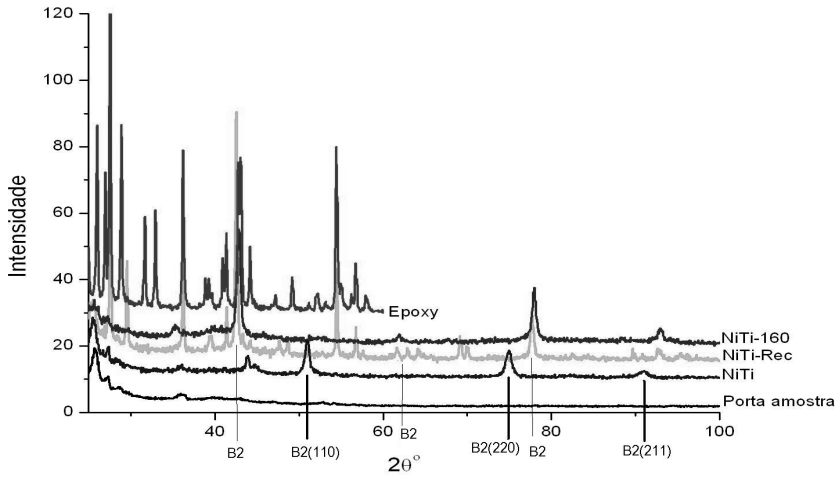


Figura 16 - DRX dos fios ortodônticos: NiTi, NiTi rec, NiTi -160 e do pó da resina epoxídica.

5.4.3 EDS:

Para identificar a possível origem dos picos observados no recobrimento epóxi, foi feita a avaliação em MEV com microanálise EDS (*Energy Dispersive Spectroscopy*). Na avaliação qualitativa do EDS foi possível observar que as zonas claras (pt1) apresentaram-se mais ricas em ferro (Fe), enxofre (S), bário (Ba) em comparação com as zonas escuras (pt2) (Figura 17), como mostram os espectrogramas das Figura 18 (pt1) e Figura 19 (pt2) de intensidade e número de contagem.

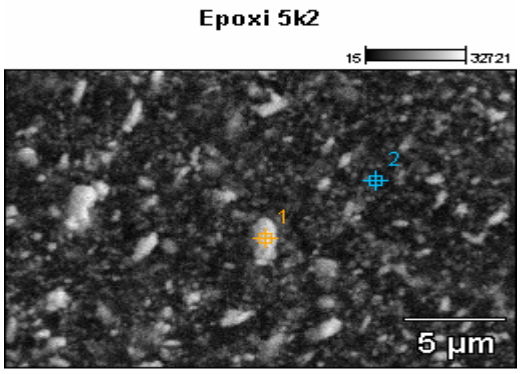


Figura 17 – Espectrogramas (EDS) do pó da resina epoxídica aumento de 5000X.

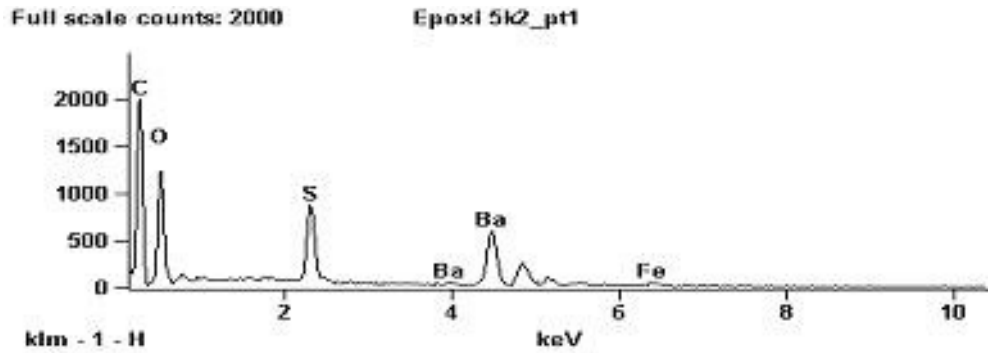


Figura 18- Espectrogramas do ponto 1 da amostra do pó de resina epoxídica.

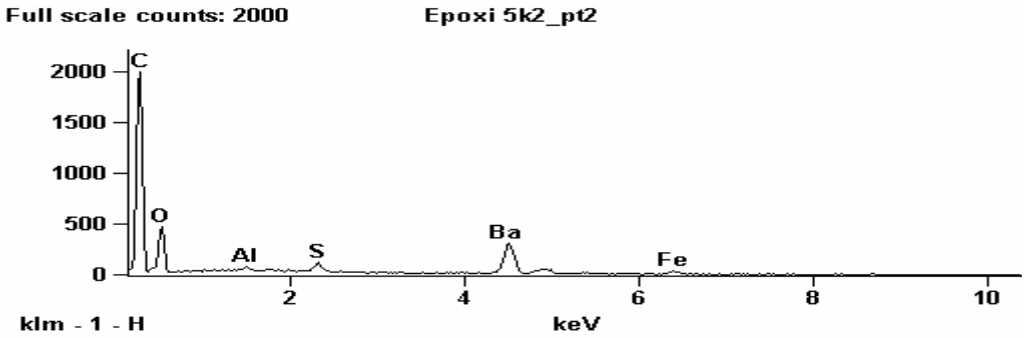


Figura 19 - Espectrogramas do ponto 2 da amostra do pó de resina epoxídica.

5.5 Ensaios Mecânicos:

5.5.1 Atrito

Nos ensaios de atrito dos fios ortodônticos as forças máximas foram registradas e os valores são mostrados na Tabela 6.

Tabela 6 – Valores da força máxima (gf) obtidos no ensaio de atrito.

ESPESSURA	NiTi	NiTi RECOBERTO			
	Controle	Controle	Imerso	Ciclado	
0,014"	150,48	109,35	109,07	122,75	OPTIS™ 0, 016"
	153,44	98,91	103,92	146,53	
	156,76	93,55	101,66	154,64	
	154,85	81,62	106,81	147,94	
	157,74	90,09	108,01	145,89	
Média (DP)	**154,65 ±** 2,87	**94,70 ±** 10,32	**105,89 ±** 3,05	**143,55 ±** 12,14	
0,016"	101,02	99,54	102,01	94,96	57,28
	107,30	100,67	108,36	98, 84	64,76
	107,59	99,82	112,24	94,46	64,41
	105,19	99,19	102,36	97,71	59,26
	104,90	99,05	107,37	96,16	53,12
Média (DP)	**105,20 ±** 2,63	**99,65±** 0,64	**106,47 ±** 4,31	**96,43 ±** 1,84	**59,76 ± 4,93**

Para facilitar a análise da variação do comportamento dos fios, os valores médios foram organizados em gráficos de barra com barras de erro que mostram o desvio padrão dos valores médios das forças máximas (gf) (Figura 20). Nestes gráficos, o eixo da abscissa representa os fios ortodônticos e o eixo das ordenadas, os valores da força máxima de atrito.

Observa-se que os valores médios de força máxima de atrito obtidos com os fios de NiTi 0,014" são maiores do que os valores obtidos com os demais fios de mesmo diâmetro. O fio recoberto controle obteve menores valores de força máxima em gf, seguidos dos fios rec imersos e rec ciclados, em ordem crescente. Os valores obtidos com os fios NiTi e NiTi rec ciclados são bastante próximos, indicando similaridade de comportamento .

No grupo dos fios de NiTi 0,016" os valores de força máxima de atrito apresentam valores mais próximos entre si, como pode ser visto no gráfico da Figura 20, onde as barras se encontram praticamente no mesmo patamar.

Entre os dois diâmetros avaliados, encontram-se valores mais baixos de força para os fios de diâmetro 0,016", próximo dos valores obtidos para os fios de 0,014" rec imersos.

A avaliação estatística dos resultados será apresentada no item 5.7.

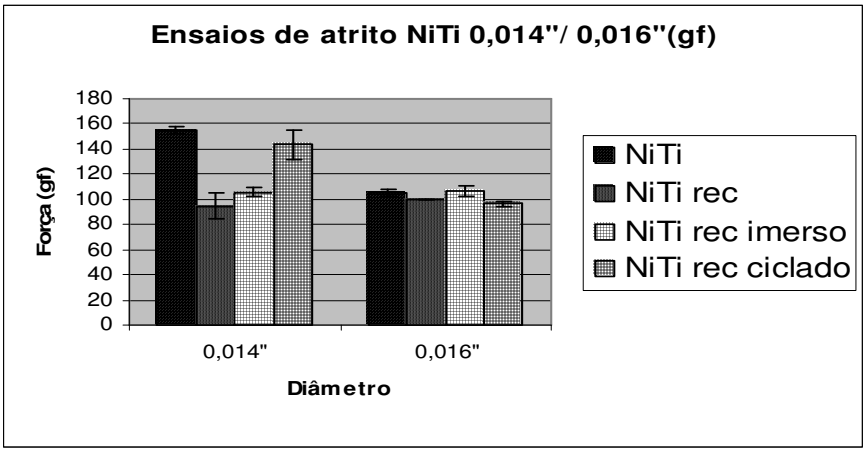


Figura 20 – Gráfico de barra das médias de força máxima de atrito (gf) e barra de erros para os fios NiTi 0,014" e 0,016" .

Os resultados para força máxima de atrito do fio reforçado por fibras OPTIS™ no diâmetro 0,016" são mostrados na Tabela 6. Na Figura 21, para facilitar a comparação, foram colocados os valores de força máxima para todos os fios de 0,016", incluindo o OPTIS™. Observa-se que o fio polimérico apresenta um valor de força máxima de atrito de aproximadamente 40% do valor das médias de força máxima dos demais fios.

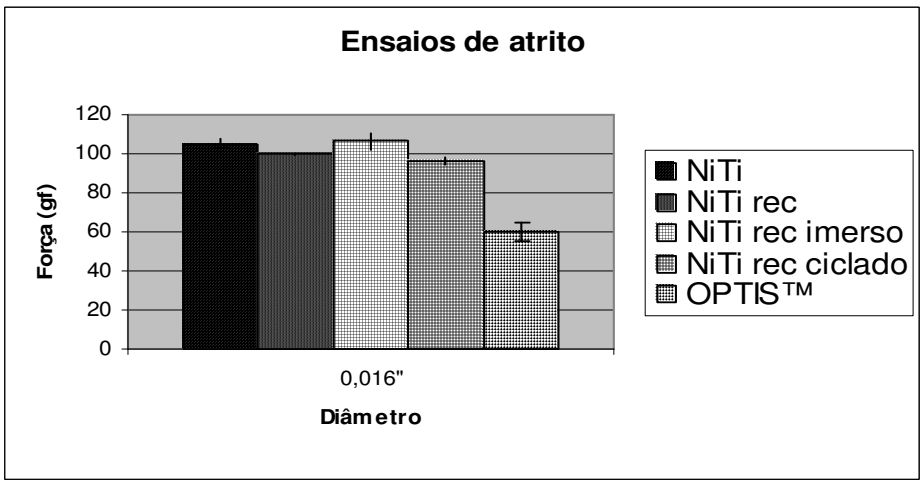


Figura 21 – Gráfico de barra das médias de força máxima de atrito (gf) e barra de erros dos fios 0,016".

As Figuras 22 e 23 apresentam os gráficos das curvas típicas obtidas para ensaio de atrito dentro de cada grupo de corpos-de-prova (CP). Entretanto, a curva que mais se aproxima da curva padrão clássica no ensaio de atrito foi obtida com o fio NiTi (CP1). Nela é possível identificar com mais clareza o pico de força máxima de atrito, limite de transição do atrito estático para o dinâmico. Nessas curvas pode-se observar que: as curvas obtidas para os fios 0,014" (Figura 22) apresentam maior dispersão do que as obtidas para os fios 0,016" (Figura 23); a curva obtida com o fio OPTIS™ mostrou ser a curva mais próxima da curva do fio NiTi; os fios recobertos determinaram curvas - independente do diâmetro, da ciclagem ou da imersão - diferentes das curvas obtidas com fios NiTi.

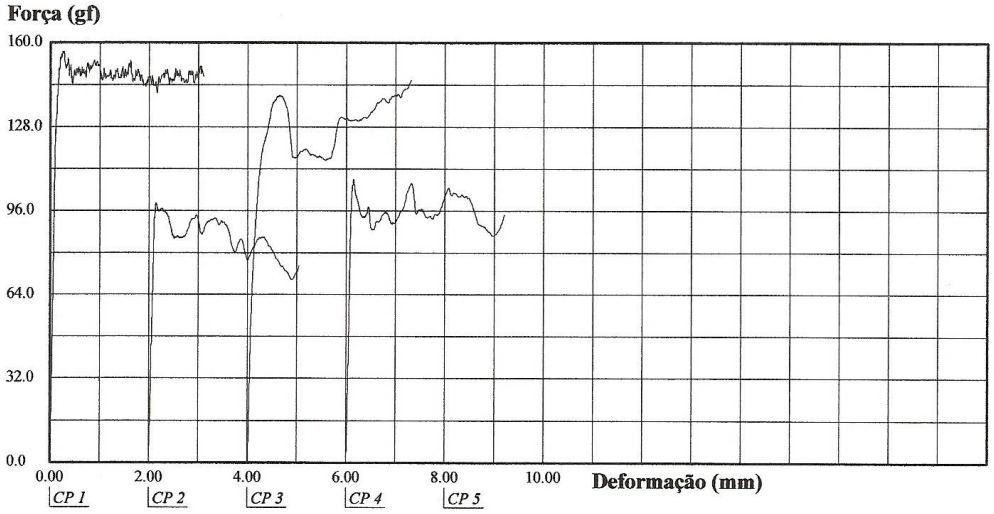


Figura 22 - Curvas representativas dos valores médios de força de atrito versus deslocamento para os fios de diâmetro de 0,014": NiTi (CP1), NiTi rec (CP2), NiTi rec ciclado (CP3), NiTi rec imerso (CP4).

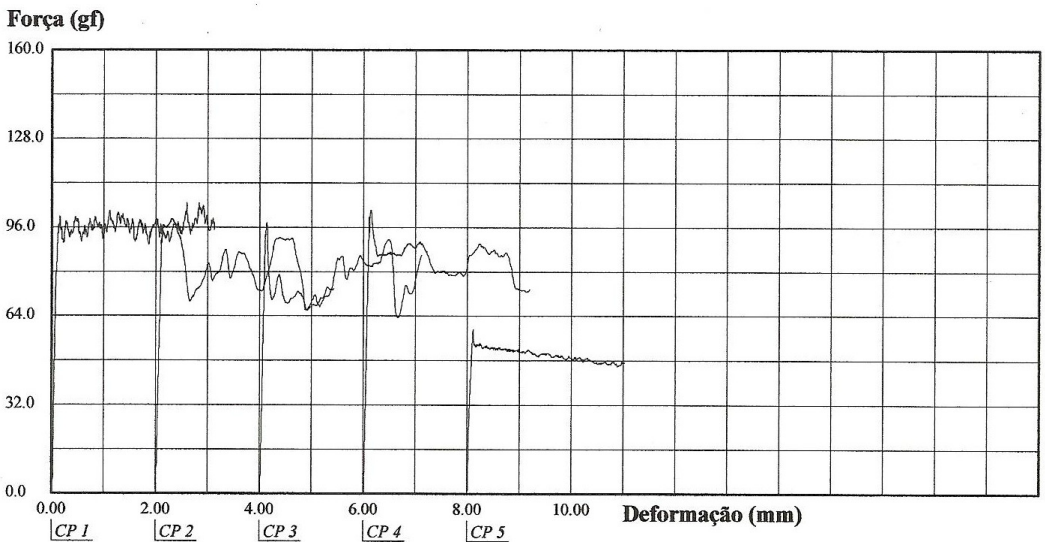


Figura 23 – Curvas representativas dos valores médios de força de atrito versus deslocamento para os fios de diâmetro de 0,016": NiTi (CP1), NiTi rec (CP2), NiTi rec ciclado (CP3), NiTi rec imerso (CP4), OPTIS™ (CP5).

Avaliando em MEV a superfície dos cinco *brackets* utilizados nos ensaios de atrito, não foi observado nenhum desgaste decorrente do deslizamento dos fios NiTi, NiTi rec, NiTi rec imerso, NiTi rec ciclado e OPTIS™. A superfície se apresentou igualmente homogênea como a superfície dos *brackets* pré-ensaio de atrito em todos os grupos de ensaios como mostra a Figura 24.

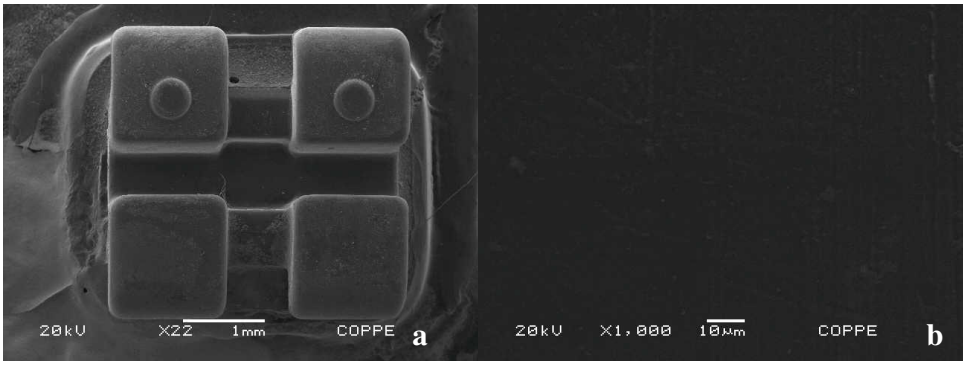


Figura 24 - Bracket InVu aumento 22x (a); 1000x (b) pós-ensaio de atrito (MEV).

5.5.2 Flexão:

Os valores médios de descarregamento das cinco observações obtidas para os fios NiTi, NiTI a 160°C, NiTi rec, NiTi rec imerso, NiTi rec ciclado para os diâmetros de 0,014"/ 0,016" e os respectivos desvios padrão são mostrados na Tabela 7, para cada

deformação imposta em mm. Em relação ao fio OPTIS™, o ensaio de flexão realizado nas mesmas condições levou à fratura do fio, impossibilitando a medida da força de descarregamento.

Tabela 7 - Tabela das médias das forças de descarregamento em gf dos fios 0,014" e 0,016" no teste de flexão para cada deformação em mm.

Fios	0,014"				0,016"			
	Deformação (mm)							
	0,5	1,0	2,0	3,0	0,5	1,0	2,0	3,0
NiTi	**63,88** ± 2,43	**66,51** ± 2,50	**59,48** ± 1,67	**69,35** ±5,09	**149,2** ± 5,58	**150,1** ± 9,56	**152,3** ± 10,11	**148,7** ± 9,43
NiTi a 160°C / 10 min	**90,04** ± 2,90	**90,73** ± 2,94	**85,38** ±2,67	**91,53** ±1,00	**157,5** ±8,13	**157,7** ± 9,60	**156,2** ± 7,94	**157,7** ± 9,69
NiTi rec	**85,11** ± 4,25	**75,99** ± 5,38	**63,82** ±9,59	**84,41** ±2,32	**110,4** ± 2,14	**117,2** ± 3,90	**103,5** ± 7,24	**108,7** ± 6,10
NiTi rec imerso	**68,29** ± 3,85	**59,09** ±1,50	**46,65** ± 2,65	**55,89** ±3,80	**112,6** ± 0,74	**119,2** ± 3,13	**103,8** ± 9,49	**104,9** ± 11,74
NiTi rec ciclado	**66,86** ± 6,17	**59,89** ± 4,7	**44,62** ±3,46	**65,09** ±3,09	**105,9** ±1,63	**100,8** ±4,89	**85,16** ± 3,02	**90,87** ±5,48

Para facilitar a percepção da variação dos dados, estes foram organizados em gráficos de barra com barras de erro que mostram o desvio padrão das médias das forças de descarregamento em flexão (gf). Nesses gráficos o eixo das abscissas representa os fios ortodônticos e o eixo das ordenadas, os valores de força de descarregamento em gf, para cada tipo de fio de NiTi de 0,014", para cada uma das quatro deformações impostas (Figura 25).

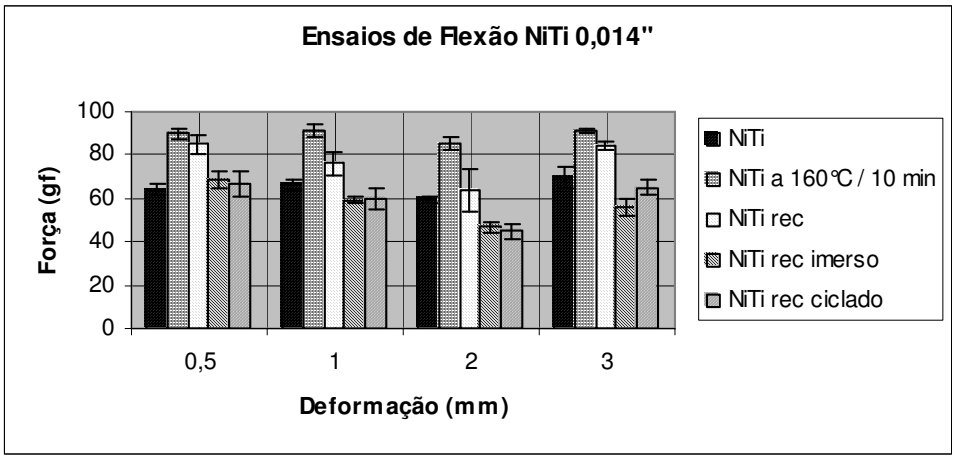


Figura 25 - Valores médios das forças de descarregamento obtidas nos ensaios de flexão em gf para os fios NiTi 0,014" .

Em todas as deformações observa-se que as forças de descarregamento são maiores para o fio NiTi tratado a 160°C. Ao colocar o recobrimento de resina epoxídica, nota-se que os valores dessas forças diminuem em relação aos fios aquecidos, podendo chegar a uma média de força próxima ao valor obtido com fio NiTi, como por exemplo, pode ser visto para a deformação imposta de 2,0 mm.

Ao avaliar os fios rec imersos e ciclados em todas as deformações, foi observado que os valores da força de descarregamento foram menores que as obtidas com fio NiTi rec. Observou-se a influência da imersão e ciclagem na média da força de descarregamento. Tais condições determinaram valores menores comparados aos do grupo controle (NiTi).

A Figura 26 apresenta o gráfico de barras das médias de força de descarregamento dos testes de flexão para os fios de 0,016" de diâmetro. O resultado segue a mesma linha dos resultados obtidos em relação aos fios de 0,014". O grupo controle (NiTi) e os fios NiTi a 160°C apresentaram valores aproximados, sendo que este último apresentou valores médios maiores em relação a todos os outros fios testados. Quando a resina epoxídica está presente, os valores médios são menores. Nesse caso, os fios rec, rec imersos e rec ciclados apresentaram valores médios de força de descarregamento próximos, porém inferiores, ao grupo controle.

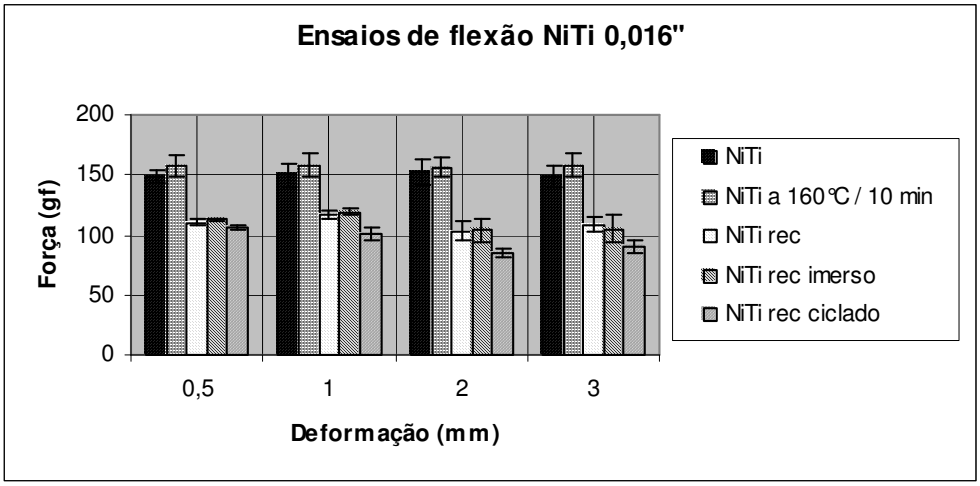


Figura 26 - Valores médios das forças de descarregamento obtidas nos ensaios de flexão em gf para os fios NiTi 0,016''.

A diferença entre os valores obtidos com o grupo controle e com os fios aquecidos a 160°C de 0,014" de diâmetro foi maior do que a diferença encontrada entre os mesmos fios de diâmetro 0,016". Além disso, é evidente que em relação aos fios rec foi observado que nos fios de 0,014" a imersão e a ciclagem influenciaram mais nos valores médios das forças de descarregamento do que nos fios de 0,016". Nos fios imersos e ciclados, vêem-se valores menores comparados aos os fios simplesmente recobertos nos de diâmetro 0,014". Nos fios de diâmetro 0,016" essa diferença não é tão evidente; os valores são aproximados.

Foi avaliada também a histerese em flexão pela diferença dos valores de força no platô de carregamento (*loading*) e no platô de descarregamento (*unloading*) para deformação de 1,8mm. Os valores médios estão mostrados na Tabela 8. Na Figura 56 (anexo II) mostra a curva representativa obtida com ensaio de flexão, no caso foi exemplificado com a curva obtida com os fios NiTi recobertos 0,016".

Tabela 8 – Valores médios de histerese no ensaio de flexão para deformação de 1,8mm.

Fios	Diâmetro	
	0,014"	0,016"
NiTi	**93,29** ± 1,283	**155,8** ± 5,675
NiTi a 160°C / 10 min	**86,37** ± 3,136	**158,8** ± 2,754
NiTi rec	**85,11** ± 4,25	**180,7** ± 9,780
NiTi rec imerso	**155,9** ± 6,024	**188,8** ± 4,832
NiTi rec ciclado	**154,6** ± 8,717	**179,1** ±2,229

Na Figura 27 vê-se o gráfico de barras das médias de força em gf da histerese dos testes de flexão realizados nos fios de NiTi 0,014"e 0,016" de diâmetro para uma deformação de 1,8mm .

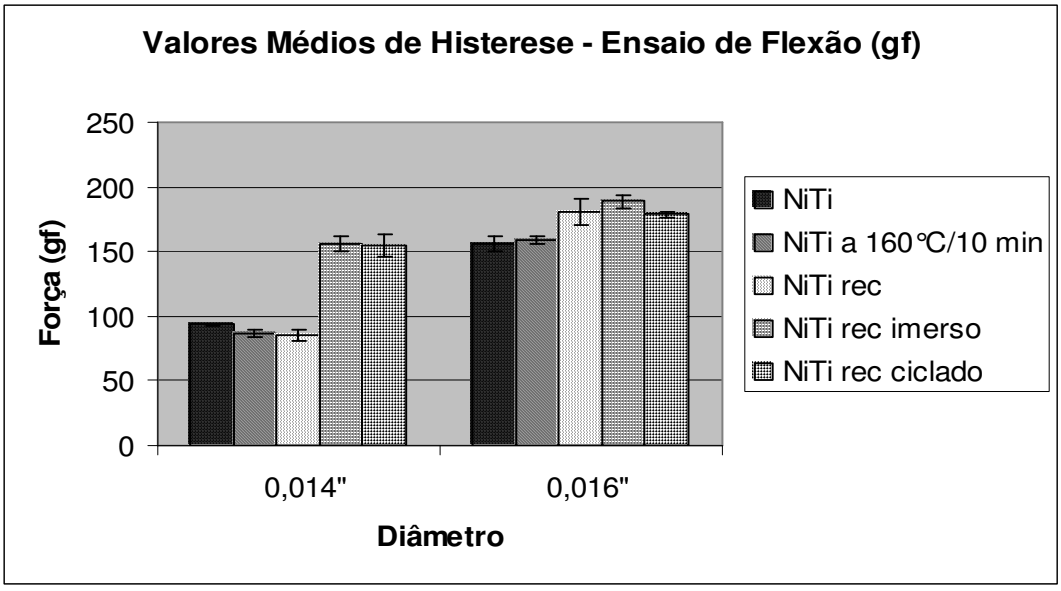


Figura 27 – Valores médios de histerese em gf no ensaio de flexão para os fios NiTi 0,014" e 0,016''.

Dentro dos valores médios de histerese no fio 0,014", os fios NiTi , NiTi a 160°C e rec tiveram valores menores em relação aos fios rec imersos e ciclados. Considerando-se o diâmetro 0,016", os fios rec, rec imersos e rec ciclados tiveram valores maiores em relação aos fios NiTi e NiTi a 160°C. Neste caso o recobrimento pode ter provocado a elevação dos resultados para histerese em flexão.

Na Figura 28 observa-se para um mesmo tratamento o resultado da histerese no ensaio de flexão. Nota-se que em todos os tratamentos o diâmetro influenciou no

resultado, aumentando os valores de histerese para os fios de maior diâmetro. As diferenças foram maiores para o NiTi , NiTi a 160°C e NiTi rec em relação ao diâmetro de 0,014" .

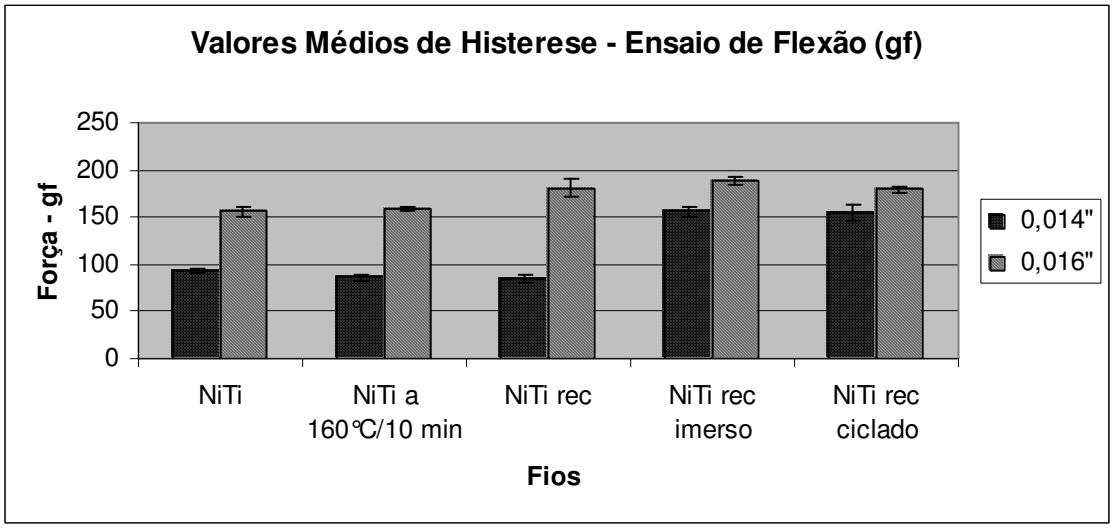


Figura 28 – Valores médios de histerese em gf no ensaio de flexão com fio NiTi 0,014" e 0,016'' relacionando os tratamentos dos fios.

5.5.3 Tração:

Os valores médios de histerese em tração (mecânica), dos platôs superiores e inferiores obtidos e o desvio padrão calculados correspondentes a cada grupo de fios ortodônticos são descritos na Tabela 9.

Tabela 9 - Médias dos valores de tensão nos ensaios de tração nas ligas NiTi.

Fios	Diâmetro					
	0,014"			0,016"		
	Histerese mecânica (J/cm^3)	Platô inferior (MPa)	Platô superior (MPa)	Histerese mecânica (J/cm^3)	Platô inferior (MPa)	Platô superior (MPa)
NiTi	**13,51**± 0,31	**173,4** ± 2,34	**465,3** ± 13,15	**12,42** ± 0,40	**173,7** ± 14,02	**482,1** ± 6,56
NiTi à 160°C / 10 min	**12,83** ± 0,35	**197,0** ± 2,39	**497,2** ±5,01	**13,03** ± 0,12	**198,5** ± 3,91	**502,2** ± 1,46
NiTi rec	**8,12** ± 0,37	**127,0** ± 2,97	**327,7**± 5,91	**10,38** ± 0,26	**148,6** ± 3,41	**406,7** ± 8,83
NiTi rec imerso	**10,20**± 0,33	**116,1** ± 3,93	**327,1**± 8,66	**9,68** ± 0,27	**124,0** ± 1,67	**351,9** ± 3,08
NiTi rec ciclado	**7,89** ± 0,14	**115,3** ± 0,58	**297,1** ± 5,35	**9,58** ± 0,24	**122,0** ± 1,97	**335,5** ± 2,37

Para facilitar a percepção da variação dos dados em relação à histerese mecânica, estes foram organizados em gráficos de barra com barras de erro que mostram o desvio padrão das médias das energias específicas (J/cm^3). Nesses gráficos o eixo das abscissas representa os fios ortodônticos e o eixo das ordenadas, os valores das energias específicas (J/cm^3). Na Figura 29 podem ser vistos, de forma comparativa, os valores da histerese mecânica para cada tipo de fio de NiTi de 0,014" e 0,016"; e na Figura 30 pode ser visto o gráfico de barras das médias de tensão em MPa dos platôs inferiores e superiores dos fios NiTi. Na Figura 57 (anexo II) mostra a curva representativa obtida com esse ensaio mecânico, no caso foi exemplificada com a curva obtida com os fios NiTi recobertos 0,016".

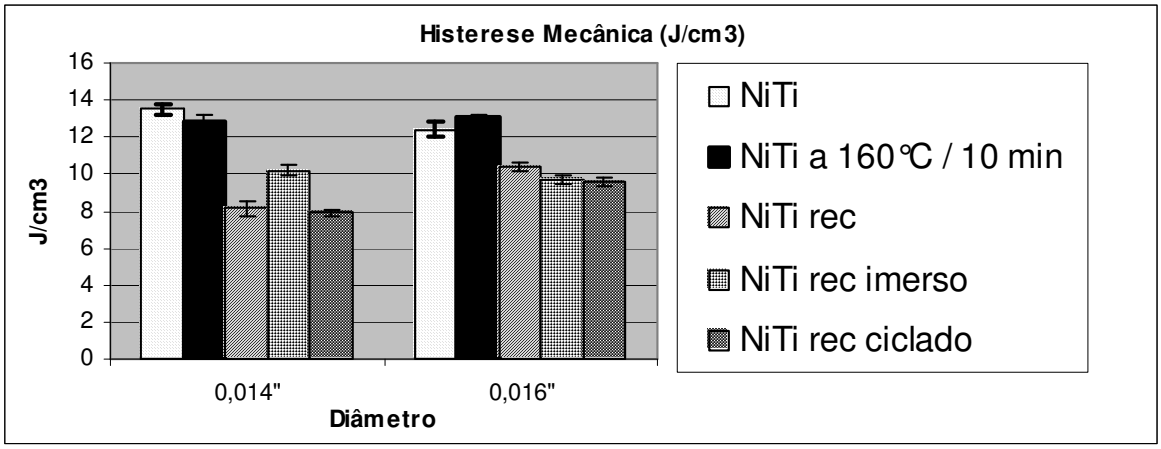


Figura 29 - Gráfico de barras das médias das tensões de histerese mecânica.

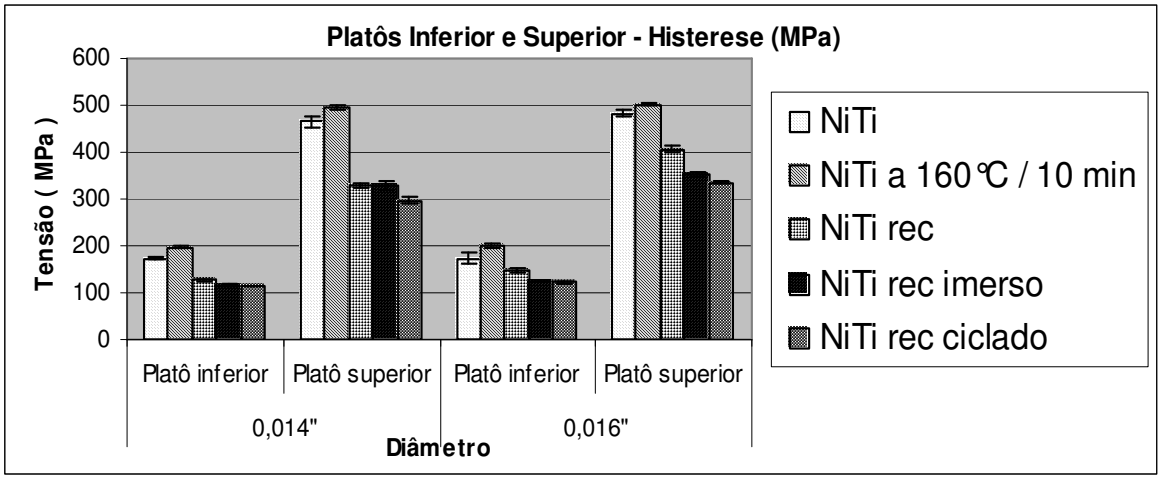


Figura 30 - Gráfico de barras das médias de tensão em MPa dos platôs de tensões inferiores e superiores dos fios NiTi.

Ao avaliar os valores de histerese em tração dos fios ortodônticos, observou-se que independentemente do diâmetro, os fios NiTi e NiTi 160°C apresentaram os maiores valores médios de energias específicas em relação aos demais fios.

Em relação ao diâmetro 0,014" os valores se apresentaram na seguinte ordem decrescente: NiTi, NiTi a 160°C, NiTi rec imerso, NiTi rec, NiTi rec ciclado. Entretanto, para o diâmetro 0,016'',os valores foram maiores para os fios de NiTi à 160°C, seguidos dos fios NiTi, NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. Os valores dos fios com recobrimento foram menores para o diâmetro 0,014", com exceção do fio que sofreu imersão, em comparação com os fios de diâmetro de 0,016". O mais importante é identificar que os fios recobertos apresentaram histerese em tração menor do que os fios NiTi e NiTi a 160°C.

Correlacionando histerese em flexão e histerese em tração, é possível dizer que em tração os fios com recobrimento produziram valores médios menores em relação aos valores obtidos com os fios NiTi e NiTi a 160°C. Entretanto, na histerese em flexão os fios com recobrimento geraram valores superiores comparados aos fios sem recobrimento.

Em relação aos platôs superiores e inferiores mostrados na Figura 30, observa-se que os valores de tensão (MPa) dos fios NiTi rec, NiTi rec imerso, NiTi rec ciclado, são inferiores aos valores obtidos para os fios NiTi e NiTi a 160°C. A presença do recobrimento modificou o comportamento do fio de NiTi para histerese em tração. A imersão e a ciclagem potencializaram a diminuição dos valores obtidos.

5.6 Avaliação dos Fios Recobertos NiTi 0,014" Usados Clinicamente:

5.6.1 Aferição do Diâmetro antes e depois do Uso Clínico:

Os fios NiTi rec 0,014" (0,35mm) utilizados em pacientes tiveram seus diâmetros medidos antes e depois do uso na cavidade bucal. A Tabela 10 mostra os valores dos diâmetros de cada fio antes de serem colocados na cavidade bucal dos pacientes em tratamento ortodôntico. Os fios foram numerados, medidos em cinco regiões diferentes da parábola de NiTi rec e foi obtido um valor médio do diâmetro final para cada fio. Observou-se que o diâmetro médio dos nove fios foi aproximadamente de 0,39 mm ± 0,014. Sendo assim, a espessura do recobrimento foi estimada, aproximadamente, em 0,04mm, uma vez que o substrato que recebeu tal recobrimento tinha 0,35mm. O valor médio do diâmetro final em polegadas obtido foi equivalente a 0,015" ± 0,0005, e a espessura do recobrimento foi de 0,002", uma vez que o substrato que recebeu tal recobrimento tinha 0,014" de diâmetro.

Observou-se que o diâmetro médio dos fios foi aproximadamente de 0,38mm ± 0,017 (Tabela 10) depois do uso em cavidade bucal. Sendo assim, a espessura do recobrimento foi aproximadamente de 0,03mm, uma vez que o substrato que recebeu tal recobrimento tinha 0,35mm. Em polegadas, o diâmetro médio foi de 0,014"± 0,0006, e a espessura do recobrimento foi de 0,001", comparados à espessura de 0,002", encontrada antes do uso da cavidade bucal.

Tabela 10 – Valores dos diâmetros finais (mm) do NiTi rec 0,014" antes e depois do uso em cavidade bucal.

	Médias (mm) do diâmetro dos fios NiTi rec 0,014"	
FIOS	**Antes do uso na cavidade bucal**	**Depois do uso na cavidade bucal**
1	0,40	0,40
2	0,39	0,36
3	0,38	0,37
4	0,42	0,41
5	0,41	0,37
6	0,39	0,40
7	0,38	0,37
8	0,38	0,38
9	0,39	0,38
Media final +DP	**0,39 ± 0,014**	**0,38 ± 0,017**

5.6.2 Avaliação dos Hábitos Alimentares e de Higiene Bucal dos Pacientes:

Os hábitos alimentares e de higiene serão correlacionados no item 6.1 referente à avaliação estatística.

5.6.3 Avaliação dos Fios Ortodônticos Clinicamente:

As fotografias digitais tiradas dos pacientes antes e depois do uso clínico dos fios ortodônticos mostraram a continuidade superficial na maior parte da extensão do fio ortodôntico recoberto (Figura 31). Entretanto, nas regiões dos pré-molares, em algumas amostras observou-se a perda do recobrimento (Figuras 32 e 33). A Figura 32 foi colocada apenas para ilustrar a perda do recobrimento na região de pré-molar, uma vez que ela mostra o fio utilizado na mandíbula. Somente os fios utilizados na maxila foram considerados na análise estatística do trabalho.

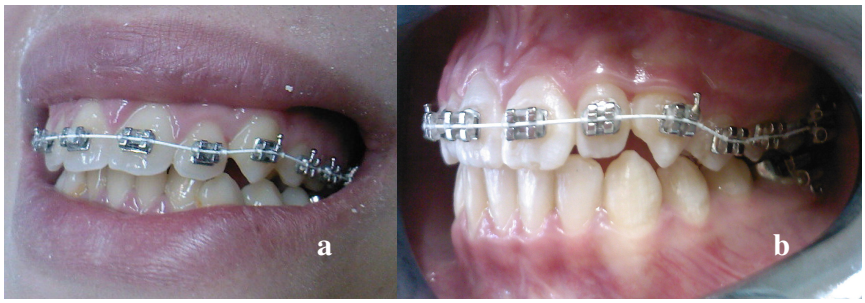


Figura 31-Fio ortodôntico recoberto antes do uso por 30 dias na cavidade oral (a e b).

Figura 32 – Fio ortodôntico recoberto antes (a) e depois (b) do uso na cavidade bucal.

Figura 33- Fio ortodôntico recoberto depois do uso na cavidade bucal: vista lateral direita (a), frontal (b), lateral esquerda (c).

Visando mostrar a possível degradação do recobrimento devido o aumento da exposição do fio recoberto ao meio bucal, analisou-se um fio que permaneceu 70 dias na cavidade oral de um paciente (Figuras 34 a-c). Estatisticamente não foi considerado o fio utilizado por esse paciente, devido à permanência na cavidade bucal em maior tempo que os demais fios ortodônticos analisados (trinta dias). Clinicamente, foi observado que não houve perda de recobrimento.

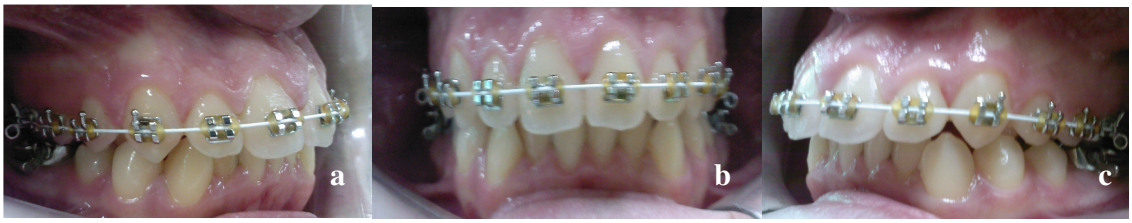


Figura 34 – Fios ortodôntico depois do uso em cavidade bucal por 70 dias; vista lateral direita (a), frontal (b), lateral esquerda (c).

5.6.4 Avaliação em MEV depois do Uso Clínico:

Anteriormente ao uso intrabucal, o fio recoberto mostra uma superfície homogênea por toda sua extensão. Entretanto, após trinta dias na cavidade bucal, observou-se, na avaliação em MEV, perda do recobrimento em algumas regiões (Figuras 35, a-f) por arrancamento, rachaduras, porosidades e, por conseguinte, degradação do recobrimento. As Figuras 35 (a-f) mostram a perda do recobrimento que ocorreu ora na região posterior ora na região anterior dos fios.

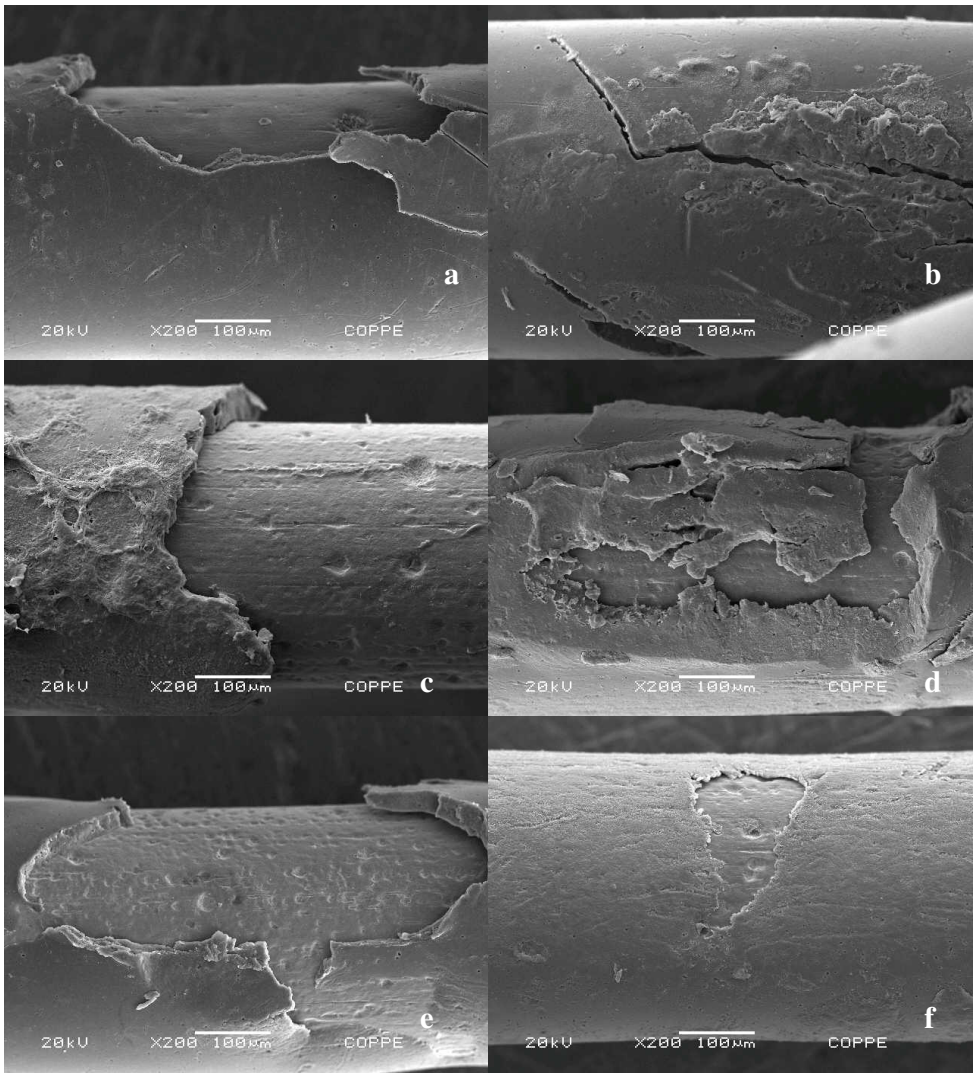


Figura 35- Micrografias obtidas por MEV das regiões com degradação do recobrimento do Fio NiTi rec após uso na cavidade bucal, aumento de 200X (a-f) .

Alguns fios mostraram a superfície homogênea e sem arrancamento ou rachaduras após o uso na cavidade bucal por toda sua extensão, idêntico ao fio não utilizado na cavidade bucal, conforme pode ser visto nas Figuras 36 (a e b).

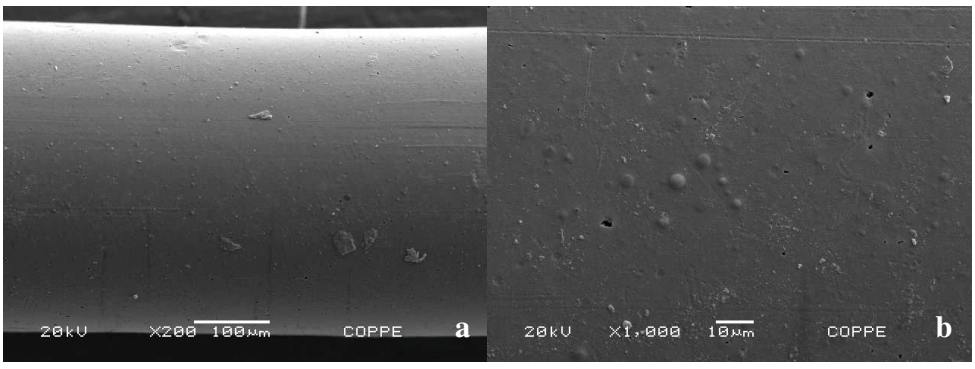


Figura 36 – Micrografias obtidas por MEV do Fio NiTi rec aumento 200X (a); 1000X (b).

O fio ortodôntico que permaneceu por 70 dias na cavidade bucal apresentou, ao avaliar-se a superfície em MEV, porosidades principalmente nas regiões *interbrackets* (Figuras 37, a-f).

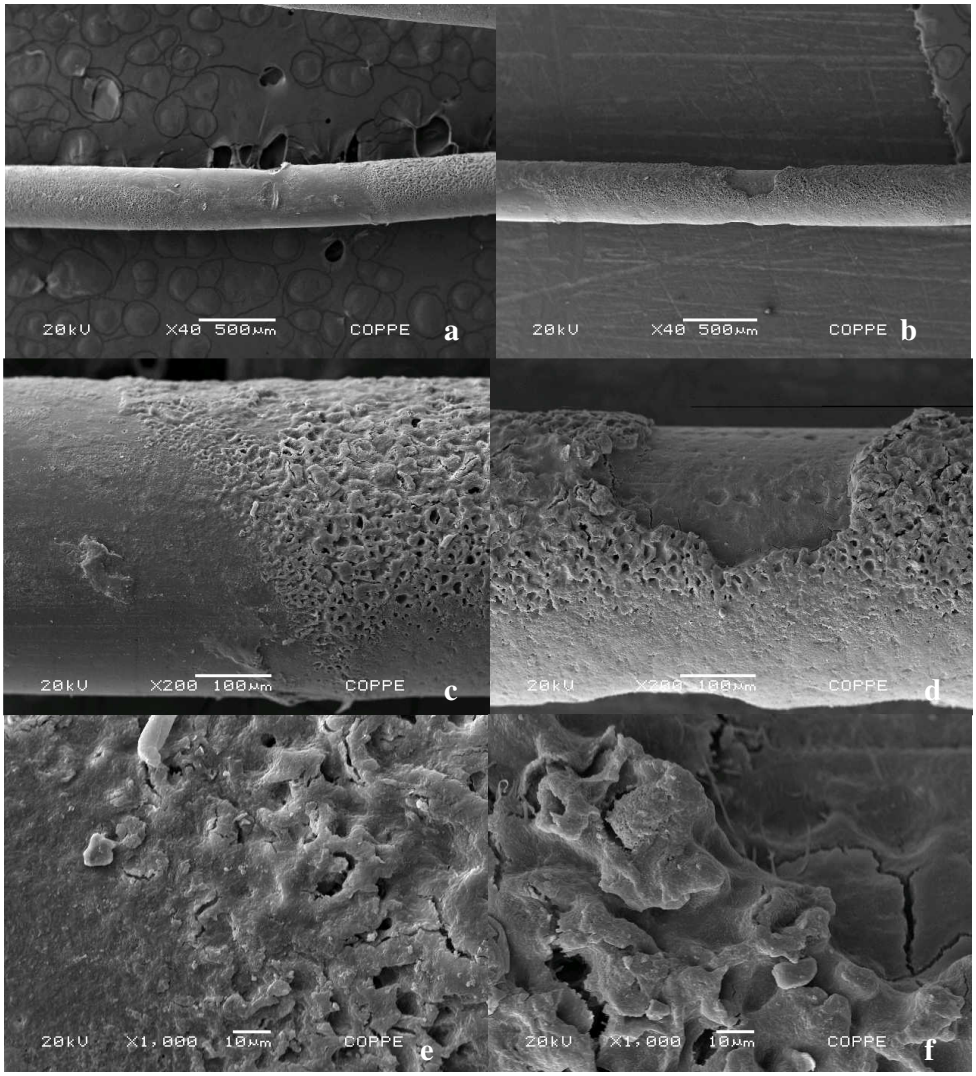


Figura 37 - Micrografias obtidas por MEV do fio NiTi rec utilizado por 70 dias na cavidade bucal aumento 40X (a, b); 200X (c,d); 1000X (e, f).

5.7 Análise Estatística:

Verificou-se a diferença significativa entre as médias encontradas em cada grupo de testes. Levou-se em consideração a probabilidade estatística *p-level*, onde valores menores ou iguais a 0,05 e 0,01 traduzem essa significância para os ensaios de atrito, flexão e tração.

5.7.1 Imersão em Solução Ácida e Ciclagem Térmica:

A possível influência da imersão em solução ácida e da ciclagem térmica ocorrida nos fios recobertos será discutida juntamente com cada ensaio mecânico realizado: atrito, flexão (histerese) e tração (histerese mecânica).

5.7.2 Atrito:

Na Tabela 34 (anexo II) são apresentados os valores médios de força máxima de atrito, desvio padrão (D.P) e intervalo de confiança (IC) de 95% para as variáveis analisadas. Os dados obtidos apresentaram sua distribuição normal (Figura 46 - anexo II) para os dois diâmetros (JB, $p > 0,05$ - Tabela 35, anexo II), e não houve diferença significativa da variância erro entre os grupos (CL, $p = 0.870$ - Tabela 36, anexo II).

Houve diferença significativa (ANOVA, $p < 0,05$ - Tabela 37, anexo II) entre os diâmetros dos fios; entre as modificações superficiais e os tratamentos que os fios recobertos foram submetidos; e entre a interação das variáveis (diâmetro e tratamento).

A Figura 38 mostra o gráfico que representa os efeitos de interação encontrados entre os diâmetros e os tratamentos dos fios ortodônticos no teste de atrito. Observa-se que as linhas não são paralelas quando se muda o diâmetro do fio de NiTi, indicando que existe uma diferença significativa dentro de um mesmo tratamento para os

diâmetros diferentes. Sendo assim, torna-se interessante avaliar o efeito de cada tratamento dentro de cada diâmetro.

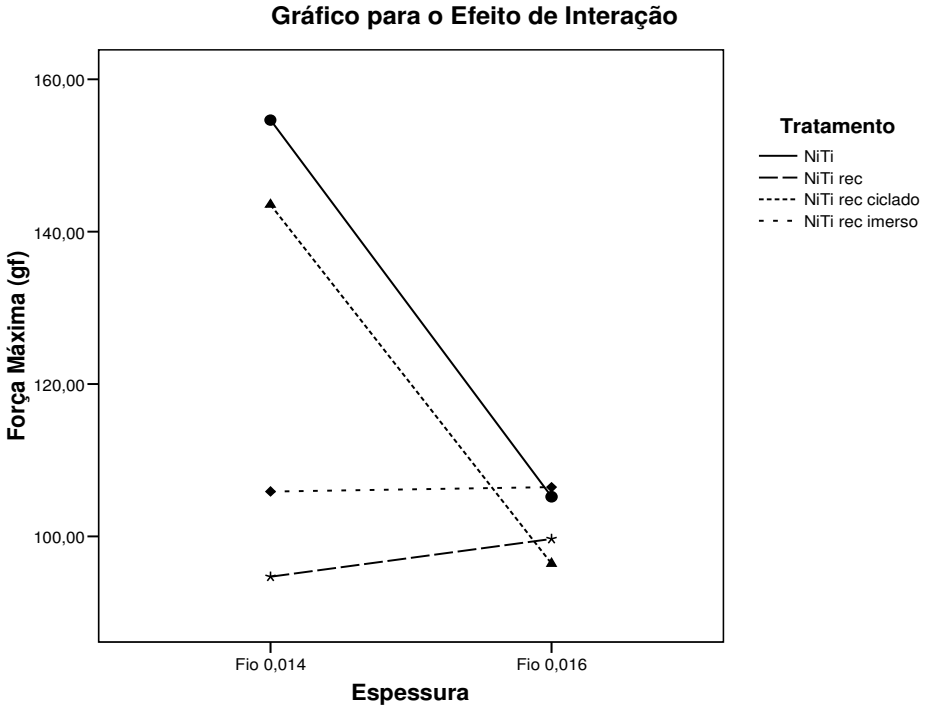


Figura 38 – Gráfico dos efeitos das interações para o teste de atrito - força máxima (gf) versus diâmetro dos fios NiTi.

Verificou-se que, considerando-se os resultados dos dois diâmetros separadamente, a média da força de atrito difere significativamente entre os diferentes tratamentos (ANOVA, $p < 0,05$ – Tabelas 38 e 39, anexo II). Para se avaliar entre quais tratamentos a diferença foi significativa recorreu-se ao teste post-hoc de Tukey ($p < 0,05$ – Tabelas 11 e 13).

5.7.2.1 Análise do Atrito para a Espessura 0,014":

Nota-se que no diâmetro 0,014", o fio de NiTi apresentou significativamente maior média de força máxima de atrito quando comparado aos fios de NiTi rec e NiTi rec imerso, não sendo estatisticamente significativa a diferença em relação ao NiTi rec ciclado. Já o fio de NiTi rec apresentou significativamente menor média de força

máxima de atrito quando comparado ao NiTi rec ciclado, não sendo estatisticamente significativa essa diferença quando comparado ao fio de NiTi rec imerso. Por fim, o fio de NiTi rec ciclado apresentou significativamente maior média de força máxima de atrito quando comparado ao fio NiTi rec imerso (Tabela 11).

Tabela 11 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,014" – teste de atrito.

(I) Tratamento	(J) Tratamento	Diferença de médias (I-J)	p
NiTi	NiTi rec	59,950	0,000
	NiTi rec ciclado	**11,104**	**0,185**
	NiTi rec imerso	48,760	0,000
NiTi rec	NiTi rec ciclado	-48,846	0,000
	NiTi rec imerso	**-11,190**	**0,180**
NiTi rec ciclado	NiTi rec imerso	37,656	0,000

Em relação aos grupos homogêneos de Tukey observa-se que o grupo 2 agrega os tratamentos com menor força de atrito e não diferentes estatisticamente entre si (NiTi rec e NiTi rec imerso); e que o grupo 1 agrega os tratamentos com maior força de atrito e não diferentes estatisticamente entre si (NiTi rec ciclado e NiTi).Os resultados são apresentados a seguir na Tabela 12.

Tabela 12 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014"- teste de atrito.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)	
	2	1
NiTi rec	94,704	
NiTi rec imerso	105,894	
NiTi rec ciclado		143,550
NiTi		154,654
p	**0,180**	**0,185**

5.7.2.2 Análise do Atrito para a Espessura 0,016":

O mesmo procedimento foi adotado para comparar os diferentes tratamentos na espessura de 0,016". Nota-se que no diâmetro 0,016", o fio de NiTi apresentou significativamente maior força de atrito quando comparado aos fios de NiTi rec e NiTi rec ciclado, não sendo estatisticamente significativa a diferença em relação ao NiTi rec imerso. Já o fio de NiTi rec apresentou significativamente menor força de atrito quando comparado ao fio NiTi rec imerso, não sendo estatisticamente significante a diferença

em relação ao NiTi rec ciclado. Finalmente o fio NiTi rec ciclado apresentou significativamente menor força de atrito quando comparado ao fio NiTi rec imerso (Tabela 13).

Tabela 13 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016" – teste de atrito.

(I) Tratamento	(J) Tratamento	Diferença de médias (I-J)	p
NiTi	NiTi rec	5,546	0,024
	NiTi rec ciclado	8,774	0,001
	NiTi rec imerso	**-1,268**	**0,879**
NiTi rec	**NiTi rec ciclado**	**3,228**	**0,273**
	NiTi rec imerso	-6,814	0,005
NiTi rec ciclado	NiTi rec imerso	-10,042	0,000

Em relação aos grupos homogêneos do teste de Tukey apresentados na Tabela 14, o grupo 2 (NiTi rec ciclado e o NiTi rec) representa os tratamentos com menor força de atrito; e o grupo 1 (NiTi e NiTi rec imerso) representa os tratamentos com maior força de atrito. Não houve diferença significativa entre os fios do mesmo grupo.

Tabela 14 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016" – teste de atrito.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)	
	2	1
NiTi rec ciclado	96,426	
NiTi rec	99,654	
NiTi		105,200
NiTi rec imerso		106,468
p	**0,273**	**0,879**

No diâmetro 0,016" o fio NiTi rec ciclado apresenta valores menores em relação ao grupo juntamente com o NiTi rec. Isso também ocorre com o diâmetro 0,014", onde os fios rec também representam os menores valores em relação ao grupo. O NiTi rec imerso 0,016", por sua vez, traduz valores maiores juntamente com NiTi em relação ao grupo. Pode ser dito que o fio rec apresentou menores valores em ambos os diâmetros, uma vez que não há diferença significativa entre os valores dos fios rec 0,016" e rec ciclado 0,016". Ficou claro que os tratamentos de ciclagem e imersão foram determinantes para influenciar o deslizamento dos fios ortodôntico recobertos. A

imersão para os dois diâmetros de fios mostrou influenciar menos nos valores de força máxima, como pode ser visto na reta da Figura 38, que está praticamente no mesmo patamar.

Adicionalmente, foi incluído o fio OPTIS™ para o teste de atrito no diâmetro de 0,016" e verificou-se a existência de diferenças significativas (ANOVA) entre os diversos tratamentos na espessura de 0,016".

5.7.2.3 Análise do Atrito para a Espessura 0,016" Incluindo OPTIS™:

A distribuição dos dados foi normal, como mostra a Figura 47 do anexo II (JB, p > 0,05 - Tabela 40, anexo II). Houve diferença significativa em relação à variância erro (CL, p = 0,020 - Tabela 41, anexo II). Sendo assim, de acordo com os valores apresentados pelo CL, foi necessário usar um nível de significância menor, mais rígido, como 0,01, ao invés de 0,05, para fazer a ANOVA *one-way* (Tabela 42 - anexo II). A força máxima obtida apresentou diferença significativa para os diferentes fios (p< 0,01). A Tabela 15 mostra o teste post-hoc de Tukey e quais as médias que são significativamente diferentes (p < 0,05).

Tabela 15 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016" com OPTIS™.

(I) Tratamento	(J) Tratamento	Diferença de médias (I-J)	p
NiTi	**NiTi rec**	**5,546**	**0,093**
	NiTi rec ciclado	8,774	0,003
	NiTi rec imerso	**-1,268**	**0,971**
	OPTIS™	45,434	0,000
NiTi rec	**NiTi rec ciclado**	**3,228**	**0,539**
	NiTi rec imerso	-6,814	0,027
	OPTIS™	39,888	0,000
NiTi rec ciclado	NiTi rec imerso	-10,042	0,001
	OPTIS™	36,660	0,000
NiTi rec imerso	OPTIS™	46,702	0,000

Nota-se que o NiTi apresentou significativamente maior força de atrito quando comparado aos NiTi rec ciclado e OPTIS™, não sendo estatisticamente significante a diferença em relação ao NiTi rec e NiTi rec imerso. Já o NiTi rec apresentou

significativamente menor força de atrito quando comparado ao tratamento NiTi rec imerso e maior força de atrito quando comparado ao OPTIS™, não sendo estatisticamente significante a diferença em relação ao fio NiTi rec ciclado. O NiTi rec ciclado apresentou significativamente menor força de atrito quando comparado ao NiTi rec imerso e maior força de atrito quando comparado ao OPTIS™. Por fim, o NiTi rec imerso apresentou significativamente maior força de atrito quando comparado ao OPTIS™ .

Em relação aos grupos homogêneos do teste de Tukey (Tabela 26), observou-se que o grupo 1 agrega os tratamentos com maior força de atrito (NiTi e NiTi rec imerso); o grupo 2 agrega os tratamentos com menor força de atrito (OPTIS™); e em seguida o grupo 3 (NiTi rec ciclado e NiTi rec) e o grupo 4 (NiTi rec e NiTi) como intermediários dos grupos 1 e 2.

Tabela 16 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016" com OPTIS™.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)			
	2	3	4	1
OPTIS™	59,766			
NiTi rec ciclado		96,426		
NiTi rec		99,654	99,654	
NiTi			105,200	105,200
NiTi rec imerso				106,468
p	**1,000**	**0,539**	**0,093**	**0,971**

5.7.3 Flexão:

No ensaio de flexão, os dados apresentaram distribuição normal (JB, $p > 0.05$ - Tabela 43, anexo II), confirmada pela análise de gráficos (Figuras 48, 49, 50 e 51 – anexo II). Houve diferença significativa dos dados em relação à homogeneidade das matrizes de covariância (teste M de Box) e em relação à igualdade da variância erro (CL)(Tabela 44 - anexo II) na variável dependente em todos os grupos onde $p < 0,05$. Pôde-se observar que houve diferença significativa entre os grupos (efeitos), bem como na interação (Tabelas 45 e 46 – anexo II) quando se avaliou a diferença multivariada ao

longo dos grupos (contraste multivariado) pelo Traço de Pillai e Lambda de Wilks, p<0,05. Os efeitos de interação foram significativos como foi demonstrado graficamente (retas não paralelas) na Figura 39.

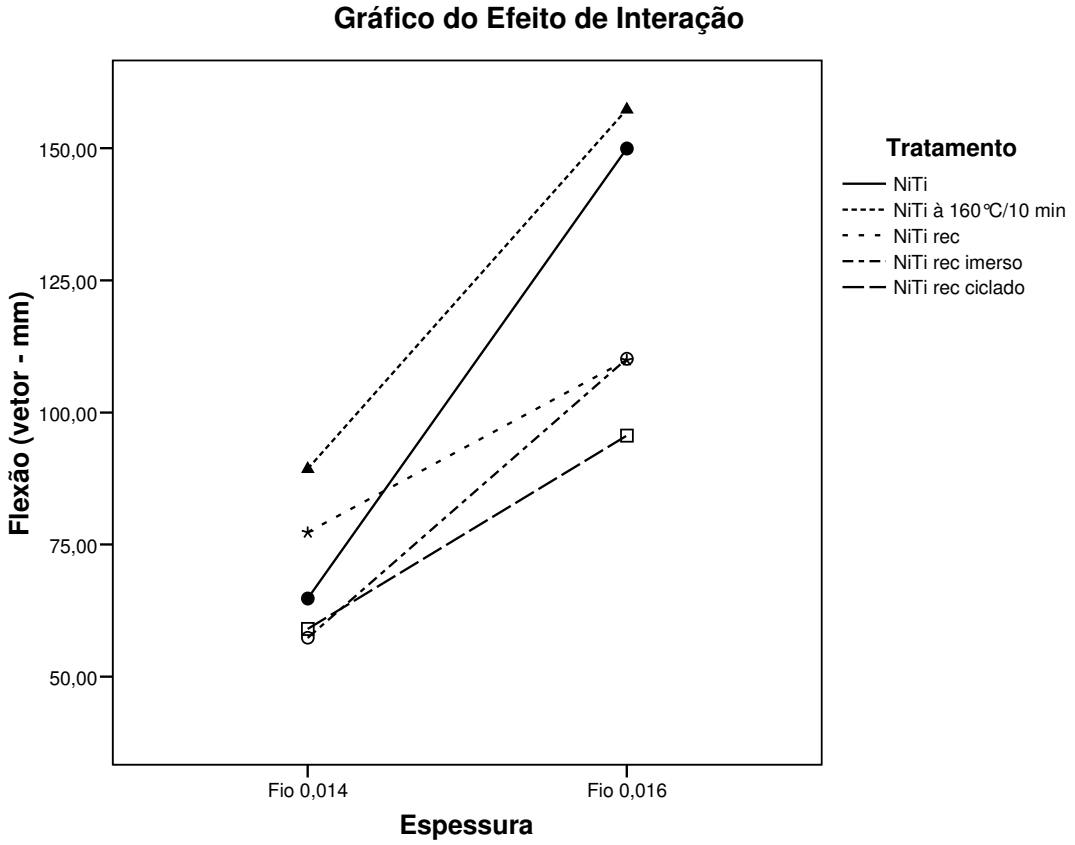


Figura 39 - Gráfico dos efeitos de Interação – Flexão (matriz).

Avaliou-se a análise dos tratamentos dentro de cada espessura utilizando-se também a MANOVA com nível de significância 0,01 (p = 0,000) (Tabelas 47 e 48 – anexo II). As variáveis dependentes (vetor Flexão) foram significativamente diferentes entre os diferentes tratamentos, considerando-se a espessura de 0,014"e 0,016". Para avaliar entre quais tratamentos a diferença foi significativa, recorreu-se ao teste post-hoc de Tukey.

5.7.3.1 Análise da Flexão para a Espessura 0,014":

Em relação à variável Flexão dos fios de diâmetro 0,014", nota-se que o fio de NiTi apresentou significativamente maior valor quando comparado aos fios de NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado; e significativamente menor valor quando comparado aos fios de NiTi a 160°C/10min e NiTi rec. Já o fio NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente maior valor quando comparado aos fios de NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O fio NiTi rec apresentou significativamente maior valor quando comparado ao fio NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. Por fim, o fio de NiTi rec imerso não se diferenciou significativamente do fio de NiTi rec ciclado (Tabela 17).

Tabela 17 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,014" - teste de flexão.

(I) Tratamento	(J) Tratamento	Diferença de médias (I-J)	p
NiTi	NiTi à 160°C / 10 min	-24,500	0,000
	NiTi rec	-12,500	0,000
	NiTi rec imerso	7,450	0,005
	NiTi rec ciclado	**5,750**	**0,039**
NiTi a 160°C / 10 min	NiTi rec	12,000	0,000
	NiTi rec imerso	31,950	0,000
	NiTi rec ciclado	30,250	0,000
NiTi rec	NiTi rec imerso	19,950	0,000
	NiTi rec ciclado	18,250	0,000
NiTi rec imerso	**NiTi rec ciclado**	**-1,700**	**0,886**

Os grupos homogêneos (Tabela 18) se apresentaram da seguinte forma: o grupo 1 agrega o tratamento com maior valor de Flexão (NiTi a 160°C/ 10min); o grupo 2 agrega os tratamentos com menor valor de Flexão (NiTi rec ciclado e NiTi rec imerso); em seguida, o grupo 3 (NiTi) e o grupo 4 (NiTi rec) como intermediários dos grupos 1 e 2.

Tabela 18 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014" - teste de flexão.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)			
	2	3	4	1
NiTi rec imerso	57,350			
NiTi rec ciclado	59,050			
NiTi		64,800		
NiTi rec			77,300	
NiTi à 160°C / 10 min				89,300
p	**0,886**	**1,000**	**1,000**	**1,000**

5.7.3.2 Análise da Flexão para a Espessura 0,016":

Com relação à variável Flexão para a espessura de 0,016", nota-se que o fio NiTi apresentou significativamente maior valor quando comparado aos fios de NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado, e que ele não se diferenciou significativamente do fio de NiTi a 160°C/10min. Já o fio NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente maior valor quando comparado aos fios NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O fio de NiTi rec apresentou significativamente maior valor quando comparado ao fio NiTi rec ciclado e não se diferenciou significativamente do fio de NiTi rec imerso. Por fim, o fio NiTi rec imerso apresentou significativamente maior valor quando comparado ao fio NiTi rec ciclado (Tabela 19).

Tabela 19- Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016" - teste de flexão.

(I) Tratamento	(J) Tratamento	Diferença de médias (I-J)	p
NiTi	**NiTi a 160°C / 10 min**	**-7,400**	**0,389**
	NiTi rec	40,050	0,000
	NiTi rec imerso	39,800	0,000
	NiTi rec ciclado	54,350	0,000
NiTi a 160°C / 10 min	NiTi rec	47,450	0,000
	NiTi rec imerso	47,200	0,000
	NiTi rec ciclado	61,750	0,000
NiTi rec	**NiTi rec imerso**	**-0,250**	**1,000**
	NiTi rec ciclado	14,300	0,016
NiTi rec imerso	NiTi rec ciclado	14,550	0,014

Os grupos homogêneos do teste de Tukey apresentados na Tabela 20 foram os seguintes: o grupo 1 agregou os tratamentos com maior valor de Flexão (NiTi a 160°C/

10min e NiTi); o grupo 2 agregou os tratamentos com menor valor de Flexão (NiTi rec ciclado); em seguida, o grupo 3 (NiTi rec e NiTi rec imerso) como intermediário dos grupos 1 e 2.

Tabela 20 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016" - teste de flexão.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)		
	2	3	1
NiTi rec ciclado	95,600		
NiTi rec		109,900	
NiTi rec imerso		110,150	
NiTi			149,950
NiTi a 160°C / 10 min			157,350
p	**1,000**	**1,000**	**0,389**

5.7.3.3 Histerese em Flexão para Deformação 1,8mm:

A diferença entre os platôs de carregamento e descarregamento para uma deformação de 1,8 mm gerou valores (gf) correspondentes à histerese em flexão. Os dados apresentaram distribuição normal (JB, p > 0,05 - Tabela 49, anexo II), comprovada pela análise gráfica (Figura 52). A variância erro (CL, p = 0,017) apresentou diferença significativa (Tabela 50). Desta forma, o nível de significância menor 0,01 foi usado para a aplicação da ANOVA *two-way* (Tabela 51). Verificou-se que o efeito do diâmetro foi significativo (p = 0,000), assim como o efeito do tratamento (p = 0,000). Mas como o efeito de interação também foi significativo, perde o sentido analisar os efeitos isolados, sendo necessário avaliar o efeito de cada tratamento dentro de cada diâmetro. A Figura 41 representa os efeitos de interação encontrados. Observa-se que as linhas não são paralelas quando se muda de diâmetro.

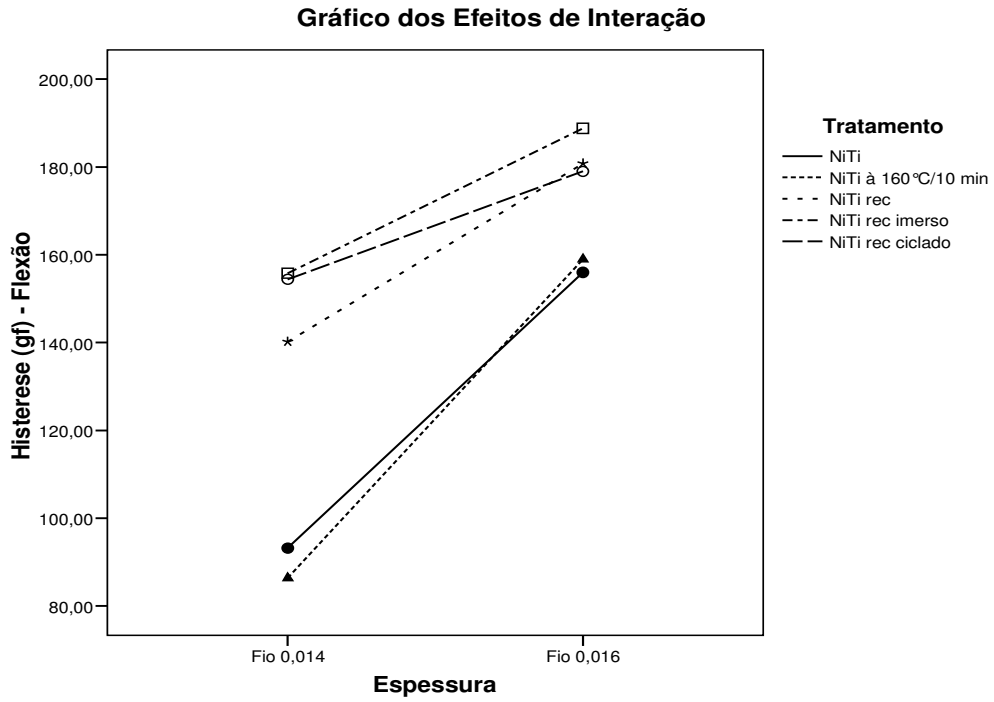


Figura 40 - Efeito de Interação – Histerese (gf) (Flexão).

Analisaram-se os tratamentos dentro de cada espessura com auxilio da ANOVA *one-way* ($p < 0,05$). Para se avaliar entre quais tratamentos a diferença foi significativa recorreu-se ao teste post-hoc de Tukey (Tabelas 21 e 23).

5.7.3.4 Análise da Histerese em Flexão para a Espessura 0,014":

A variância erro não apresentou diferença significativa (CL, $p = 0,106$ -Tabela 52 - anexo II). Nota-se que a histerese (flexão) difere significativamente (ANOVA, $p > 0,05$ -Tabela 53) entre os diferentes tratamentos.

Tabela 21 -Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,014" - Histerese em flexão.

Variável dependente	(I) Tratamento	(J) Tratamento	Diferença de médias (I-J)	p
Histerese (gf) - Flexão	**NiTi**	**NiTi a 160°C/10 min**	**6,800**	**0,459**
		NiTi rec	-47,000	0,000
		NiTi rec imerso	-62,600	0,000
		NiTi rec ciclado	-61,200	0,000
	NiTi a 160°C/10 min	NiTi rec	-53,800	0,000
		NiTi rec imerso	-69,400	0,000
		NiTi rec ciclado	-68,000	0,000
	NiTi rec	NiTi rec imerso	-15,600	0,007
		NiTi rec ciclado	-14,200	0,016
	NiTi rec imerso	**NiTi rec ciclado**	**1,400**	**0,997**

A diferença entre os tratamentos foi avaliada pelo teste post-hoc de Tukey (Tabela 21). Em relação à variável histerese (flexão), nota-se que o fio NiTi apresentou significativamente menor valor quando comparado aos demais fios, com exceção do fio NiTi a 160°C/10min. Já o fio NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente menor valor quando comparado aos fio NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O fio NiTi rec apresentou significativamente menor valor quando comparado ao fio NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. Por fim, o fio NiTi rec imerso não apresentou diferença significativa quando comparado ao fio NiTi rec ciclado.

Os grupos homogêneos do teste de Tukey (Tabela 22) se apresentaram da seguinte forma: o grupo 1 agregou o tratamento com maior valor de histerese-flexão (NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado); o grupo 2 agregou os tratamentos com menor valor de histerese-flexão (NiTi e NiTi a 160°C/ 10min); em seguida, o grupo 3 (NiTi rec) como intermediário dos grupos 1 e 2.

Tabela 22 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014" – Histerese em flexão.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)		
	2	3	1
NiTi a 160°C/10 min	86,400		
NiTi	93,200		
NiTi rec		140,200	
NiTi rec ciclado			154,400
NiTi rec imerso			155,800
p	**0,459**	**1,000**	**0,997**

5.7.3.5 Análise da Histerese em Flexão para a Espessura 0,016":

A variância erro apresentou diferença significativa (CL, p = 0,012 -Tabela 54, anexo II). Houve diferença significativa entre os diferentes tratamentos para a histerese em flexão (ANOVA, p = 0,000 - Tabela 55) para nível de significância de 0,01. Para se avaliar entre quais tratamentos a diferença foi significativa, recorreu-se ao teste post-hoc de Tukey (Tabela 23).

Tabela 23- Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016"-Histerese em flexão.

Variável dependente	(I) Tratamento	(J) Tratamento	Diferença de médias (I-J)	p
Histerese (gf) - Flexão	**NiTi**	**NiTi à 160°C/10 min**	**-3,000**	**0,923**
		NiTi rec	-24,800	0,000
		NiTi rec imerso	-32,800	0,000
		NiTi rec ciclado	-23,000	0,000
	NiTi a 160°C/10 min	NiTi rec	-21,800	0,000
		NiTi rec imerso	-29,800	0,000
		NiTi rec ciclado	-20,000	0,000
	NiTi rec	NiTi rec imerso	-8,000	0,231
		NiTi rec ciclado	1,800	0,988
	NiTi rec imerso	**NiTi rec ciclado**	**9,800**	**0,097**

Com relação à variável histerese (flexão), nota-se que o fio NiTi apresentou significativamente menor valor quando comparado aos demais tratamentos; e que ele não se diferenciou quando comparado ao NiTi a 160°C/10min. Já o fio NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente menor valor quando comparado aos fios NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O fio NiTi rec não se diferenciou significativamente dos fios NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. Por fim, o fio NiTi rec imerso não apresentou diferença significativa quando comparado ao fio NiTi rec ciclado.

Os grupos homogêneos do teste de Tukey (Tabela 24) apresentaram os resultados a seguir: o grupo 1 agregou os tratamentos com maior valor de histerese em flexão (NiTi rec ciclado, NiTi rec e NiTi rec imerso);e o grupo 2 agregou os tratamentos com menor valor de histerese em flexão (NiTi e NiTi a 160°C/10 min).

Tabela 24 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016" – Histerese em flexão.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)	
	2	1
NiTi	156,000	
NiTi a 160°C/10 min	159,000	
NiTi rec ciclado		179,000
NiTi rec		180,800
NiTi rec imerso		188,800
p	**0,923**	**0,097**

5.7.4 Tração – Histerese Mecânica:

Os valores apresentaram distribuição normal (JB, p> 0,05 -Tabela 56, anexo II) para as espessuras dos fios utilizados na análise de histerese mecânica. A adequação das variáveis para a análise também pode ser confirmada pela análise gráfica, como demonstrada nas Figuras 53 e 55 (anexo II). Não houve diferença significativa em relação à variância erro para histerese em tração (CL, p = 0,110), porém houve diferença significativa em relação aos platôs superiores e inferiores. A homogeneidade das matrizes de covariância (teste M de Box, p = 0,000) apresentou diferença significativa (Tabela 57 - anexo II). De acordo com os valores apresentados para a análise da variável histerese, foi possível utilizar a MANOVA. Para as demais variáveis foi usado um nível de significância menor, mais rígido, como 0,01, ao invés de 0,05.

A diferença multivariada dos grupos (contraste multivariado) com os testes Traço de Pillai e Lambda de Wilks (Tabela 58 - anexo II) permitiu observar que em todos os casos existiu diferença entre os grupos (efeitos), bem como na interação. Assim, o segundo passo foi avaliar a origem da diferença encontrada entre os grupos, avaliando cada variável dependente em função dos grupos e do fator de interação (Tabela 59). Novamente, pôde-se observar que em todos os casos existe diferença (p = 0,0000) entre os grupos (fonte), bem como na interação. Os efeitos de interação podem ser observados graficamente nas Figuras 41,42 e 43.

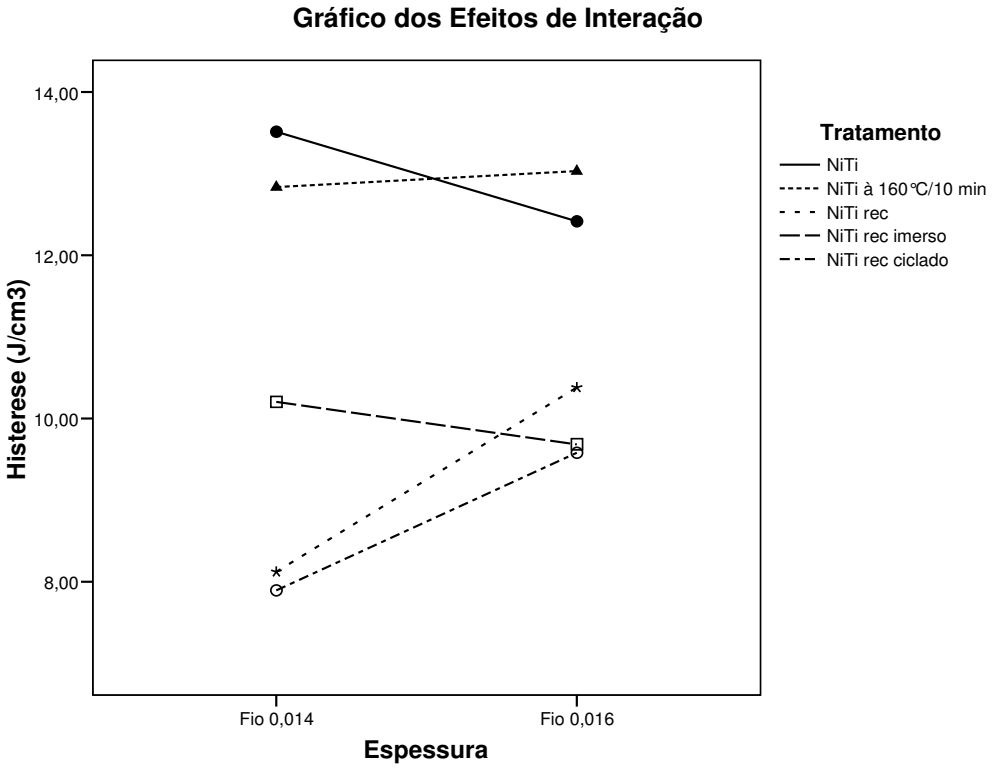


Figura 41 - Gráfico dos efeitos de Interação – Histerese (tração).

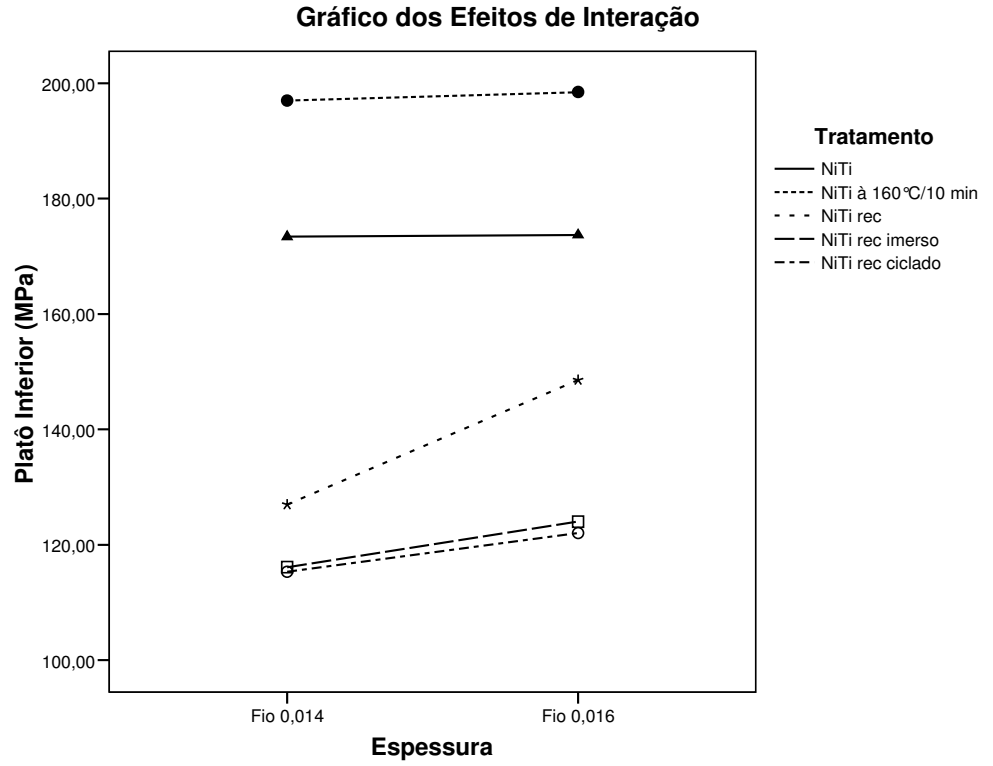


Figura 42 - Gráfico dos efeitos de Interação – Platô Inferior.

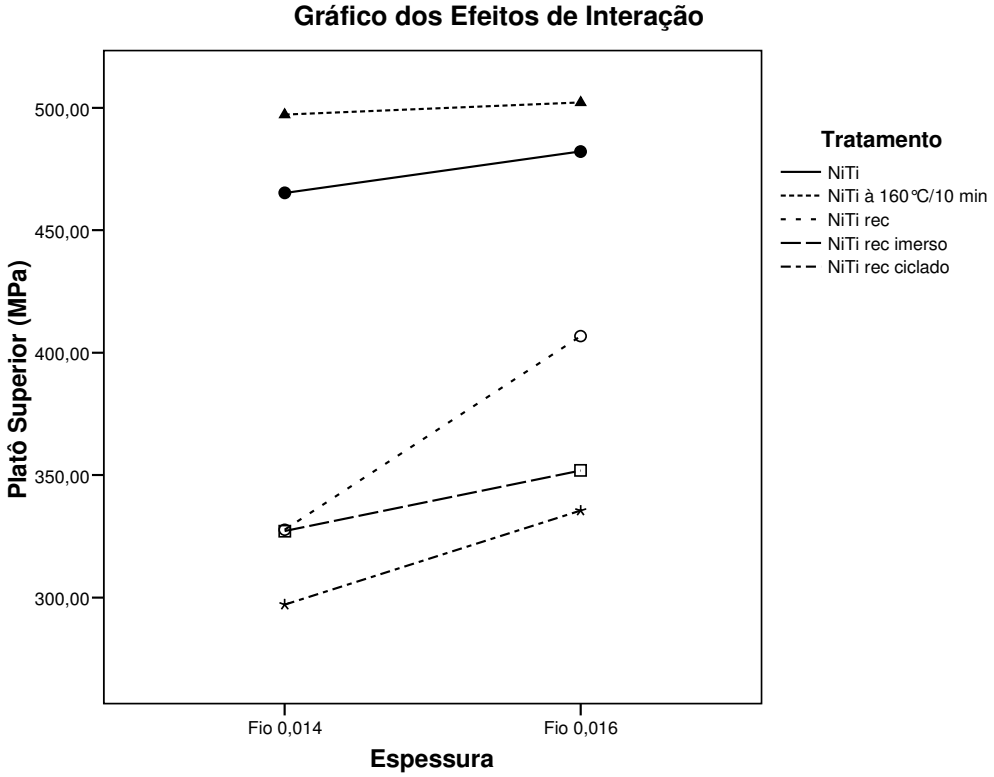


Figura 43 - Gráfico dos e feitos de Interação – Platô Superior.

Graficamente, as retas não paralelas demonstram que os efeitos de interação são significativos. Então se torna necessária a análise dos tratamentos dentro de cada espessura. Para tal utilizou-se a ANOVA *one-way*.

5.7.4.1 Análise de Tração para a espessura 0,014":

Inicialmente verificou-se a igualdade da variância erro (CL). O resultado é apresentado na Tabela 60, anexo II. De acordo com os valores apresentados, apenas para a análise da variável histerese pode-se ter total segurança (p = 0,168) sobre os resultados da ANOVA *one-way*. Para as demais variáveis (p< 0,05) foi utilizado o nível de significância de 0,01. Os resultados para a ANOVA *one-way* são apresentados na Tabela 61, anexo II.

Nota-se que as variáveis dependentes (histerese e platôs) diferem significativamente entre os diversos tratamentos quando se considera a espessura de 0,014" ($p<0,05$). Para se avaliar entre quais tratamentos a diferença foi significativa recorreu-se ao teste post-hoc de Tukey (Tabela 25).

Tabela 25 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,014" - teste de tração.

Variável dependente	(I) Tratamento	(J) Tratamento	Diferença de médias (I-J)	p
Histerese	NiTi	NiTi a 160°C / 10 min	0,680	0,023
		NiTi rec	5,394	0,000
		NiTi rec imerso	3,310	0,000
		NiTi rec ciclado	5,620	0,000
	NiTi a 160°C / 10 min	NiTi rec	4,714	0,000
		NiTi rec imerso	2,630	0,000
		NiTi rec ciclado	4,940	0,000
	NiTi rec	NiTi rec imerso	-2,084	0,000
		NiTi rec ciclado	**0,226**	**0,794**
	NiTi rec imerso	NiTi rec ciclado	2,310	0,000
Platô Inferior	NiTi	NiTi a 160°C / 10 min	-23,618	0,000
		NiTi rec	46,410	0,000
		NiTi rec imerso	57,266	0,000
		NiTi rec ciclado	58,068	0,000
	NiTi a 160°C / 10 min	NiTi rec	70,028	0,000
		NiTi rec imerso	80,884	0,000
		NiTi rec ciclado	81,686	0,000
	NiTi rec	NiTi rec imerso	10,856	0,000
		NiTi rec ciclado	11,658	0,000
	NiTi rec imerso	**NiTi rec ciclado**	**0,802**	**0,989**
Platô Superior	NiTi	NiTi a 160°C / 10 min	-31,956	0,000
		NiTi rec	137,582	0,000
		NiTi rec imerso	138,170	0,000
		NiTi rec ciclado	168,120	0,000
	NiTi a 160°C / 10 min	NiTi rec	169,538	0,000
		NiTi rec imerso	170,126	0,000
		NiTi rec ciclado	200,076	0,000
	NiTi rec	**NiTi rec imerso**	**0,588**	**1,000**
		NiTi rec ciclado	30,538	0,000
	NiTi rec imerso	NiTi rec ciclado	29,950	0,000

Com relação à variável histerese, nota-se que o tratamento NiTi apresentou significativamente maior valor quando comparado aos demais tratamentos. Já o tratamento NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente maior valor quando comparado aos tratamentos NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O tratamento NiTi rec apresentou significativamente menor valor quando comparado ao tratamento NiTi rec imerso e não se diferenciou do tratamento NiTi rec ciclado. Por fim, o

tratamento NiTi rec imerso apresentou significativamente maior valor quando comparado ao tratamento NiTi rec ciclado.

Os grupos homogêneos do teste de Tukey (Tabela 26) apresentaram os resultados a seguir: o grupo 1 agregou o tratamento com maior valor de histerese (NiTi); o grupo 2 agregou os tratamentos com menor valor de histerese (NiTi rec ciclado e NiTi rec); em seguida, o grupo 3 (NiTi rec imerso) e o grupo 4 (NiTi a 160°C/ 10min) como intermediários dos grupos 1 e 2.

Tabela 26 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014" – Histerese Mecânica.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)			
	2	3	4	1
NiTi rec ciclado	7,894			
NiTi rec	8,120			
NiTi rec imerso		10,204		
NiTi a 160°C / 10 min			12,834	
NiTi				13,514
p	**0,794**	**1,000**	**1,000**	**1,000**

Com isto pode ser dito que a presença do recobrimento alterou os valores de histerese mecânica: diminuiu em comparação aos não recobertos aquecidos ou não. Embora os fios recobertos também tenham o aquecimento de 160°C para cura da resina epoxídica, a sua presença, de alguma forma, faz reduzir a histerese mecânica. E a ciclagem não alterou significativamente o seu resultado comparado ao fio recoberto. Já a imersão faz aumentar esse valor significativamente.

Com relação à variável platô inferior (Tabela 25), nota-se que o tratamento NiTi apresentou significativamente maior valor quando comparado aos demais tratamentos, e menor valor quando comparado ao tratamento NiTi a 160°C/10min. Já o tratamento NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente maior valor quando comparado aos tratamentos NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O tratamento NiTi rec apresentou significativamente maior valor quando comparado ao tratamento NiTi rec

imerso e NiTi rec ciclado. Por fim, o tratamento NiTi rec imerso não apresentou diferença significativa quando comparado ao tratamento NiTi rec ciclado.

Os grupos homogêneos do teste de Tukey foram apresentados na Tabela 27: o grupo 1 mostrou o tratamento com maior valor de platô inferior (NiTi a 160°C/ 10min); o grupo 2 mostrou os tratamentos com menor valor de platô inferior (NiTi rec ciclado e NiTi rec imerso); em seguida, o grupo 3 (NiTi rec) e o grupo 4 (NiTi) como intermediários dos grupos 1 e 2.

Tabela 27 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014" – Platô Inferior.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)			
	2	3	4	1
NiTi rec ciclado	115,322			
NiTi rec imerso	116,124			
NiTi rec		126,980		
NiTi			173,390	
NiTi a 160°C / 10 min				197,008
p	**0,989**	**1,000**	**1,000**	**1,000**

Com relação à variável platô superior (Tabela 25), nota-se que o tratamento NiTi apresentou significativamente maior valor quando comparado aos demais tratamentos e menor valor quando comparado ao tratamento NiTi a 160°C/10min. Já o tratamento NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente maior valor quando comparado aos tratamentos NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O tratamento NiTi rec apresentou significativamente maior valor quando comparado ao tratamento NiTi rec ciclado, e não se diferenciou do tratamento NiTi rec imerso. Por fim, o tratamento NiTi rec imerso apresentou significativamente maior valor quando comparado ao tratamento NiTi rec ciclado.

Os resultados dentre os grupos homogêneos gerados pelo teste de Tukey são apresentados na Tabela 28: o grupo 1 mostrou o tratamento com maior valor de platô superior (NiTi a 160°C/ 10min); o grupo 2 mostrou os tratamentos com menor valor de

platô inferior (NiTi rec ciclado); em seguida, o grupo 3 (NiTi rec e NiTi rec imerso) e o grupo 4 (NiTi) como intermediários dos grupos 1 e 2.

Tabela 28 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,014" – Platô Superior.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)			
	2	3	4	1
NiTi rec ciclado	297,144			
NiTi rec imerso		327,094		
NiTi rec		327,682		
NiTi			465,264	
NiTi a 160°C / 10 min				497,220
p	**1,000**	**1,000**	**1,000**	**1,000**

5.7.4.2 Análise de Tração para a espessura 0,016":

O resultado da igualdade da variância erro (CL), apresentado na Tabela 62, anexo II, se apresentou com as mesmas características do fio 0,014". Os resultados para a ANOVA *one-way* são apresentados na Tabela 63, anexo II. Nota-se que as variáveis dependentes (histerese e platôs) diferem significativamente (p = 0,000) entre os diversos tratamentos quando se considera a espessura de 0,016". Para se avaliar entre quais tratamentos a diferença foi significativa, recorreu-se ao teste post-hoc de Tukey, Tabela 29.

Tabela 29 - Teste de Tukey para os tratamentos na espessura de 0,016" - teste de tração.

Variável dependente	(I) Tratamento	(J) Tratamento	Diferença de médias (I-J)	p
Histerese	NiTi	NiTi a 160°C / 10 min	-0,616	0,017
		NiTi rec	2,036	0,000
		NiTi rec imerso	2,732	0,000
		NiTi rec ciclado	2,836	0,000
	NiTi a 160°C / 10 min	NiTi rec	2,652	0,000
		NiTi rec imerso	3,348	0,000
		NiTi rec ciclado	3,452	0,000
	NiTi rec	NiTi rec imerso	0,696	0,006
		NiTi rec ciclado	0,800	0,002
	NiTi rec imerso	**NiTi rec ciclado**	**0,104**	**0,975**
Platô Inferior	NiTi	NiTi a 160°C / 10 min	-24,756	0,000
		NiTi rec	25,152	0,000
		NiTi rec imerso	49,698	0,000
		NiTi rec ciclado	51,670	0,000
	NiTi a 160°C / 10 min	NiTi rec	49,908	0,000
		NiTi rec imerso	74,454	0,000
		NiTi rec ciclado	76,426	0,000
	NiTi rec	NiTi rec imerso	24,546	0,000
		NiTi rec ciclado	26,518	0,000
	NiTi rec imerso	**NiTi rec ciclado**	**1,972**	**0,990**
Platô Superior	NiTi	NiTi a 160°C / 10 min	-20,056	0,000
		NiTi rec	75,402	0,000
		NiTi rec imerso	130,218	0,000
		NiTi rec ciclado	146,614	0,000
	NiTi a 160°C / 10 min	NiTi rec	95,458	0,000
		NiTi rec imerso	150,274	0,000
		NiTi rec ciclado	166,670	0,000
	NiTi rec	NiTi rec imerso	54,816	0,000
		NiTi rec ciclado	71,212	0,000
	NiTi rec imerso	NiTi rec ciclado	16,396	0,001

Com relação à variável histerese, nota-se que o tratamento NiTi apresentou significativamente maior valor quando comparado aos demais tratamentos, e menor valor quando comparado ao NiTi a 160°C/10min. Já o tratamento NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente maior valor quando comparado aos tratamentos NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O tratamento NiTi rec apresentou significativamente maior valor quando comparado ao tratamento NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. Por fim, o tratamento NiTi rec imerso não apresentou diferença significativa quando comparado ao tratamento NiTi rec ciclado.

Dentre os grupos homogêneos criados pelo teste de Tukey (Tabela 30), pode ser ditos que o grupo 1 apresentou o tratamento com maior valor de histerese (NiTi a 160°C/ 10min); o grupo 2 apresentou os tratamentos com menor valor de histerese

(NiTi rec ciclado e NiTi rec imerso); em seguida, o grupo 3 (NiTi rec) e o grupo 4 (NiTi) como intermediários dos grupos 1 e 2.

Tabela 30 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016" – Histerese mecânica.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)			
	2	3	4	1
NiTi rec ciclado	9,580			
NiTi rec imerso	9,684			
NiTi rec		10,380		
NiTi			12,416	
NiTi a 160°C / 10 min				13,032
p	**0,975**	**1,000**	**1,000**	**1,000**

Assim conclui-se que a presença do recobrimento alterou os valores de histerese mecânica também para o fio 0,016": diminuiu em comparação aos não recobertos aquecidos ou não. A ciclagem e a imersão não alteraram significativamente o seu resultado comparadas entre si; porém, são diferentes em relação ao fio recoberto.

Com relação à variável platô inferior (Tabela 29), nota-se que o tratamento NiTi apresentou significativamente maior valor quando comparado aos demais tratamentos e menor valor quando comparado ao tratamento NiTi a 160°C/10min. Já o tratamento NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente maior valor quando comparado aos tratamentos NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O tratamento NiTi rec apresentou significativamente maior valor quando comparado ao tratamento NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. Por fim, o tratamento NiTi rec imerso não apresentou diferença significativa quando comparado ao tratamento NiTi rec ciclado.

A Tabela 31 apresenta os grupos homogêneos: o grupo 1 agrega o tratamento com maior valor de platô inferior (NiTi a 160°C/ 10min); o grupo 2 agrega os tratamentos com menor valor de platô inferior e não diferentes estatisticamente entre si (NiTi rec ciclado e NiTi rec imerso); o grupo 3 (NiTi rec) e o grupo 4 (NiTi) como intermediários dos grupos 1 e 2.

Tabela 31 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016" – Platô Inferior.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)			
	2	3	4	1
NiTi rec ciclado	122,036			
NiTi rec imerso	124,008			
NiTi rec		148,554		
NiTi			173,706	
NiTi a 160°C / 10 min				198,462
p	**0,990**	**1,000**	**1,000**	**1,000**

Com relação à variável platô superior (Tabela 29), nota-se que o tratamento NiTi apresentou significativamente maior valor quando comparado aos demais tratamentos, e menor valor quando comparado ao tratamento NiTi a 160°C/10min. Já o tratamento NiTi a 160°C/10min apresentou significativamente maior valor quando comparado aos tratamentos NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclado. O tratamento NiTi rec apresentou significativamente maior valor quando comparado ao tratamento NiTi rec ciclado e NiTi rec imerso. Por fim, o tratamento NiTi rec imerso apresentou significativamente maior valor quando comparado ao tratamento NiTi rec ciclado.

Os grupos homogêneos do teste de Tukey (Tabela 32) apresentaram os resultados a seguir: o grupo 1 agrega o tratamento com maior valor de platô superior (NiTi a 160°C/10min); o grupo 2 agrega os tratamentos com menor valor de platô inferior (NiTi rec ciclado); o grupo 3 (NiTi rec imerso); o grupo 4 (NiTi rec) e o grupo 5 (NiTi) como intermediários dos grupos 1 e 2.

Tabela 32 - Teste de Tukey para os grupos homogêneos na espessura de 0,016" – Platô Superior.

Tratamento	Subconjunto (α = 0.05)				
	2	3	4	5	1
NiTi rec ciclado	335,496				
NiTi rec imerso		351,892			
NiTi rec			406,708		
NiTi				482,110	
NiTi a 160°C / 10 min					502,166
p	**1,000**	**1,000**	**1,000**	**1,000**	**1,000**

5.7.5 Fios Ortodônticos Recobertos Usados Clinicamente:

Houve diferença estatisticamente significativa entre os diâmetros antes e após o uso na cavidade bucal ($p < 0,05$) (teste de Wilcoxon, $p = 0,040$). Contudo, a perda do recobrimento não foi correlacionada à espessura do recobrimento (Correlação Spearman; $p = 0,807$), tampouco à região (Correlação Spearman; $p = 0,686$). Não houve influência dos hábitos sobre a degradação superficial do recobrimento, embora o uso do creme dental tenha demonstrado risco relativo aumentado em relação à degradação (Tabela 33).

Tabela 33: Variáveis no modelo Cox depois de uso clínico dos fios rec segundo grau de liberdade (GL), probabilidade (P), parâmetro estimado (PE), erro padrão (PE) risco relativo (RR) intervalo de confiança a 95%.

Variaveis	GL	P	PE	EP	RR	95% IC	
						Inferior	Superior
Refrigerantes							
Baixa frequência	1	---	---	---	1	--	--
Alta frequência	1	0,488	4,236	6,114	69,141	0,000	1E+007
Alimentos duros							
Baixa frequência	1						
Alta frequência	1	0,843	1,792	9,054	6,000	000	3E+008
Alimentos quentes							
Baixa frequência	1						
Alta frequência	1	0,503	-1,099	1,640	,333	,013	8.292
Alimentos gelados							
Baixa frequência	1						
Alta frequência	1	0,573	-,693	1,230	,500	,045	5.569
Escova dental							
Baixa frequência	1						
Alta frequência	1	0,710	-1,099	2,956	,333	,001	109.429
Creme dental							
Baixa frequência	1						
Alta frequência	1	0,392	6,028	7,046	414,835	,000	4E+008
Bochechos fluoretados							
Baixa frequência	1	--	--	--	--	--	--
Alta frequência	0[a]	--	--	---	--	--	--

a- Grau de liberdade reduzido devido a constância e linearidade da covariável dependente.

6 DISCUSSÃO:

6.1 Acessórios Ortodônticos Caracterizados:

O *bracket* cerâmico e as ligaduras elastoméricas utilizados nos testes de atrito apresentaram uma superfície de acordo com os achados de BANDEIRA (2004), ou seja, uma superfície homogênea, confirmando que a moldagem por injeção utilizada no processamento desses acessórios permite produzir uma superfície de boa qualidade. Para as ligaduras elastoméricas são identificados três principais parâmetros que afetam a mecânica de deslizamento: a geometria, o tipo de polímero utilizado e o processo de sua fabricação (FORTINI *et al*., 2005; TECCO *et al.*; 2009). As ligaduras determinam a pressão que prende o fio ao *bracket* e, consequentemente, a força de atrito nas superfícies de ambos os acessórios. BORTOLY *et al.*(2008) relatam que a superfície das ligaduras não teria influência significativa na força de atrito. Mesmo assim, optou-se por seguir os autores que relatam tal influência. Além disso, a ligadura escolhida para o presente estudo apresentava características positivas em relação à mecânica de deslize tais como: geometria arredondada e fabricação por moldagem de injeção com um polímero que desliza facilmente quando umedecido, segundo o fabricante *TP Orthodontics* .

A superfície heterogênea encontrada nos fios de NiTi, compatível com o que está documentado em literatura (KUSY, 1997), pode ser proveniente do polimento mecânico realizado durante a fabricação. A aplicação do recobrimento altera essa morfologia. Essa superfície heterogênea exigiu um preparo químico superficial prévio que lhe proporcionou uma limpeza para receber o recobrimento, melhorando assim sua aderência. Essa preparação da superfície foi escolhida por ter apresentado o melhor resultado dentre as preparações testadas por BANDEIRA (2004).

O fio recoberto não apresentou estrias nem pigmentos incorporados, como ocorreu nos fios de BANDEIRA (2004); porém; a superfície homogênea permaneceu idêntica a esses mesmos fios. O fio estético OPTIS™ apresentou uma superfície mais regular, o que poderia justificar a menor força de atrito encontrada no presente estudo.

6.2 Recobrimento dos Fios Estéticos:

É necessária uma espessura ideal de recobrimento para cobrir completamente a superfície do substrato (fio metálico). Além disso, o recobrimento deve ser fino o suficiente para não interferir significativamente nas propriedades mecânicas da liga como fio ortodôntico, bem como no tratamento clínico do paciente. O recobrimento deve formar uma camada contínua e homogênea para não descascar, não dificultar o deslizamento e não interferir na deflexão do fio. Existem dificuldades inerentes ao método de aplicação da tinta pulverizada para se conseguir uma espessura controlada do recobrimento, uma vez que a aplicação é realizada por método visual e depende do operador que está aplicando essa tinta.

É importante citar que em algumas regiões foram observadas falhas de continuidade na camada do recobrimento, ou seja, a manutenção de uma camada com espessura fina o suficiente para não afetar o diâmetro do fio comprometeu, em algumas regiões, a aplicação do recobrimento.

Outro fator que deve ser considerado é o diâmetro final do fio que recebe o recobrimento. BANDEIRA (2004) observou fios recobertos por resina epoxídica de dois fabricantes diferentes e verificou que a variação do diâmetro do substrato, fio metálico que recebeu a resina epoxídica, interfere no diâmetro final do fio recoberto. Neste estudo a aplicação do recobrimento foi aprimorada, conseguindo-se um fio recoberto com diâmetro final aumentado apenas em 0,001” ou 0,002” em relação ao diâmetro do substrato. A obtenção de uma camada de recobrimento uniforme e de

espessura pequena é fundamental para a preservação das proporções dimensionais do fio ortodôntico.

6.3 Imersão em Solução Ácida e Ciclagem Térmica:

A integridade do recobrimento após a imersão e a ciclagem foi avaliada por análise em MEV. O processo de imersão por um período de trinta dias não provocou alterações na continuidade do recobrimento. No entanto, maiores períodos podem vir a alterar esse resultado. Talvez, para esse recobrimento, o tempo de trinta dias seja insuficiente para provocar qualquer mudança na estabilidade da resina epoxídica em ambos os diâmetros avaliados. Caso o recobrimento fosse removido em trinta dias, seria inviável a tentativa de tornar estético o fio de NiTi, pois o seu uso estaria limitado por um tempo muito curto. Esse intervalo de tempo permite identificar o comportamento do recobrimento no período em que é realizada a maioria das avaliações ortodônticas, porém não necessariamente a troca do fio ortodôntico.

Entretanto, a alteração de temperatura durante o experimento de ciclagem térmica foi responsável por ocasionar fraturas isoladas no recobrimento do fio de 0,016". Aqui a mudança de temperatura pode ter provocado variações nas dimensões do material de recobrimento e do substrato, expansão e contração, determinando a fratura do recobrimento. Como foram realizados 3000 ciclos que, segundo GALE e*t al*.(1999), correspondem a aproximadamente três meses, pode ser dito que intervalos de tempo superiores a três meses certamente causarão problemas na continuidade do recobrimento polimérico. BRITO *et al* (2004) relatam que os fios de NiTi superelásticos podem ser usados durante três meses, sem perda das suas propriedades mecânicas iniciais. Por esse motivo foi aumentado o tempo na avaliação da ciclagem em mais 2 meses em relação à imersão por permitir avaliar, no prazo máximo de tempo em que as propriedade do NiTi são mantidas, o comportamento desse fio com recobrimento polimérico.

6.4 Avaliação dos Ensaios Físicos:

Para análise do comportamento térmico do fio de NiTi observado no DSC levou-se em consideração a temperatura de transformação de fase fornecido pelo fabricante. A temperatura de fusão representada pelo pico encontrado no diagrama do DSC do fio NiTi rec pode estar associada aos materiais inorgânicos incorporados à resina epoxídica, cuja presença foi comprovada nos ensaios de EDS. A diferença no comportamento térmico em relação aos outros fios pode também estar relacionada à estrutura cristalina observada na DRX (fase austenítica , B2 - cúbico).

A resina epoxídica híbrida em pó contém componentes como *fillers* (reforço) e outros aditivos que são responsáveis pelo aparecimento de diversos picos cristalinos na DRX e que não podem ser associados ao NiTi. Em relação aos resultados da análise térmica, o pico largo "exotérmico" por volta de 700°C pode ser a indicação de uma transição de sólido-sólido que deve estar associada ao material do reforço. Na análise termogravimétrica, o peso residual de 44,76% a 900°C existente pode ser, possivelmente, devido à presença do material de reforço e não à presença da resina epoxídica, pois nessa temperatura ela não está mais presente. Os materiais de reforço têm temperaturas de fusão cristalina muito alta.

Em relação à cristalinidade do fio NiTi, pode ser dito que houve diferença comparando-se com a cristalinidade dos fios aquecidos a 160°C por 10 min com a dos fios recobertos. Alguns picos deslocaram ou aumentaram em relação aos picos de cristalinidade do NiTi. Os fios NiTi 160°C e NiTi rec apresentaram alguns picos cristalinos semelhantes. Outros picos cristalinos presentes na DRX do fio NiTi rec são semelhantes aos encontrados no pó da resina epoxídica. Isso pode indicar que o aquecimento utilizado para realizar a cura da resina epoxídica e a presença do recobrimento no fio NiTi modificaram a estrutura do fio NiTi original. Algum impacto

nas suas propriedades mecânicas e físicas pode ser esperado, corroborando os achados bibliográficos os quais relatam que o revestimento da superfície dos fios promove a estética e que também pode ser capaz de modificar suas propriedades mecânicas, influenciando na fricção e durabilidade do fio (HUSMAN *et al*, 2002).

LEU *et al.* (1990) afirmam que a superelasticidade (SE) do NiTi pode ser reduzida em caso de tratamentos térmicos; porém, ele pode continuar mantendo a estrutura austenítica. MIYAZAKI *et al* (1982) relatam que a SE é dependente da história térmica do material. Os autores mostraram que tratamentos térmicos diferentes podem produzir ou eliminar o comportamento superelástico. No caso do processamento desse fio recoberto, há necessidade de aquecê-lo a 160ºC para provocar a cura da resina epoxídica, e isso provocou algumas alterações como discutido anteriormente. O fio NiTi controle apresentou os mesmos picos encontrados por MOTEMANI *et al.* (2009) para a fase austenítica (B2 - cúbico). Entretanto, quando se avalia o fio aquecido e recoberto, os picos mudam e se assemelham aos picos encontrados por CHA e JEONG (2006), que avaliaram ligas de NiTi recozidas a 200ºC, a saber, 2θ = 42,80º; 61,91º; 78,15º. Pela DRX realizada, não encontraram a fase martensítica, apenas a fase austenítica. No presente estudo, avalia-se uma liga superelástica que precisaria aplicar uma tensão para mudar de fase. Como não houve tensão previa aos ensaios de DRX, os achados estão de acordo com a literatura, ou seja, a presença na sua maior parte da fase austenítica.Os demais picos são provenientes da presença da resina epoxídica usada para recobrir o fio de NiTi.

6.5 Avaliação dos Ensaios Mecânicos:

6.5.1 Atrito:

Quanto ao comportamento dos fios testados com relação ao atrito, pode ser dito que a diferença nos valores médios de força máxima para o de fio 0,014” pode estar

associada à variação da espessura do recobrimento entre as varetas, que foi maior para essa espessura; ou que essa diferença pode estar associada simplesmente ao posicionamento do fio dentro do *slot*. Tratando-se de um fio de menor diâmetro em relação ao 0,016", existe a possibilidade de mudanças no seu paralelismo dentro do *slot*. Alguns autores mencionaram variáveis que afetam a magnitude de fricção entre *bracke*t-fio. Dentre elas estão: o material do *bracket*, a liga do fio, a espessura e a forma do fio, o material da ligadura (de aço ou elastomérica), a força da ligadura, o tamanho do *bracket* e *slot* (canaleta), a largura do *bracket*, a angulação no *bracket* entre o fio e o *slot*, e a lubrificação feita pela saliva (ANGOLKAR *et al.*, 1990; SAUNDERS & KUSY, 1994). (ANGOLKAR *et al.*, 1990; SAUNDERS & KUSY, 1994; VAUGHAN *et al.*, 1995; OGATA *et al.,* 1996; ELIADES *et al.,* 2000; HUSMANN *et al.*, 2002). Sendo assim, qualquer modificação em qualquer dessas variáveis irá alterar a força de fricção entre a superfície do *slot* e o fio ortodôntico. Com isso, a modificação da superfície do fio por recobrimento ou refinamento, com a finalidade de diminuir o atrito ou influenciar a estética, as propriedades corrosivas e a durabilidade mecânica destes fios, pode alterar o comportamento da fricção, como afirmam HUSMANN *et al.* (2002).

O fio recoberto proporcionou redução da força de atrito em ambos os diâmetros, confirmando os dados relatados por HUSMANN *et al.* (2002). Eles haviam concluído que houve uma redução da força de fricção nos fios de NiTi após o recobrimento com polietileno em comparação com os fios do mesmo fabricante que não foram recobertos. Concluíram o mesmo em relação aos fios com recobrimento de *Teflon*®, que produziram menores valores e melhores efeitos com relação à fricção. Todos os recobrimentos melhoraram as características de fricção. CLOCHERET *et al* (2004) compararam o comportamento friccional de 15 diferentes fios ortodônticos, sendo um estético (NiTi *Imagination,* Gestenco) em relação a 16 diferentes *bracket*s. E segundo os autores, a

cobertura estética de resina epoxídica do fio *Imagination* deve ter contribuído para o baixo coeficiente de atrito, visto que, neste caso, o contato entre o *bracket* e o fio não foi de metal com metal, mas e sim de polímero com metal, ao qual o polímero poderia proporcionar alguma lubrificação. No presente estudo, as superfícies em questão são polímero e cerâmica (*bracket* InVu), e a mesma hipótese pode ser levada em consideração. Desta forma, a principal fonte de alteração do comportamento está na mudança das características da superfície, onde o atrito ocorre entre uma superfície cerâmica (*bracket)* e a superfície polimérica (epóxi), cujas durezas e composição química são distintas, sendo que a rugosidade superficial pode afetar a capacidade de deslizamento (KEITH *et al.*,1994; BANDEIRA, 2004). Segundo BANDEIRA (2004), a avaliação do sistema de deslizamento deve ser realizada, considerando-se todo o conjunto envolvido: *bracket*, fio ortodôntico, ligadura elastomérica e ambiente. Uma vez que a mecânica de deslize depende de todos os elementos componentes do sistema ortodôntico a ser utilizado, devem-se avaliar as características de superfície de cada um para se identificar quais parâmetros são determinantes nos valores das forças.

A aplicação de recobrimento em fios ortodônticos garante a estética dos mesmos. Entretanto, o efeito do recobrimento nas forças de atrito envolvidas na mecânica de deslize ainda não é um parâmetro bem estabelecido. O fio recoberto pode produzir maior fricção em comparação aos fios sem recobrimento devido à possibilidade de deformação plástica da superfície menos dura (BHUSHAN; 1995/1999).

Dentre os fios recobertos, os tratamentos ciclagem e imersão foram determinantes para influenciar o deslizamento dos fios ortodôntico recobertos. Houve um aumento significativo dos resultados da força de atrito. Nos fios de 0,014" recobertos, a ciclagem comparada à imersão proporcionou aumento da fricção; e nos

fios de 0,016", a imersão foi a responsável por esse aumento. Aqui pode ser dito que a resina epoxídica sofre alteração dependendo do meio que permanece. A Coca-Cola® e a alteração de temperatura (ciclagem) provocaram mudança no recobrimento, fazendo alterar as forças de fricção em relação aos fios recobertos do grupo controle. Isso pode ser devido ao processo de envelhecimento a que foram submetidos esses fios, uma vez que passaram de trinta (imersão) a noventa dias (ciclagem) expostos às condições de umidade e alteração de temperatura. O recobrimento pode ter sofrido contrações de volume, ou mesmo embebição dos líquidos no qual foi submergido, ou ainda ataque superficial do ácido da Coca-Cola®, provocando maior rugosidade superficial decorrente e, por conseguinte, maior atrito. Não foram encontrados na literatura trabalhos relacionando a degradação do recobrimento de fios NiTi recobertos com alterações de temperatura, tampouco com imersão em soluções ácidas. È importante verificar a superfície pós-ensaios mecânicos, pois o seu desgaste poderia afetar os resultados de força máxima de atrito.

Em relação aos fios de 0,016" os valores de força máxima de atrito obtidos para o fio OPTIS™ são significativamente mais baixos (59,76 gf ± 4,93), o que os coloca em vantagem em relação aos demais fios, cujos valores de força máxima de atrito são superiores a 96,43 gf ± 1,84. Segundo o fabricante, suas propriedades mecânicas são semelhantes às do fio NiTi. Entretanto, propriedades tais como formabilidade e soldabilidade são ainda desconhecidas (GURGEL, 2001; IMAI *et al*., 1998).

6.5.2 Flexão:

A presença do recobrimento na superfície NiTi foi determinante na alteração da resistência em flexão. Verificou-se que os fios NiTi rec 0,014" apresentaram valores de forças maiores de descarregamento, e que nos fios NiTi rec 0,016", esses valores foram menores em relação ao NiTi. Aqui não está sendo levada em consideração a imersão ou

ciclagem dos fios testados. Assim, simplesmente a presença do recobrimento não pode ser considerada como um fator de influência principal nos resultados de flexão. O que realmente provoca alguma alteração nos valores é o ambiente em que foi colocado o fio ortodôntico, juntamente com o tempo de duração dessa exposição (imersão ou ciclagem) e a espessura do seu recobrimento. O fio NiTi rec 0,014" apresentou espessura de recobrimento maior que a espessura encontrada no fio NiTi rec 0,016". Ademais, quando são avaliados os fios recobertos ciclados ou imersos, independentes do diâmetro, os valores são, na maioria das vezes, menores do que o grupo dos fios NiTi. Apenas na deformação de 0,5mm dos fios de diâmetros 0,014" ocorre um pequeno aumento nos fios ciclados ou imersos em relação aos fio NiTi controle.

Para o ensaio de flexão, considerando-se o NiTi rec ciclado ou imerso 0,014", foi significativa a diferença de tais tratamentos comparados ao fio NiTi rec, embora entre eles não existisse tal diferença significativa. No entanto, em relação ao fio 0,016", a imersão não alterou de forma significativa os resultados em relação aos fios simplesmente recobertos. A ciclagem demonstrou maior influência. AIROLDI (1997) considera que a força de atuação dos fios de NiTi sobre os dentes é influenciada pela temperatura. O conhecimento das modificações da temperatura bucal é, portanto, um requisito para o entendimento das modificações das tensões observadas durante o tratamento ortodôntico. Assim, com o teste de ciclagem, é possível identificar as variações de temperaturas que podem influenciar as propriedades mecânicas ou físicas da liga do fio ortodôntico em questão. As modificações na força gerada pelos fios NiTi rec são esperadas nas mesmas proporções das forças geradas pelo NiTi, uma vez que essa propriedade depende do fio em si, e não deve ser, em princípio, alterada pela superfície.

O aquecimento a 160°C aumenta a força de descarregamento para ambos os diâmetros. A presença do recobrimento induz a queda desse valor. Isso pode ser mais claramente observado nos fios de diâmetro 0,016", inclusive quando comparado ao fio NiTi. No entanto, no fio de 0,014", essa queda existe somente quando o fio recoberto é submetido a ciclagem ou imersão. A simples presença do recobrimento não determinou a queda dos valores de descarregamento como ocorreu no fio de 0,016". O ideal seria que os valores não se diferenciassem tão significativamente do fio NiTi controle e que a força de descarregamento dos fios recobertos, imersos ou ciclados se mantivesse próxima a dele. Aqui deve ser levado em consideração o fato de que os fios imersos passaram trinta dias na condição descrita e que os ciclados foram submetidos a 3000 ciclos, que correspondem aproximadamente, a três meses de uso na cavidade bucal, pois um ano equivaleria a 10000 ciclos (GALE *et al* apud OLIVEIRA *et al*; 1999). O fio controle não passou por esse processo de envelhecimento.

Em relação ao OPTIS™, não houve resistência suficiente para suportar as mesmas condições do ensaio de flexão utilizada para os fios NiTi e NiTi recobertos. Desta forma, os achados neste estudo foram contrários às afirmações do fabricante, que relata igualdade entre os fios de NiTi e OPTIS™ em relação às propriedades de flexão.

6.6 Avaliação do Atrito X Flexão:

Analisando paralelamente os resultados dos testes de atrito e flexão (Figura 44) foi possível observar que o fio com diâmetro 0,014" apresentou nos testes de atrito valores elevados em relação aos valores médios de descarregamento obtidos com teste de flexão. Isso ocorreu em todos os grupos de fios testados. No fio de 0,016", a força de descarregamento e os valores adquiridos com o ensaio de atrito mantiveram-se praticamente na mesma faixa de valores médios em gf, considerando-se os fios NiTi rec, NiTi rec imerso e NiTi rec ciclados. Pode ser dito que os fios recobertos

apresentam valores proporcionais, levando-se em consideração os ensaios mecânicos de atrito e flexão (2,0mm de deformação). Entretanto, os fios NiTi controle de 0,016" demonstraram a melhor situação para um fio que é utilizado na fase de alinhamento e nivelamento no tratamento ortodôntico: menor atrito e maior descarregamento de flexão.

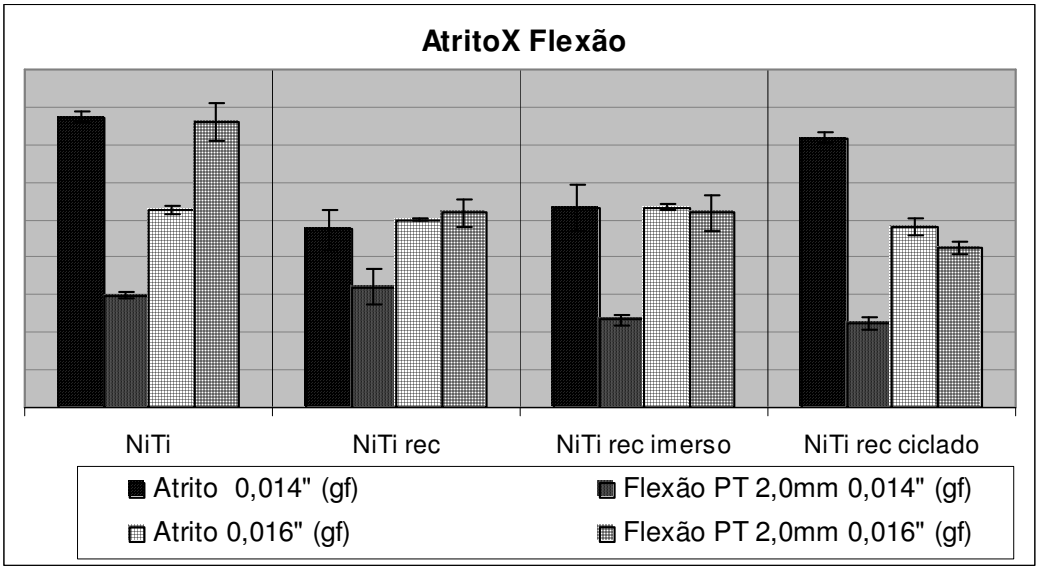


Figura 44 – Gráfico de barras relacionando Atrito e flexão em 2,0mm de deformação.

Partindo-se do princípio da análise dos ensaios, nota-se que o atrito nos fios de diâmetro 0,016" apresentou comportamento semelhante aos os fios mostrados na Figura 45. No fio de 0,014" isso não ocorreu. E em relação à flexão, observa-se que realmente os valores de descarregamento são mais elevados para o fio de maior diâmetro considerada a deformação de 2,00 mm e em relação ao tratamento dos fios, a ciclagem influenciou reduzindo o valor de força de descarregamento em comparação ao fio controle NiTi nos dois diâmetros.

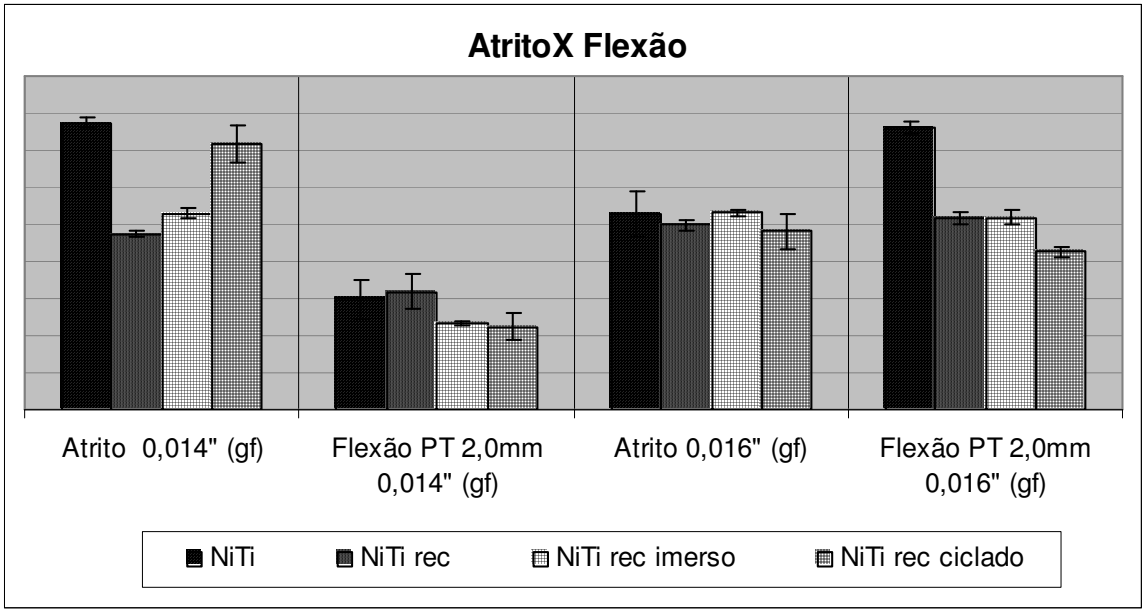


Figura 45 – Gráfico de barras relacionando os fios pelo diâmetro e ensaio mecânico.

6.7 Avaliação de Histerese em Flexão X Histerese em Tração:

A histerese em flexão apresentou valores maiores quando o diâmetro do fio foi mais espesso (Figura 27). A presença do recobrimento determinou o aumento dos valores de histerese (flexão), com exceção apenas do fio NiTi rec 0,014", que mostrou valores inferiores ao NiTi (Figura 28).

Existe a hipótese de que para as ligas de NiTi superelásticas, o baixo valor de histerese (flexão) poderia significar a diminuição da rigidez à flexão e, consequentemente, diminuir a resistência à fricção (LIAW *et al.*, 2007). Sendo assim, fios ortodônticos com valores de histerese baixos dentro de um mesmo grupo de fios estudados seriam considerados menos rígidos à flexão, ou seja, a deflexão seria maior do que no grupo de fios ortodônticos em que a histerese apresentasse maior valor numérico. E com isso, a resistência à fricção seria inferior também (LIAW *et al.*, 2007). Em resumo, a baixa histerese resultaria num fio com maior flexão e menor atrito. A histerese em flexão seria inversamente proporcional à flexão e diretamente proporcional ao atrito.

Segundo os achados deste estudo, os fios recobertos apresentaram a histerese em flexão elevada, menor força de atrito e menor força de descarregamento em flexão nos fios NiTi 0,016" comparados com o grupo controle. Nesse caso, para os fios recobertos, a histerese foi inversamente proporcional à flexão e ao atrito. No fio de 0,014", a histerese foi alta nos fios NiTi rec imerso e ciclado em relação ao NiTi; porém, apenas o fio NiTi rec ciclado apresentou maior força de atrito em relação ao NiTi controle. Desta forma, existe uma contradição em relação aos achados de LIAW *et al.* (2007).

Entretanto, com a histerese em tração os valores se mostraram contrários aos encontrados com a histerese em flexão. Comparando-se com o grupo controle (NiTi), na histerese em tração, os fios recobertos para os dois diâmetros apresentaram valores menores. Nesse caso, existe uma relação diretamente proporcional entre a histerese em tração, atrito e flexão (força de descarregamento) para os fios NiTi recobertos.

6.8 Avaliação dos Fios Ortodônticos Recobertos Ex vivo:

A idealização do fio ortodôntico na presente pesquisa objetivou reunir as propriedades mecânicas inerentes aos fios metálicos e as propriedades estéticas dos fios poliméricos. O fio ortodôntico recoberto usado neste estudo foi desenvolvido em parceria com a empresa Morelli™, São Paulo, Brasil. Portanto, não está disponível no mercado, e por esse motivo, o presente estudo foi realizado com reduzido tamanho amostral na avaliação clínica. Apesar disso, já foi possível identificar perdas do recobrimento por arrancamento em determinadas áreas do fio recoberto. É importante ressaltar, contudo, que tal fato ocorrera, mas não comprometera a sequência terapêutica ortodôntica, tampouco a estética. Além disso, os fios recobertos com resina epoxídica utilizados na presente pesquisa promoveram indiretamente uma proteção anticorrosiva ao fio NiTi metálico, já que o recobrimento do fio foi primeiramente exposto ao meio ambiente bucal (KIM & JOHNSON ,1999; HOUSE *et al.*, 2008).

O alinhamento dos dentes durante a mecânica de deslize é afetada pelo atrito dos arcos, que é influenciado por muitos fatores, tais como: a força aplicada, as características da superfície do fio, as propriedades do material e da dimensão vertical e a largura do slot. Além disso, o movimento dentário é afetado por fatores adicionais, tais como a densidade óssea, a conformação e o comprimento das raízes e da oclusão. Os efeitos combinados desses fatores contribuem para um efeito complexo na fricção. Em virtude de todas as considerações anteriormente mencionadas, é importante destacar a relevância do presente estudo, uma vez que ele foi reproduzido em *in vivo*.

Pesquisas com fios recobertos vêm sendo desenvolvidas pois seus resultados têm demonstrado uma possível redução dos valores da fricção (HUSMAN *et al.*, 2002), o que favoreceria a mecânica do deslizamento durante o tratamento ortodôntico. Porém, segundo BANDEIRA (2004), isso dependerá de variáveis que compõem o sistema de deslizamento tais como *brackets,* ligaduras e os fios ortodônticos. Ademais, o arrancamento do recobrimento - como observado no presente estudo - e seu acúmulo na superfície podem levar a um aumento da força necessária para que ocorra o deslizamento, aumentando a resistência e a força de atrito (SADIQUE *et al.*, 2006).

Há pouca informação na literatura sobre os fios NiTi ortodônticos recobertos por resina epoxídica, fato que limita a comparação do nosso trabalho com outras pesquisas. Por outro lado, este estudo identificou importantes alterações nos fios ortodônticos após a sua utilização clínica, o que negou a hipótese nula. Conforme sugerido por ELAYYAN *et al.* (2008), em algumas áreas dos fios revestidos, o revestimento se deteriora.Tal fato pode ter ocorrido devido à deficiência de aderência entre o recobrimento e o fio metálico, agravado pela diferença entre as durezas das superfícies em contato - *bracket* metálico e fio com recobrimento polimérico - já que a perda por desgaste ou arrancamento depende da relação de dureza entre recobrimento e substrato,

da espessura do recobrimento e da rugosidade da superfície (BHUSHAN, 1995/1999). As condições às quais os fios revestidos são submetidos são complexas porque estão sujeitas a muitas tensões do ambiente oral. Elas incluem: a imersão em saliva e fluidos ingeridos; as flutuações de temperatura; a mastigação e as tensões do aparelho. A combinação desses materiais com as condições hostis também pode resultar em corrosão HOUSE *et al.* (2008). Além disso, a composição e a frequência do uso do creme dental podem ter tido influência no aumento do risco dessa variável para a degradação do recobrimento, uma vez que seu uso foi mais freqüente - até sessenta vezes ao mês.

É importante ressaltar que o arrancamento ocorreu na distância *interbrackets,* área mais susceptível à degradação por fatores ambientais. Contudo, isso não foi percebido na porção do fio que estava no interior do Slot. Sugere-se que o tempo de avaliação dos futuros estudos tenha a duração necessária para que se possam identificar a influencia de tais ocorrências sobre o deslizamento.

Além disso, as superfícies irregulares encontradas microscopicamente podem levar ao acúmulo de placa nos defeitos de superfície e, por pigmentação extrínseca, comprometer a estética. Contudo, macroscopicamente, isso não pôde ser percebido em sua maioria. Entretanto, clinicamente o tratamento não foi comprometido nem a estética afetada. As regiões afetadas por fraturas, trincas e arrancamento do recobrimento, na maioria das amostras, não causaram desconforto quanto à alteração da estética, segundo relatos dos pacientes em questão. Todavia, é importante ressaltar que estudos com período maior de acompanhamento clínico deverão ser realizados.

7 CONCLUSÃO:

- A presença do recobrimento alterou as propriedades do fio ortodôntico, entre elas: estrutura cristalina, aparência e diâmetro. A influência dessas alterações determinou mudanças no comportamento do fio recoberto em relação aos ensaios de atrito, flexão e tração. Entretanto, o que mais influenciou foi o conjunto da presença do recobrimento e o tratamento desse fio na imersão ou na ciclagem;
- Os fios 0,014" de NiTi rec, NiTi rec imerso, NiTi rec ciclado e NiTi apresentaram valores crescentes para força máxima de atrito;
- Os fios 0,016" OPTIS™, NiTi rec ciclado, NiTi rec, NiTi e NiTi rec imerso apresentaram valores crescentes para força máxima de atrito;
- Em relação à flexão, nos fios recobertos de 0,014", a ciclagem ou imersão determinaram menor força de descarregamento. Nos fios 0,016", a presença da resina epoxídica foi suficiente para gerar forças de descarregamento menores ao fio NiTi; a ciclagem ou imersão não foram determinantes. O OPTIS™ não suportou a força de flexão.
- Irregularidades no recobrimento foram observadas nos fios de 0,016" submetidos à ciclagem;
- A presença de elementos inorgânicos no pó utilizado como recobrimento do fio NiTi pode ter influenciado a estrutura cristalina final do fio NiTi rec identificado nos ensaios de difração de RX ;
- A histerese por flexão apresentou maior nos fios recobertos, na maioria dos resultados, para ambos os diâmetros enquanto a histerese resultante do ensaio de tração reduziu;

- Os fios ortodônticos recobertos por resina epoxídica Morelli® 0,014” utilizados no experimento clínico sofreram degradação superficial, contudo, imperceptível esteticamente. Os hábitos alimentares e de higiene bucal não interferiram significativamente na degradação do recobrimento; contudo, o creme dental demonstrou maior risco relativo em relação a essa degradação do recobrimento;
- Foi significativa a diminuição da espessura do recobrimento dos fios NiTi rec após o uso clínico: de 0,002” para 0,001” .
- O uso do fio recoberto na cavidade oral é viável, levando-se em consideração a manutenção da camada de resina epoxídica submetida ao ambiente bucal e as propriedades mecânicas de atrito que apresentaram valores baixos em relação ao NiTi. Porém, em relação à flexão, a presença do recobrimento diminuiu a força de descarregamento de uma forma geral. Assim haveria necessidade de se avaliar o quanto esse fio recoberto prejudicaria clinicamente a movimentação dentária no tratamento ortodôntico.

8 TRABALHOS APRESENTADOS:

8.1 Prêmios:

- Primeiro Lugar – Prêmio Colgate/ Prof.Dr. Manoel Carlos Muller de Araújo, 41°Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Ortodontia e Odontopediatria, Campos de Jordão, SP, junho 2010.
- Segundo Lugar – 3° concurso de painéis científicos ABO-RJ/ ORAL-B, 10° ODONTORIO, julho 2010.

8.2 Painéis Científicos:

- 41°Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Ortodontia e Odontopediatria com apresentação do trabalho: "Avaliação de um Novo Fio Ortodôntico Estético: Estudo Ex vivo", Campos de Jordão, SP; junho 2010.
- 10° ODONTORIO com apresentação do trabalho: "Avaliação de um Novo Fio Ortodôntico Estético: Estudo Ex vivo", ABO-RJ/ ORAL-B, julho 2010.

8.3 Aceite de Painel:

- International Microscopy Congress com apresentação do trabalho: "Surfaces of Retrieved New Orthodontic Coated Wires: a Pilot Study", Rio de Janeiro, RJ, dia 21/09/2010.

8.4 Artigo Científico:

- "Influence of the Thermal or Chemical Degradation on the Friction Force of an Experimental Coated NiTi Wire"; aceito pela revista The Angle Orthodontist; em fase final de revisão.

9 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS:

- Realizar metalografia dos fios NiTi para identificar possíveis alterações na morfologia da liga após o processamento de cura da resina epoxídica;
- Avaliar resinas termoplásticas para recobrir o fio NiTi;
- Analisar os fios NiTi sem recobrimento e o OPTIS™ em pacientes pelo período de trinta dias;
- Aumentar os números de amostras no teste *in vivo*;
- Avaliar a colonização bacteriana na superfície do recobrimento;
- Variar o tempo de exposição na cavidade bucal do fio recoberto e comparar as superfícies em função do tempo;
- Identificar no questionário fechado o lado de mastigação do paciente e sua influência na degradação do recobrimento.

10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- AIROLDI, G., RIVA, G., VANELLI, M., *et al.,* 1997, "Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake". *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop.,* v.112, n.1, pp.58-63.
- ANDREASEN G.F., QUEVEDO F.R., 1970, "Evaluation of frictional forces in the 0.022x0.028 edgewise bracket in vitro", *J.Biomech* v.3, pp.151-60 apud CACCIAFESTA, V. *et al.*, 2003*,* "Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations" *Am. J. Orthod. and Dentofac. Orthop,* v 124, n. 4 (out), pp 403-409.
- ANGOLKAR, P.V., KAPILA, S., DUNCANSON JR, *et al.*, 1990, "Evaluation of Friction Between Ceramic Brackets and Orthodontic Wires of Four Alloys", *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop.,* v.98, n.6(Dec), pp. 499 - 506.
- BANDEIRA, A.M.B., 2004, *Avaliação da força de atrito de fios ortodônticos recobertos com resina epoxídica*, Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- BAZAKIDOU, E., NANDA, R.S., DUNCANSON, M.G., 1997, "Evaluation of Frictional Resistance in Esthetic Brackets", *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop*. v 112, n. 2(Aug), pp. 138 - 144.
- BEDNAR, J.R., GRUENDEMAN, G.W, SANDRIK,J.L. 1991, "Comparative Study of Frictional Forces", *Am. J. Orthod.Dentofac.Orthop*., v. 100, n. 6(Dec), pp. 513 - 522.
- BHUSHAN, B., 1995, Handbook of Micro/Nanotribology, CRC Press, Boca Raton, FL, USA, apud. SADIQUE S.E *et al.,* 2006, "In vitro frictional behavior

and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires" , *Wear* , v. 261, pp. 1121–1139.

- BHUSHAN, B., 1999, "Principles and Applications of Tribology, JohnWiley and Sons Inc", NY, USA, apud. SADIQUE S.E *et al*., 2006, "In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires", *Wear* , v. 261, pp. 1121–1139.

- BORTOLY T.G., GUERRERO A.P., RACHED R. N. *et al.*, 2008, " Sliding resistance with esthetic ligatures: An in-vitro study", *Am J Orthod Dentofacial Orthop* , pp.133:340.e1-340.e7.

- BRADLEY, T., BRANTLEY, W., ALBERTSON, B., 1996, "Differential Scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires", *American Journal of Orthodontics,* v.109, n.6 (June), pp. 589-96.

- BRAUN S, B.M., MOORE B.K., *et al.* , 1999, "Friction in perspective", *Am J Orthod Dentofacial Orthop, v.*115, pp. 619-27.

- BRITTO, K.M.F., MARTINELLI, A.E., SCATENA JR., H, *et al* ; "Avaliação eletroquímica e mecânica de fios ortodônticos de Ni-Ti em função do tempo de uso clínico" , CBECIMAT - XVI Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciências dos Materiais, Porto Alegre – RS, 28/11 a 02 /12 de 2004.

- BUDINSKI,K. G. 1992 Laboratory testing methods for solid lubrification apud CLOCHERET, K., WILLIEMS G, CARELS C *et al.*, 2004 "Dynamic frictional behavior of orthodontic archwires and brackets", *Europen Jornal of Orthodontics* v.26, n.2, pp 163-170.

- BURSTONE, C. J.; FARZIN-NIA, F., 1995, "Production of Low-Friction and Colored TMA by lon Implantation", *J Clin Orthod*, Boulder, v. 29, n. 7, pp. 453-461.
- CACCIAFESTA, V., SFONDRINI, M.F., RICCIARDI, A., *et al.*, 2003*,* "Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations" *Am. J. Orthod. and Dentofac. Orthop.,* v 124, n. 4 (out), pp 403-409.
- CHA, J., KIM, K., HWANG, C., 2007*,* "Friction of Conventional and Silica-Insert Ceramic Brackets in Various Bracket-Wire Combinations", *Angle Orthodontist,* v.77, n. 1, pp 100-107.
- CHA, SU-Y., JEONG, SE-Y., 2006, "Thermodynamic and structural characterization of high- and low- temperature nitinol",v.49,Dec, pp.S580-S583.
- CHIMENTI, C., FRANCHIB, L., GIUSEPPED, M.G. *et al***,** 2005, **"**Friction of Orthodontic Elastomeric Ligatures with Different Dimensions", *Angle Orthodontist*, v. 75, n. 3, pp. 377-381.
- CLOCHERET, K., WILLIEMS, G., CARELS, C., *et al.*, 2004, "Dynamic frictional behavior of orthodontic archwires and brackets", *Europen Jornal of Orthodontics* v.26, n.2, pp. 163-170.
- ELAYYAN, F., SILIKAS, N., BEARN, D., 2008, "*Ex vivo* surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires", *European Journal of Orthodontics,* v. 30, pp. 661–667.
- ELIADES, T., ELIADES, G., ATHANASIOU, A.E., *et al.*, 2000, "Surface Caracterization of Retrieved NiTi Orthodontic Archwires", *European Journal of Orthodontics*, v. 22, pp. 317-326.

- ELIAS, C.N, LOPES, H.P., 2007, *Materiais Dentários Ensaios Mecânicos*, 1ª Ed, São Paulo, SP, Editora Santos.
- FORTINI A, LUPOLI M, CACCIAFESTA V., 2005, "A New Low-Friction Ligation System", *J. Clin. Orthod*., v.39, pp. 464-470.
- FRANCO, D.J. DE, SPILLER JR., ROBERT E., *et al.*, 1995, "Frictional Resistances Using Teflon-Coated Ligatures with Various Bracket-Archwire Combinations", *Angle Orthodontist*., n.1, pp. 63 - 73.
- FRANK, C.A., NIKOLAI, R.J., 1980, "A Comparative Study of Frictional Resistances Between Orthodontic Bracket And Arch Wire", *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop.,* v.78 , n.6 (Dec), pp.593 - 609.
- GALE M.S, DARVELL B.W, 1999, "Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations." *J Den*., v.27, pp 89-99 apud OLIVEIRA, KMC, *et al.*, 2007, "Influência da ciclagem térmica na resistência à flexão de resinas laboratorias", Rev. Odonto. Ciência, Porto Alegre, v. 22, n. 58 (out/dez), pp. 346-370.
- GARNER, L. D., ALLAI, W.W., MOORE, B.K., 1986, "A Comparison of Frictional Forces during Simulated Canine Retraction of a Continuous Edgewise Arch Wire", *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*., v.90, n.(sep), pp. 199-203.
- GURGEL, J. DE A., RAMOS, A. L., KERR, S. D, 2001, "Fios Ortodônticos", *R Dental Press Ortodon Ortop Facial,* Maringá, v. 6, n. 4 (jul./ago), pp. 103-114.
- HALLING, J., SHERBINEY, M., 1978, "The role of surface topography in the friction of soft metallic films", Trib. Conven. Inst. Mech. Eng. Swansea, pp.155-158. apud SADIQUE S.E *et al.* 2006, "In vitro frictional behavior and wear

patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires" , *Wear*, v.261 , pp.1121-1139.

- HOUSE K., SERNETZ F., DYMOCK D., *et al.*, 2008, "Corrosion of orthodontic appliances-should we care?", *Am J Orthod and Dentofacial Orthop*, v.133, pp.584-92.

- HUANG, Z.-M., GOPAL R; FUJIHARA K; *et al.*, 2003, "Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model" , *Biomaterials*, v.24, pp. 2941-2953.

- HUSMANN, P., BOURAEL, C., WESSINGER, M., *et al.*, 2002, "The Frictional Behavior of Coated Guiding Archwires/Das Reibungsverhalten beschichteter Fuhrungsbogen", *J. Orofac. Orthop/ Fortschr Kieferorthop*, v. 63, n. 3, pp. 199-211.

- IMAI, T., WATARI, F., YAMAGATA, S *et al.*, 1999, "Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire", *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v.116, n. 5, pp.533- 538

- IMAI, T., WATARI, F., YAMAGATA, S., *et al,* 1998, "Mechanical properties and aesthetics of FRP orthodontic wire fabricated by hot drawing", *Biomaterials,* v.19, pp. 2195-2200.

- KAPILA S., SACHDEVA R., 1989; "Mechanical properties and clinical applications of orthodontics wires", *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop.* v. 96, pp. 100-9

- KAPILA, S.; ANGOLKAR, P. V.; DUNCANSON, M. G. Jr., *et al.*, 1990, "Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic

wires of four alloys", *Am J Orthod Dentofacial Orthod*, St. Louis, v. 98, n. 2 (Aug, pp. 117-126,.

- KARAMOUZOS, A., ATHANASIOU, A.E., PAPADOPOULOS, M.A., 1997, "Clinical Characteristics and Properties of Ceramic Brackets: A Comprehensive Review", *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop*., v.112, n.1(Jul), pp. 34 - 40.

- KEITH, O., KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q., 1994, "Zirconia Brackets: An Evaluation of Morphology and Coefficients of Friction", *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, v.106, n.6(Dec), pp. 605 - 614.

- KHIER, S.E.; BRANTLEY, W.A.; FOURNELLE, R.A., 1991, "Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires", *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 99, n. 4 (Apr), pp. 310-318, apud GURGEL, J.A. , RAMOS, A.L., KERR, S.D, 2001, "Fios Ortodônticos", *R Dental Press Ortodon Ortop Facial,* Maringá, v. 6, n. 4 (jul./ago) , pp. 103-114.

- KIM H, JOHNSON JW., 1999, "Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires", *Angle Orthod*, v.69, pp.39-44.

- KRISHNAN, V., KUMAR K.J., 2004, "Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys", *Angle Orthodontist* , v.74, pp. 825-831.

- KUSY, R.P., 1997, "A Review of Contemporary Archwires: Their Properties and Characteristics", *Angle Orthodontist*. n.3, pp.197 - 207.

- KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q, 1990, "Coefficients of Friction for Arch Wires In Stainless Steel and Polycrystalline Alumina Bracket Slots: I. The Dry State", *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.,* v.98, n.4 (Oct), pp. 300 - 312.

- KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q., MAYHEW, M. J. *et al.*, 1988, "Surface Roughness of Orthodontic Archwires via Laser Spectroscopy", *The Angle Orthodontist*, v.58, n. 1(Jan), pp. 33-45.

- LEU, L., FOURNELLE, R., BRANTLEY, W., *et al.*, 1990; "Evidence of Rstructure in superelastic NiTi orthodontic wires", *J Dent Res,* 69:313, Abst #1633

- LIAW,Y.,SU,Y..,LAI,Y., LEE,S., 2007, "Stiffness andfrictinal resistence of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis", *Am. J. Orthod. Dentofacial orthop.,* v.131, pp.578e12-578e18.

- MELSEN B., 1999, "Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement", *Angle Orthod.*; v. 69, pp.151-158.

- MENEZES, L.M., QUINTÃO, C.A., BOLOGNESE, A.M. 2007, "Urinary excretion levels of nickel in orthodontic patients", Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., St. Louis, v. 131, n. 5, pp. 635-638.

- MIURA, F. , MOGI, M. , OHURA, Y. , *et al.*, 1986, "The super-elastic property of the japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics", *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.***,** St. Louis, v. 90, n.1(July), pp.1-10 apud GURGEL, J. A. , RAMOS, A. L., KERR, S. D, 2001, "Fios Ortodônticos", *R Dental Press Ortodon Ortop Facial,* Maringá, v. 6, n. 4 (jul./ago), pp. 103-114.

- MIYAZAKI S., OHMI Y., OTSNKA K., *et al.*, 1982, " Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in Ti-Ni alloys", *J de Physique*;v.43, pp.255-60.

- MOTEMANI, Y. , NILI-AHMADABADI, M. , TAN, M.J. , *et al.*, 2009, "Effect of cooling rate on the phase transformation behavior and mechanical properties of

Ni-rich NiTi shape memory alloy ”*Journal of Alloys and Compounds*, v. 469, n. 5, pp.164-168.

- NAKANO, H., SATOH K., NORRIS R., *et al.*, 1999, “Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three point bending tests”, *Am. J. Orthod. Dentofac Orthop*., v.115, n.4 (April), pp. 390-5.
- NELSON, K. R., BURSTONE, C. J., GOLDBERG, A. J., 1987, “Optinal welding of beta titanium orthodontic wires”, *Am J Orthod*, St. Louis, v. 92, n. 3 (Sept)., pp. 213-219.
- NISHIO, C., 2000, *“Brackets Cerâmicos-Avaliação in Vitro da Fricção Superficial*”, monografia - especialização em ortodontia, UFF, Rio de Janeiro , RJ, Brasil..
- NISHIO, C., MOTTA A.F..J, ELIAS C.N., *et al*, 2004, “In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets”, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; v.125, pp.56-64.
- OGATA, R.H., NANDA, R.S., DUNCANSON, M. G., *et al*, 1996,"Frictional Resistances in Stainless Steel Bracket-Wire Combinations with Effects of Vertical Defections”, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*, v. 109, n. 5 (mai), pp. 535-542.
- OLIVEIRA, K.M.C, CASTILHO A.A., MAROCHO,S.M.S. *et al.,* 2007, “Influencia da ciclagem térmica na resistência à flexão de resinas laboratoriais”, *Rer. Odonto Cienc*., Porto Alegre, v. 22, n. 58 (out/dez), pp. 364-370.
- OMANA, H.M., MOORE, R.N., BAGB, M.D., 1992, “Frictional Properties of Metal and Ceramic Brackets”. *J. Clin. Orthod*., v.26, n.7 (Jul), 425-432.

- PHILLIP, S. “Ligas de metais básicos e ligas de ouro trabalhadas mecanicamente”. In: ——. Materiais dentários**.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, ano. cap. 28, pp. 310-318 apud GURGEL, J.A., RAMOS, A. L., KERR, S.D, 2001, “Fios Ortodônticos”, *R Dental Press Ortodon Ortop Facial,* Maringá, v. 6, n. 4 (jul./ago), pp. 103-114.
- POSTLETHWAITE, KM., 1992,"Advances in fi xed appliance design and use: Brackets and archwires”, *Dental Update,* v.19, pp.276-280.
- PRATTEN, D.H., POPLI, K., GERMANE, N., *et al.,* 1990, “Frictional Resistance of Ceramic and Stainless Steel Orthodontic Brackets”, *Am. J. Orthod. Dentofac Orthop.*, v.98, n. 5 (Nov), pp.398-403.
- PROFFI T, W. R., 2000, *Contemporary orthodontics,* Mosby Company , St Louis
- PROFFIT, W. R.,1999, *Contemporary Orthodontics,* St. Louis: Mosby-Year Book, pp. 296-325.
- PROFFIT, W.R., 2008**,** *Ortodontia Contemporânea*, 4º Ed., Rio de Janeiro, Mosby Company.
- PROSOSKI, R.R., BAGBY, M.D., ERICKSON, L.C., 1991, “Static Frictional Force and Surface Roughness of Nickel-Titanium Arch Wires”, *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop.*, v.100, n.4 (Oct), pp. 341-348.
- QUIN, T.B., YOSHIKAWA, D.K., 1985, “A Reassessment of Force Magnitude in Orthodontics”, *Am. J. Orthod.Dentofac.Orthop*., v. 88, n.3, pp. 252-60.
- QUINTÃO C.C., 2000, “Fios ortodônticos utilizados em fase inicial de tratamento: propriedades mecânicas e desempenho clínico”, Tese de D.Sc.,UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

- QUINTAO, C.C.A.; BRUNHARO, I.H.V.P.,2009, "Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica", *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial*, Maringá, v. 14, n. 6 (Dec),pp. 42-49

- QUINTAO, C.C.A.; CAL – NETO, J.P.; MENEZES, L.M. *et al.*,2009, "Force-Defletion Properties of Initial Orthodontic Archwires", *Word J Orthod* , v. 10, pp. 29-32.

- RAMAKRISHNA,S., 2010,"Development of a Fiber-Reinforced Polymer Orthodontic Bracket and Arch wire", http://www.bioeng.nus.edu.sg/nanobio/nanobio.html , Acesso em: 24 julho, 21:08:05.

- REIS, W.P.; 2001, "Caracterização de Ligas de Níquel-Titânio para Ortodontia", Tese de M.sc., Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

- ROCK, W.P., WILSON, H.J, 1988, "Forces exerted by orthodontic aligning archwires", *British Journal of Orthodontics*, v.15, n.4 (Nov), 255-9.

- ROSE C.M., ZERNIK J.H., 1996, "Reduced resistance to sliding in ceramic brackets", *J Clin Orthod,* v. 30, pp.78-84.

- RUSSELL J.S., 2005, "Aesthetic orthodontic brackets", *Journal of Orthodontics,* v.32, pp.46- 163.

- RYO, T., YOSHINAKA, S., HIROYASU, K., *et al.*, 2007, "Histological Evaluation of the Effects of Initially Light and Gradually Increasing Force on Orthodontic Tooth Movement", *Angle Orthodontist*, v. 77, n.3, pp. 410-416.

- SADIQUE S.E, RAMAKRISHNA, S., BATCHELOR, W.B. ***et*** *al.*, 2006, "In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires", *Wear,* v.261, pp. 1121–1139.

- SANTORO, M., BESHERS, D.N., 2000, "Nickel-titanium alloy: stress-related temperature transitional range", *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v. 118, n. 6 (Dec), pp. 685-692.

- SAUNDERS, C.R., KUSY, R.P., 1994, "Surface Topography and Frictional Characteristics of Ceramic Brackets", *Am. J. Orthod. Dentofac .Orthop*., v.106, n.1(Jul), pp. 76 - 87.

- SCHWARZ, A.M., 1932, "Tissue Changes Incidental to Orthodontics Tooth Movement", *Int. J. Orthod*, v.18, pp.331-352.

- SHERBINEY, M. EL, 1984,The friction of solid film lubricants: a theoretical approach, in: Third International Conference on Solid Lubricants, ASLE Trans., Denver, pp. 39–43 apud SADIQUE S.E *et al*. ,2006, "In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires" , *Wear* ,v.261, pp. 1121–1139.

- SHERBINEY, M. EL-, SALEM F.,1986, Tribological properties of PVD silver films, ASLE Trans. 19 223–228. apud SADIQUE S.E *et al.* ,2006, "In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires", *Wear*, v.261, pp. 1121–1139.

- SHERBINEY, M.A, HALLING, J., 1977, Friction and wear of ion-plated soft metallic films, Wear 45 211–220. apud SADIQUE S.E *et al*., 2006, "In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires" , *Wear,* v.261, pp. 1121–1139.

- SHIVAPUJA, P.K., BERGER, J., 1994, "A Comparative Study of Convencional Ligation and Self-Ligation Bracket System", *Am. J. Orthod.Dentofac.Orthop*., v.106, n.5(nov), pp. 472-480.

- STOREY, E., SMITH, R., 1852, “Force in Orthodontics and Its Relation to Tooth Movement”, *The Australian Journal of Dentistry*, v.56, (Feb), pp. 11-18.
- TANNE, K., MATSUBARA, S., HOTEI, Y., *et al,* 1994, “Frictional Forces and Surface Topography of a New Ceramic Bracket”, *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop*., v.106, n.3 (Sept), pp. 273 - 278.
- TAYLOR, N.G., ISON, K., 1996, “Frictional Resistance Between Orthodontic Brackets and Archwires in The Buccal Segments”, *Angle Orthodontist*., v.66, n.3 (may/june), pp. 215 - 222.
- TECCO S, TETÈ S, FESTA F., 2009, “Friction between archwires of different sizes, cross-section and alloy and bracket ligated with low-friction or conventional ligatures”, *Angle Orthod,* v. 79, pp. 111-116.
- THAYER, T.A, BAGBY, M.D., MOORE, R.N. *et al,*1995, “X-ray diffraction of nitinol orthodontic arch wires”, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*, v.107, n.6, pp. 604-12.
- TOBUSHI, H. S, HACHISUKA, T. Y.., TANAKA, K., 1998, “Influence of strain rate on superelastic properties of TiNi shape memory alloys.” *Mechanics of Materials*, v.30, pp.141-150.
- VAUGHAN, J.L., DUNCANSON, M.G., NANDA, R.S. *et al,* 1995,“Relative Kinetic Frictional Forces Between Sintered Stainless Steel Brackets and Orthodontic Wires”, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*, v.107, n.1 (jan), pp. 20-27.
- VON BO¨HL, M., MALTHA J., VON DEN HOFF, H., *et al,* 2004, “Changes in the periodontal ligament after experimental tooth movement using high and low continuous forces in beagle dogs”, *Angle Orthod*; v.74, pp.16-25.

- WAHL, K.J., BELIN M., SINGER ,I.L., 1998, "A triboscopic investigation of the wear and friction of MoS2 in a reciprocating sliding contact", Wear., v.214, pp. 212–220 apud SADIQUE S.E *et al.,* 2006, "In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires ", *Wear,* v.261, pp.1121–1139.
- WALTERS, N.E., STEPHENS, C.D., HOUSTON, W.J., *et al.,* 1975, "Physical characteristcs of orthodontic wires and archwires - Part 2", *British Journal of Orthodontics*, v.2, n.2, pp.73-83.
- WILKIPEDIA:http://en.wikipedia.org/wiki/Fusion_bonded_epoxy_coating,acesso em: 7 setembro 2010, 21:44.
- WILKINSON ,P. D. , DYSART, P. S. , HOOD, J. A. , *et al.,* 2002, "Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires", *Am. J. Orthod. Dentofac Orthop*, v.121, pp.483-495
- WILLEMS, G., CLOCHERET, K., CELIS, J.P., 2001, "Frictional behavior of stainless steel bracket wire combinations subjected to small oscillating displacements", *Am. J. Orthod. Dentofac Orthop.,* v.120, pp.371-7.
- WOLONS, D., GANDHI, F., MALOVRH, B., 1998, "Experimental Investigation of the Pseudoelastic Hysteresis Damping Characteristics of Shape Memory Alloy Wires", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, v.9, n.2, pp. 116-126.
- YAMAGUCHI, K, NANDA, R.S., MORIMOTO, N., *et al.*, 1996, "A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics", *Am. J. Orthod. Dentofac Orthop.* , v.109, pp. 50-56.

- ZUFALL, S.W., KENNEDY, K.C., KUSY, R.P., 1998, “Frictional characteristics of composite orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations”, *J Mater Sci: Mater Med*, v.9, pp.611–20 apud HUANG, Z.-M. *et al,* 2003, “Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model”, *Biomaterials*, v.24, pp. 2941–2953.

11 ANEXO I:

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(menores de 18 anos)

Caro (a) Senhor (a) Responsável,

Eu, **Ana Maria Bezerra Bandeira,** pesquisadora da COPPE/UFRJ, departamento do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais (PEMM), Centro de Tecnologia, bloco F, sala 210, CEP 68505, e-mail: anaband@gbl.com.br, telefone de contato: (21) 25628515, vou desenvolver uma pesquisa cujo título é **Avaliação de Fios Ortodônticos Recobertos**.

Desta forma, gostaria que seu/sua filho/a participasse desta pesquisa onde estou testando um fio de metal utilizado no tratamento ortodôntico, de cor próxima à dos dentes. O objetivo é avaliar as condições em que ficará este fio após seu uso por 30 dias na boca. Para tal, necessito que seu/sua filho/a responda um questionário, no dia da remoção desse fio, sobre os hábitos alimentares e de higiene realizados naquele período. O questionário não terá identificação nominal. Algumas fotografias da boca poderão ser tiradas para ajudar na análise do fio testado. A participação de seu/sua filho/a nesta pesquisa deve ser voluntária e todos os procedimentos realizados serão iguais aos procedimentos de rotina de um tratamento ortodôntico. Esta pesquisa proporcionará um melhor conhecimento a respeito da qualidade deste fio ortodôntico em desenvolvimento, que poderá beneficiar outras crianças que gostariam de usar um aparelho ortodôntico mais discreto. Com este teste poderei saber se a cor do fio permanecerá sem alteração.

Além disso, informo que o/a senhor/a terá a garantia de acesso em qualquer etapa da pesquisa para esclarecimento sobre eventuais dúvidas, como também estará garantida a liberdade da retirada do consentimento a qualquer momento, interrompendo a participação no estudo. É importante esclarecer que não existirão despesas, tampouco compensações pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não haverá compensação financeira pela participação de seu/ sua filho/a na referida pesquisa. Se existir qualquer despesa adicional, esta será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

Eu me comprometo a utilizar os dados e fotografias coletadas somente para pesquisa, e os resultados serão veiculados através de artigos científicos em revistas especializadas e/ou em encontros científicos e congressos, sem que a identificação de seu/sua filho/a se torne possível.

Caso tenha dificuldade em entrar em contato com o pesquisador responsável, ou se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, por favor, entre em contato com a Comissão de Ética em Pesquisa do Instituto de Estudos em Saúde Coletiva através do telefone: (21) 2598 93 28 ou pelo e-mail cep@nesc.ufrj.br.

Consentimento Pós-informação

Eu,_____, RG nº _____, responsável pelo/a menor _____acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo **Avaliação de Fios Ortodônticos Recobertos.** Eu discuti com a pesquisadora Ana Maria Bezerra Bandeira sobre a minha decisão de permitir a participação de meu/minha filho/a neste estudo. Ficaram claros para mim os propósitos do estudo, os procedimento realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que a participação de meu/minha filho/a será isenta de despesas e que tenho a garantia do acesso aos resultados e do esclarecimento de minhas dúvidas a qualquer tempo. Concordo com os termos e permito voluntariamente a participação de meu/minha filho/a neste estudo, ciente de que poderei retirar meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidade, prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Data _____/_____/_____

Assinatura do pai (mãe) ou responsável

Nome: _____

Endereço: _____

RG nº: _____

Fone: _____

Data: _____/_____/_____

Assinatura do (a) pesquisador (a):_____

Nome da criança:_____

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(maiores de 18 anos)

Caro (a) Senhor (a):

Eu, **Ana Maria Bezerra Bandeira,** pesquisadora da COPPE/UFRJ, departamento do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais (PEMM), Centro de Tecnologia bloco F, sala 210, CEP 68505, e-mail: anaband@gbl.com.br, telefone de contato: (21) 25628515, vou desenvolver uma pesquisa cujo título é **Avaliação de Fios Ortodônticos Recobertos**.

Desta forma, gostaria de sua participação nesta pesquisa onde estou testando um fio de metal, utilizado no tratamento ortodôntico, de cor próxima à dos dentes. O objetivo é avaliar as condições em que ficará este fio após seu uso por 30 dias na boca. Necessito, portanto, que responda um questionário no dia da remoção deste fio sobre os hábitos alimentares e de higiene realizados naquele período. O questionário não terá identificação nominal. Algumas fotografias da boca poderão ser tiradas para ajudar na análise do fio testado. Sua participação nesta pesquisa deve ser voluntária e todos os procedimentos realizados serão iguais aos procedimentos de rotina de um tratamento ortodôntico. Esta pesquisa proporcionará um melhor conhecimento a respeito da qualidade deste fio ortodôntico em desenvolvimento, que poderá beneficiar outras crianças que gostariam de usar um aparelho ortodôntico mais discreto. Com este teste poderei saber se a cor do fio permanecerá sem alteração.

Além disso, informo que o senhor/a terá a garantia de acesso, em qualquer etapa da pesquisa, para qualquer esclarecimento sobre eventuais dúvidas, como também estará garantida a liberdade da retirada do consentimento a qualquer momento, interrompendo a participação no estudo. É importante esclarecer que não existirão despesas ou compensações pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Tampouco haverá compensação financeira pela sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, esta será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

Eu me comprometo a utilizar os dados e fotografias coletadas somente para pesquisa, e os resultados serão veiculados através de artigos científicos em revistas especializadas e/ou em encontros científicos e congressos, sem que a sua identificação se torne possível.

Caso tenha dificuldade em entrar em contato com o pesquisador responsável, ou se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, por favor, entre em

contato com a Comissão de Ética em Pesquisa do Instituto de Estudos em Saúde Coletiva pelo telefone 21 2598 93 28 ou pelo e-mail cep@nesc.ufrj.br.

Consentimento Pós-informação

Eu,_____

_____RG nº _____, acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo **Avaliação de Fios Ortodônticos Recobertos.** Eu discuti com a pesquisadora Ana Maria Bezerra Bandeira sobre a minha decisão de participar deste estudo. Ficaram claros para mim os propósitos do estudo, os procedimentos realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que a minha participação será isenta de despesas e que tenho a garantia do acesso aos resultados e do esclarecimento de minhas dúvidas a qualquer tempo. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e estou ciente de que poderei retirar meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidade, prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Data: _____/_____/_____

Assinatura: _____

Nome: _____

Endereço: _____

RG.

Fone: ( )

_____ Data _____/_____/_____

Assinatura do(a) pesquisador(a)

12 ANEXO II:

Tabelas utilizadas na análise estatística dos fios ortodônticos 0,014” e 0,016”.

Tabela 34 - Estatística Descritiva dos fios ortodônticos 0,014” e 0,016” - teste de atrito.

Espessura	Tratamento	Média	D.P.	IC95%
0,014”	NiTi	154,65	2,87	151,09 - 158,21
	NiTi rec	94,70	10,32	81,89 - 107,52
	NiTi rec ciclado	143,55	12,14	128,48 - 158,62
	NiTi rec imerso	105,89	3,05	102,11 - 109,68
0,016”	NiTi	105,20	2,63	101,93 - 108,47
	NiTi rec	99,65	0,64	98,86 - 100,45
	NiTi rec ciclado	96,43	1,84	94,14 - 98,71
	NiTi rec imerso	106,47	4,31	101,11 - 111,83

Tabela 35 - Teste de Normalidade Jarque-Bera - teste de atrito.

Espessura	JB	p
0,014”	2,544	0,280
0,016”	0,811	0,667

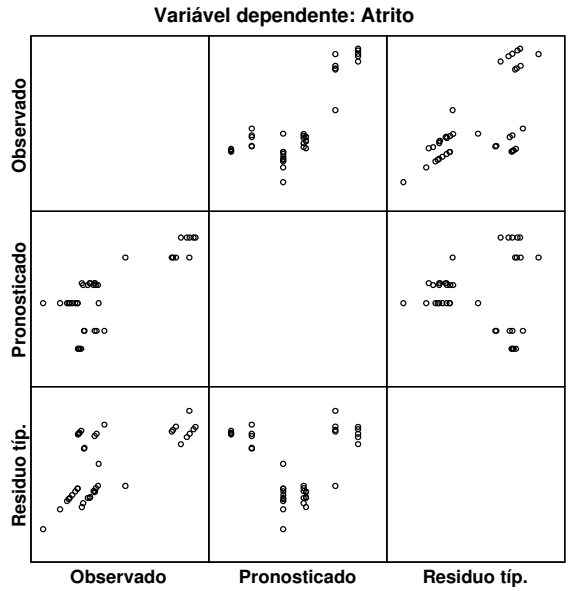


Figura 46 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados de força máxima de atrito para os fios ortodôntico sem o OPTIS ™. Valores observados, esperados e resíduos.

Tabela 36 - Contraste de Levene - teste de atrito.

Variável dependente	F	gl1	gl2	p
Força de Atrito	0,439	7	32	0,870

Tabela 37 - ANOVA *two-way* para os fios de 0,014" e 0,016" - teste de atrito.

Fonte de variação	Soma dos quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Espessura	5181,769	1	5181,769	137,866	0,000
Tratamento	6317,519	3	2105,840	56,028	0,000
Espessura * Tratamento	6546,234	3	2182,078	58,056	0,000
Erro	1202,741	32	37,586		
Total	532893,828	40			
Total corrigido	19248,263	39			

Tabela 38 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,014" – teste de atrito.

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Intergrupos	12529,951	3	4176,650	61,569	0,000
Intragrupos	1085,384	16	67,836		
Total	13615,335	19			

Tabela 39 - ANOVA one-way para a espessura de 0,016" – teste de atrito.

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Intergrupos	333,802	3	111,267	15,170	0,000
Intragrupos	117,357	16	7,335		
Total	451,159	19			

Tabela 40 - Teste de Normalidade Jarque-Bera para o tratamento OPTIS™ – teste de atrito.

Espessura	JB	p
0,016"	0,526	0,769

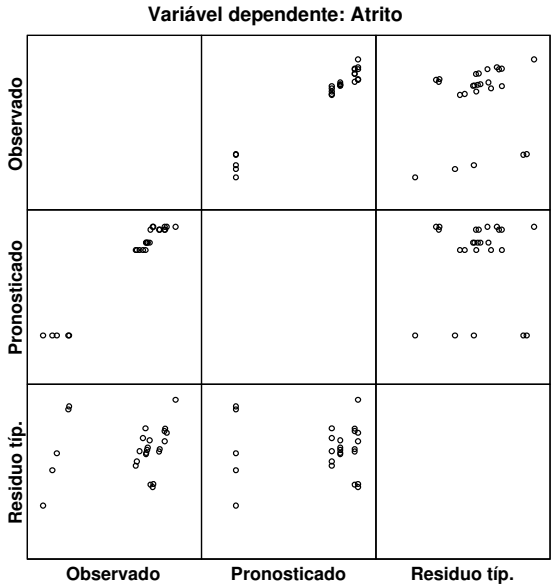


Figura 47 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados de força máxima de atrito para os fios ortodôntico 0,016" incluindo o OPTIS ™. Valores observados, esperados e resíduos.

Tabela 41 - Contraste de Levene incluindo OPTIS™ - teste de atrito.

Variável dependente	F	gl1	gl2	p
Força de Atrito	3,712	4	20	0,020

Tabela 42 - ANOVA one-way para a espessura de 0,016" com OPTIS™ - teste de atrito .

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Intergrupos	7447,375	4	1861,844	173,623	0,000
Intragrupos	214,470	20	10,723		
Total	7661,844	24			

Tabela 43 -Teste de Normalidade Jarque-Bera – teste de flexão.

Espessura	Estatística	0,5mm	1,0mm	2,0mm	3,0mm
0,014"	JB	3,224	2,821	2,559	2,126
	p	0,199	0,244	0,278	0,345
0,016"	JB	3,602	1,823	3,080	2,523
	p	0,165	0,402	0,214	0,283

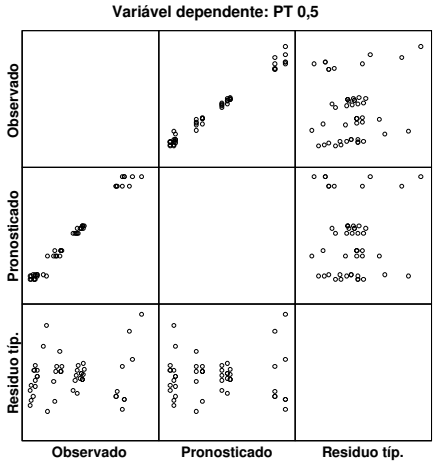


Figura 48 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para deformação em 0,5mm – Valores observados, esperados e resíduos - teste de flexão.

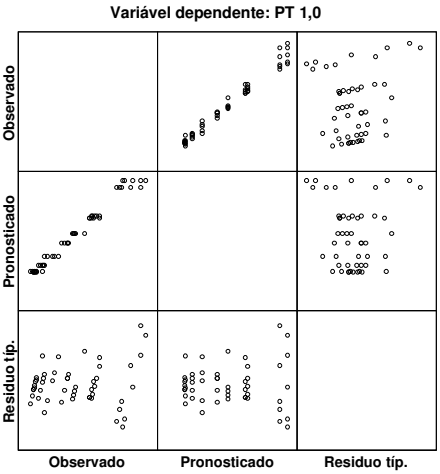


Figura 49 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para deformação em 1,0mm – Valores observados, esperados e resíduos – teste de flexão.

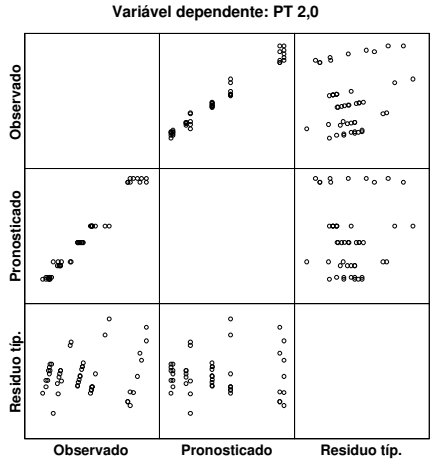


Figura 50 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para deformação em 2,0mm – Valores observados, esperados e resíduos- teste de flexão.

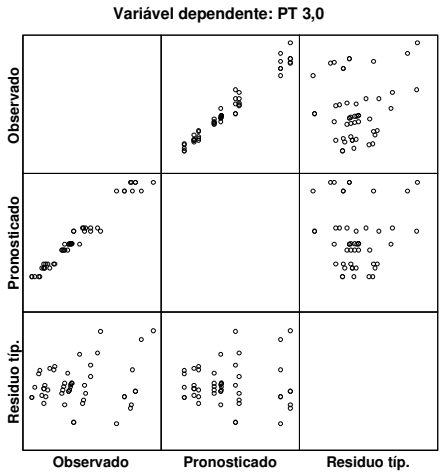


Figura 51 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para deformação em 3,0mm – Valores observados, esperados e resíduos- teste de flexão.

Tabela 44 - Contraste de Levene e teste M de Box - teste de flexão.

Variável Dependente (mm)	F	gl1	gl2	p
0,5	2,775	9	40	0,013
1,0	3,746	9	40	0,002
2,0	3,387	9	40	0,004
3,0	2,643	9	40	0,017
M de Box = 248,176	**1,528**	**90**	**1743**	**0,001**

Tabela 45 - Contrastes Multivariados- teste de flexão.

Efeito	Estatística	Valor	F	gl da hipótese	gl do erro	p
Flexão	Traço de Pillai	0,877	90,625	3,000	38,000	0,000
	Lambda de Wilks	0,123	90,625	3,000	38,000	0,000
Flexão * Espessura	Traço de Pillai	0,696	29,018	3,000	38,000	0,000
	Lambda de Wilks	0,304	29,018	3,000	38,000	0,000
Flexão * Tratamento	Traço de Pillai	1,192	6,593	12,000	120,000	0,000
	Lambda de Wilks	0,154	8,639	12,000	100,830	0,000
Flexão * Espessura * Tratamento	Traço de Pillai	0,927	4,469	12,000	120,000	0,000
	Lambda de Wilks	0,259	5,589	12,000	100,830	0,000

Tabela 46 - MANOVA para espessuras de fios ortodônticos de 0,014"e 0,016" - teste de flexão.

Fonte	Soma de quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Espessura	151415,045	1	151415,045	1520,041	0,000
Tratamento	54993,850	4	13748,463	138,019	0,000
Espessura * Tratamento	19263,230	4	4815,808	48,345	0,000
Erro	3984,500	40	99,613		

Tabela 47 - MANOVA para a espessura de 0,014" - teste de flexão.

Fonte	Soma de quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Interseção	483859,360	1	483859,360	14125,219	0,000
Tratamento	14635,540	4	3658,885	106,813	0,000
Error	685,100	20	34,255		

Tabela 48 - MANOVA para a espessura de 0,016" - teste de flexão.

Fonte	Soma de quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Interseção	1552266,810	1	1552266,810	9409,388	0,000
Tratamento	59621,540	4	14905,385	90,352	0,000
Erro	3299,400	20	164,970		

Tabela 49 - Teste de Normalidade Jarque-Bera – Histerese em flexão.

Espessura	Estatística	Histerese (gf) Flexão
0,014"	JB	3,229
	p	0,199
0,016"	JB	2,248
	p	0,325

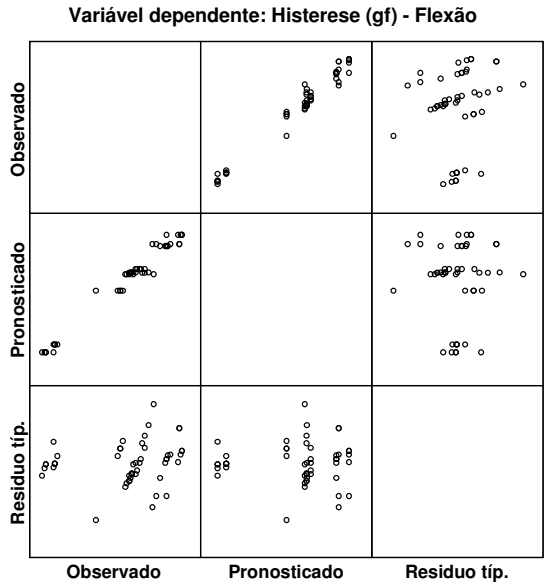


Figura 52 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para histerese em flexão – Valores observados, esperados e resíduos.

Tabela 50 - Contraste de Levene - Histerese em flexão.

Variável dependente	F	gl1	gl2	p
Histerese (gf) - Flexão	2,630	9	40	0,017

Tabela 51 - ANOVA *two-way* Histerese em flexão.

Fonte de variação	Soma dos quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Espessura	27284,480	1	27284,480	735,233	0,000
Tratamento	22748,320	4	5687,080	153,249	0,000
Espessura * Tratamento	4108,320	4	1027,080	27,677	0,000
Erro	1484,400	40	37,110		
Total	1171046,000	50			
Total corrigido	27284,480	1	27284,480	735,233	0,000

Tabela 52 - Contraste de Levene para a espessura de 0,014" – Histerese em flexão.

Variável dependente	F	gl1	gl2	p
Histerese (gf) - Flexão	2,195	4	20	0,106

Tabela 53 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,014" - Histerese em flexão.

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Intergrupos	22701,200	4	5675,300	141,036	0,000
Intragrupos	804,800	20	40,240		
Total	23506,000	24			

Tabela 54 - Contraste de Levene para a espessura de 0,016" – Histerese em flexão.

Variável dependente	F	gl1	gl2	p
Histerese (gf) - Flexão	4,216	4	20	0,012

Tabela 55 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,016"- Histerese em flexão.

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Inter-grupos	4155,440	4	1038,860	30,573	0,000
Intra-grupos	679,600	20	33,980		
Total	4835,040	24			

Tabela 56 - Teste de Normalidade Jarque-Bera - histerese em tração.

Espessura Fio	Estatística	Histerese	Platô Inferior	Platô Superior
0,014"	JB	3,310	3,714	4,064
	p	0,191	0,156	0,131
0,016"	JB	3,614	2,761	3,382
	p	0,164	0,251	0,184

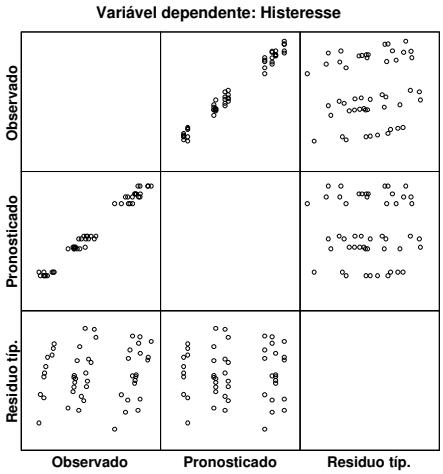


Figura 53 – Gráfico da normalização da distribuição dos dados para histerese em tração – Valores observados, esperados e resíduos.

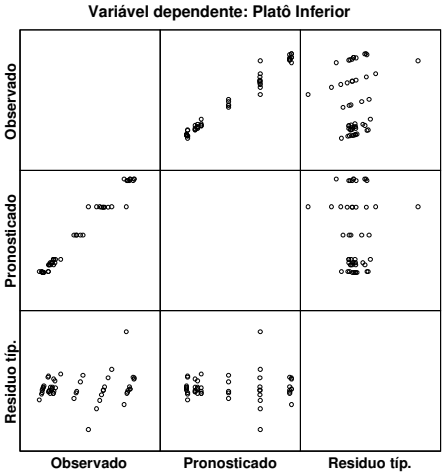


Figura 54 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados para Platô Inferior – Valores observados, esperados e resíduos - teste de tração.

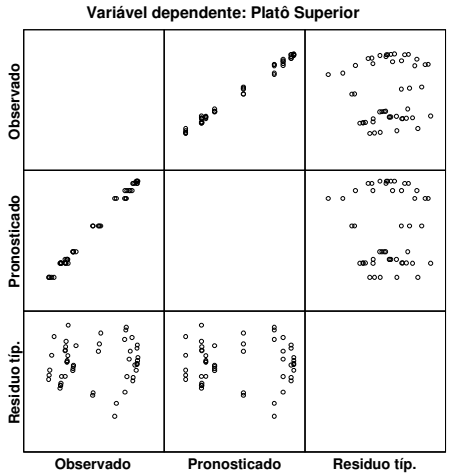


Figura 55 - Gráfico da normalização da distribuição dos dados Platô Superior – Valores observados, esperados e resíduos - teste de tração.

Tabela 57 - Contraste de Levene e teste M de Box para para os fios 0,014" e 0,016" - teste de tração.

Variável dependente	F	gl1	gl2	p
Histerese	**1,747**	**9**	**40**	**0,110**
Platô Inferior	6,899	9	40	0,000
Platô Superior	9,247	9	40	0,000
M de Box = 232,762	**2,915**	**54**	**2084**	**0,000**

Tabela 58 - Contrastes multivariados para os fios 0,014" e 0,016" - teste de tração.

Efeito	Estatística	Valor	F	gl da hipótese	gl do erro	p
Espessura	Traço de Pillai	0,894	106,440	3,00	38,00	0,000
	Lambda de Wilks	0,106	106,447	3,00	38,00	0,000
Tratamento	Traço de Pillai	2,308	33,336	12,00	120,00	0,000
	Lambda de Wilks	0,000	144,882	12,00	100,83	0,000
Espessura * Tratamento	Traço de Pillai	1,701	13,102	12,00	120,00	0,000
	Lambda de Wilks	0,024	25,906	12,00	100,83	0,000

Tabela 59 - MANOVA para as espessuras 0,014" e 0,016" (efeitos inter-sujeitos) - teste de tração.

Fonte	Variável dependente	Soma de quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Espessura	Histerese	3,190	1	3,190	35,583	0,000
	Platô Inferior	719,798	1	719,798	27,033	0,000
	Platô Superior	13442,753	1	13442,753	282,969	0,000
Tratamento	Histerese	166,223	4	41,556	463,481	0,000
	Platô Inferior	48588,618	4	12147,155	456,204	0,000
	Platô Superior	271054,664	4	67763,666	1426,420	0,000
Espessura * Tratamento	Histerese	20,473	4	5,118	57,086	0,000
	Platô Inferior	717,419	4	179,355	6,736	0,000
	Platô Superior	8155,188	4	2038,797	42,917	0,000
Erro	Histerese	3,586	40	0,090		
	Platô Inferior	1065,064	40	26,627		
	Platô Superior	1900,245	40	47,506		
Total	Histerese	5988,595	50			
	Platô Inferior	1169485,623	50			
	Platô Superior	8265682,942	50			
Total corrigido	Histerese	193,473	49			
	Platô Inferior	51090,898	49			
	Platô Superior	294552,849	49			

Tabela 60 - Contraste de Levene para a espessura de 0,014"- teste de tração.

Variável dependente	F	gl1	gl2	p
Histerese	**1,803**	**4**	**20**	**0,168**
Platô Inferior	2,954	4	20	0,045
Platô Superior	7,741	4	20	0,001

Tabela 61 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,014"- teste de tração.

Variável	Fonte de Variação	Soma dos quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Histerese	Inter-grupos	135,371	4	33,843	332,495	0,000
	Intra-grupos	2,036	20	0,102		
	Total	137,406	24			
Platô Inferior	Inter-grupos	27736,135	4	6934,034	966,224	0,000
	Intra-grupos	143,528	20	7,176		
	Total	27879,664	24			
Platô Superior	Inter-grupos	166851,589	4	41712,897	619,376	0,000
	Intra-grupos	1346,934	20	67,347		
	Total	168198,522	24			

Tabela 62 - Contraste de Levene para a espessura de 0,016" - teste de tração.

Variável dependente	F	gl1	gl2	p
Histerese	**1,762**	**4**	**20**	**0,176**
Platô Inferior	7,454	4	20	0,001
Platô Superior	8,053	4	20	0,000

Tabela 63 - ANOVA *one-way* para a espessura de 0,016" - teste de tração.

Variável	Fonte de Variação	Soma dos quadrados	gl	Média quadrática	F	p
Histerese	Inter-grupos	51,325	4	12,831	165,488	0,000
	Intra-grupos	1,551	20	0,078		
	Total	52,876	24			
Platô Inferior	Inter-grupos	21569,902	4	5392,476	117,032	0,000
	Intra-grupos	921,535	20	46,077		
	Total	22491,437	24			
Platô Superior	Inter-grupos	112358,263	4	28089,566	1015,326	0,000
	Intra-grupos	553,311	20	27,666		
	Total	112911,574	24			

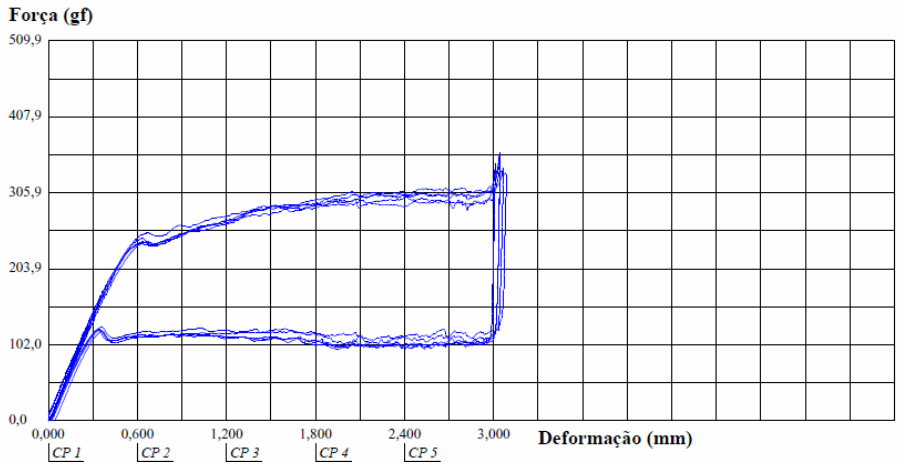


Figura 56 – Gráfico da curva representativa dos valores de flexão em gf para os fios NiTi rec 0,016".

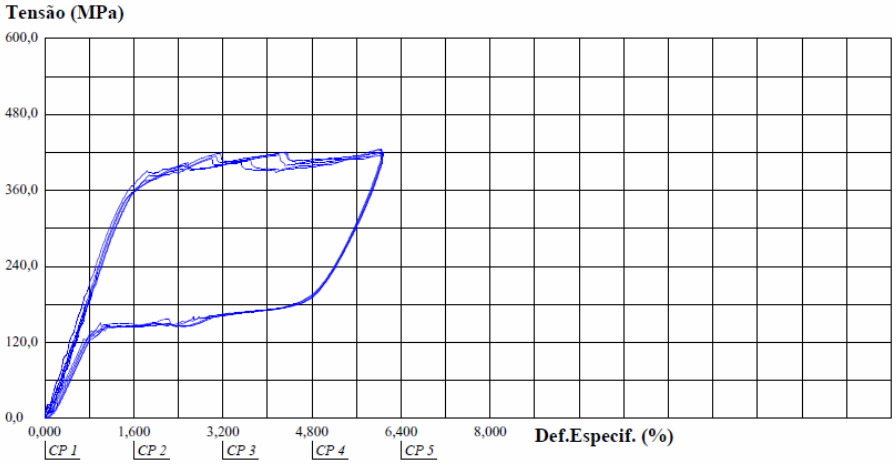


Figura 57 - Gráfico da curva representativa dos valores de tração em MPa para os fios NiTi rec 0,016".