

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Curso de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas

Tese de Doutorado

**“Avaliação das forças de atrito de fios ortodônticos
de aço inoxidável e de níquel-titânio em braquetes auto-ligados ativos”**

Autora: Ana Cristina Rodrigues Antunes de Souza

Orientador: Professor Vicente Tadeu Lopes Buono

Maio 2011

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Curso de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas

Ana Cristina Rodrigues Antunes de Souza

**“AVALIAÇÃO DAS FORÇAS DE ATRITO DE FIOS ORTODÔNTICOS
DE NÍQUEL-TITÂNIO E AÇO INOXIDÁVEL EM BRAQUETES
AUTO-LIGADOS ATIVOS”**

Tese de doutorado apresentada ao Curso de Pós-Graduação em
Engenharia Metalúrgica e de Minas da Universidade Federal de Minas Gerais
Área de concentração: Ciência e Engenharia de Materiais
Orientador: Professor Vicente Tadeu Lopes Buono

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG
2011

S729a

Souza, Ana Cristina Rodrigues Antunes de.

Avaliação das forças de atrito de fios ortodônticos de aço inoxidável e de níquel-titânio em braquetes auto-ligados ativos [manuscrito] / Ana Cristina Rodrigues Antunes de Souza.– 2011.
xx, 99 f., enc. : il.

Orientador: Vicente Tadeu Lopes Buono.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f.120-127

1. Engenharia metalúrgica – Teses. 2. Ciência dos materiais – Teses. 3. Braquetes ortodônticos – Teses. 4. Fios ortodônticos – Teses. I. Buono, Vicente Tadeu Lopes. II. Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 669(043)

“Suba o primeiro degrau com fé. Não é necessário que
você veja toda a escada. Apenas dê o primeiro passo”.

Martin Luther King

Para Leandro, meus pais e minhas irmãs

AGRADECIMENTOS

Durante a elaboração do presente trabalho muitas pessoas dedicaram tempo e esforço. Agradeço a todos pelo envolvimento, por compartilhar experiências e conhecimentos e, especialmente pelo carinho. Gostaria de agradecer especialmente:

Ao Professor Vicente Tadeu Lopes Buono pela disponibilidade para orientar este trabalho, pela paciência, pela confiança depositada em mim e pela amizade durante todos esses anos. Além disto, pela inestimável contribuição na formação de professores e pesquisadores.

Ao Professor Mauro Henrique Nogueira Guimarães de Abreu pela amizade, pela disponibilidade e competência na realização da análise estatística.

À Isabela Oliveira, Letícia Mangualde, Rodrigo Keigo, Leandro Arruda e Agnes pelo grande auxílio para a realização dos experimentos, pela disponibilidade, gentileza e competência.

Ao Professor Dagoberto Brandão Santos pela gentileza, apoio e disponibilidade de seus laboratórios.

Às queridas Andréa Bicalho Henriques e Patrícia Mara Trigueiro Azevedo, fundamentais para a elaboração deste trabalho. Agradeço a receptividade, amizade e alegria durante todos esses anos.

À Maria Aparecida e Nelson agradeço a colaboração, disponibilidade e carinho.

Ao meu marido Leandro Napier de Souza, pelo amor dedicado, pelo companheirismo e cumplicidade em tudo, inclusive na realização deste trabalho.

Aos meus pais e irmãos pelo apoio e incentivo.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS	xvii
LISTA DE NOTAÇÕES	xviii
RESUMO	xix
ABSTRACT	xx
CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO	01
CAPÍTULO 2: OBJETIVOS	03
2.1 Objetivos gerais	03
2.2 Objetivos específicos	03
CAPÍTULO 3: REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	04
3.1 As forças de atrito	04
3.2 As forças de atrito em ortodontia	05
3.2.1 Tipos de atrito	07
3.2.2 Variáveis relevantes	10
3.3 Características dos braquetes auto-ligados	15
3.4 Características dos fios ortodônticos de aço inoxidável	19
3.5 Características dos fios ortodônticos de NiTi	20
3.5.1 Utilização das ligas NiTi	22
CAPÍTULO 4: METODOLOGIA	28
4.1. Material	28
4.2. Caracterização estrutural dos braquetes e fios ortodônticos	29
4.2.1. Aspectos morfológicos da superfície dos braquetes e fios ortodônticos	29
4.2.2. Espectroscopia por dispersão em energia dos braquetes e fios ortodônticos	29
4.2.3. Microdureza Vickers dos braquetes e fios ortodônticos	29

4.2.4. Difração de raios - X dos fios ortodônticos de NiTi	30
4.2.5. Calorimetria exploratória diferencial dos fios ortodônticos de NiTi	30
4.2.6. Avaliação dimensional dos braquetes e fios ortodônticos	31
4.3. Ensaios de atrito	32
4.4. Análise estatística	35
CAPÍTULO 5: RESULTADOS E DISCUSSÃO	36
5.1. Caracterização do material	36
5.1.1. Aspectos morfológicos da superfície dos braquetes e fios ortodônticos	36
5.1.2. Espectroscopia por dispersão em energia dos braquetes e fios ortodônticos	44
5.1.3. Microdureza Vickers dos braquetes e fios ortodônticos	50
5.1.4. Difração de raios-X dos fios ortodônticos de NiTi	53
5.1.5. Calorimetria exploratória diferencial dos fios ortodônticos de NiTi	55
5.1.6. Avaliação dimensional dos braquetes e fios ortodônticos	58
5.2. Ensaios de atrito	60
CAPÍTULO 6: CONCLUSÕES	81
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83

LISTA DE FIGURAS

- Figura 3.1** – Ilustração esquemática definindo as forças de atrito (f_a) para cada par de superfícies (A e B) (Oliveira, 2005).....06
- Figura 3.2** – (a) Força perpendicular (F) ao conjunto fio/braquete e força de atrito (f) no sentido contrário ao movimento. (b) A amarração do fio ao braquete com amarrilho de aço inoxidável (Oliveira, 2005).....07
- Figura 3.3** – Gráfico mostrando as regiões de atrito estático e atrito cinético (Burrow, 2009).....08
- Figura 3.4** – Gráfico força x deslocamento mostrando a força de atrito estático (força máxima), indicado pela seta, e a força de atrito cinético. As oscilações observadas correspondem ao “travamento-escorregamento” do fio de aço inoxidável ao ser deslizado por braquete auto-ligado metálico (Sampaio, 2009).....09
- Figura 3.5.** – Conjunto fio/braquete mostrando regiões passivas (setas amarelas) e ativas (setas azuis) (Burrow, 2009)..... 10
- Figura 3.6** – Ilustração esquemática mostrando a angulação e os pontos de atrito na interface entre fio/braquete (seta cinza) e a força de atrito (f), sempre contrária ao movimento (Oliveira, 2005).....14
- Figura 3.7** – Ilustração esquemática do primeiro braquete auto-ligado (Esmaili, 2004).....15

- Figura 3.8** - Braquetes auto-ligados passivos. (a) Braquete auto-ligado passivo *Quick (Forestadent)*. A seta branca indica a canaleta, a amarela indica a aleta e a tampa do braquete pela seta azul. (b) Braquete auto-ligado *Easy Clip (Aditek)*. (c) Braquete auto-ligado *Smart-clip (3M)*. Setas amarelas indicam os clips.....16
- Figura 3.9** - Braquetes auto-ligados ativos. (a) Braquete ativo *Quick (Forestadent)*. A seta branca indica a canaleta, a amarela indica a aleta e a tampa do braquete pela seta azul. (b) Braquete *T3 (American Orthodontics)*. (c) Braquete *In-Ovation R (GAC)*. Setas amarelas indicam os clips.....16
- Figura 3.10** – Braquetes auto-ligados ativos cerâmicos (Voudouris et al, 2010).....18
- Figura 4.1** – Braquetes auto-ligados: (a) *In-Ovation R (GAC International, Bohemia, NY, EUA)* com canaleta metálica; (b) *In-Ovation C (GAC International, Bohemia, NY, EUA)* (Catálogo GAC- Dentsply) com canaleta em cerâmica policristalina.....28
- Figura 4.2** - a) Aparelho *Shimadzu DSC 60* com computador acoplado; b) Preparo da amostra; c) Compartimento dos termopares.....31
- Figura 4.3** – Fotografias de fio e braquete utilizando gabaritos com linhas de demarcação. (a) Gabarito (seta branca) e o posicionamento do fio (seta preta); (b) Gabarito (seta branca) e o posicionamento do braquete mostrando as linhas indicativas de largura (amarela) e profundidade (verde).....32
- Figura 4.4** – Distribuição dos braquetes na placa.....33
- Figura 4.5** – Dispositivo com régua (setas brancas) para alinhamento dos braquetes.....34
- Figura 4.6** - Máquina de Dobramento. (a) Máquina de dobramento AN8032 (*Analógica Instrumentação e Controle Ltda, Belo Horizonte, MG, Brasil*); (b) Vista lateral das pinças

superior e inferior; (c) Vista anterior das pinças superior e inferior; (d) Placa de teste posicionada entre as pinças da máquina.....34

Figura 4.7 – Análise estatística para ensaios de tração para grupos de variáveis quantitativas que apresentam distribuição normal e distribuição não normal.....35

Figura 5.1. Imagens obtidas por MEV do corpo de um braquete auto-ligado metálico Innovation R mostrando irregularidades e resíduos superficiais (1.000 x).....36

Figura 5.2 - Imagens obtidas por MEV da tampa de braquete auto-ligado metálico Innovation R mostrando irregularidades, riscos e resíduos superficiais (1.000 x).....36

Figura 5.3 - Imagens obtidas por MEV do corpo de braquete auto-ligado cerâmico Innovation C. Irregularidades e resíduos superficiais (1.000 x).....37

Figura 5.4 - Imagens obtidas por MEV da tampa de braquete auto-ligado cerâmico Innovation C. Irregularidades, porosidade e resíduos superficiais (1.000 x).....37

Figura 5.5 - Imagens obtidas por MEV do fio Shiny Bright (aço inoxidável). (a) Face retangular do fio com sulcos longitudinais (seta branca) e áreas de escoamento de material (seta amarela) (350 x); (b) (1.000 x) e (c) Quina do fio com ranhuras (seta azul) no sentido horizontal (1.000 x).....39

Figura 5.6 - Imagens obtidas por MEV do fio Rounded Rectangular Wire (aço inoxidável). (a) Face retangular do fio com sulcos longitudinais (setas brancas) e ranhuras aleatórias (seta amarela) (350 x); (b) (1.000 x) e (c) Quina do fio (1.000 x).....40

Figura 5.7 - Imagens obtidas por MEV do fio Nickel Titanium Memory Wire (NiTi). (a) Face retangular do fio com pites de corrosão (setas brancas) e irregularidades superficiais (350 x); (b) (1.000 x) e (c) Quina do fio (1.000 x).....41

- Figura 5.8.** Imagens obtidas por MEV do fio Therma-Ti (NiTi). (a) Face retangular do fio apresentando irregularidades superficiais e pites de corrosão (setas brancas) (350 x); (b) (1.000 x) e (c) Quina do fio (1.000 x).....42
- Figura 5.9** – Espectro de EDS obtido do corpo do braquete metálico In-Ovation R e valores médios dos teores dos elementos encontrados.....44
- Figura 5.10** - Espectro de EDS obtido da tampa do braquete metálico In-Ovation R e valores médios dos teores dos elementos encontrados.....45
- Figura 5.11** - Espectro de EDS obtido do corpo do braquete cerâmico In-Ovation C e valores médios dos teores dos elementos encontrados.....46
- Figura 5.12** - Espectro de EDS obtido da tampa do braquete cerâmico In-Ovation C e valores médios dos teores dos elementos encontrados.....46
- Figura 5.13** - Espectro de EDS obtido do fio Shiny Bright e valores médios dos teores dos elementos encontrados.....47
- Figura 5.14** - Espectro de EDS obtido do fio Rounded Rectangular Wire e valores médios dos teores dos elementos encontrados.....47
- Figura 5.15** - Espectro de EDS obtido do fio Nickel Titanium Memory Wire e valores médios dos teores dos elementos encontrados.....48
- Figura 5.16** - Espectro de EDS obtido em área do fio Therma-Ti e valores médios dos teores dos elementos encontrados.....48

Figura 5.17 - Valores médios de MHV encontrados para os braquetes auto-ligados metálicos In-Ovation R e braquete auto-ligados cerâmicos In-Ovation C.....	50
Figura 5.18 - Valores médios de MHV encontrados para os fios Shiny Bright e Rounded Rectangular Wire.....	51
Figura 5.19 - Valores médios de MHV encontrados para os fios Nickel Titanium Memory Wire e Therma Ti.....	51
Figura 5.20 - Difratoograma obtido do fio de NiTi Nickel Titanium Memory Wire.....	53
Figura 5.21 - Difratoograma obtido do fio de NiTi Therma-Ti.....	54
Figura 5.22 - Curva de DSC mostrando picos típicos no aquecimento obtida para o fio Nickel Titanium Memory Wire.....	55
Figura 5.23 - Curva de DSC mostrando picos típicos no aquecimento obtida do fio Therma-Ti.....	56
Figura 5.24 – Fotografia mostrando as linhas indicativas de largura (amarela) e de profundidade (verde) das faces menores dos braquetes autoligados.....	58
Figura 5.25 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Shiny Bright deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.....	60
Figura 5.26 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Shiny Bright deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.....	61
Figura 5.27 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Rounded Rectangular Wire deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.....	61

- Figura 5.28** - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Rounded Rectangular Wire deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.....62
- Figura 5.29** - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Nickel Titanium Memory Wire deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.....63
- Figura 5.30** - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Nickel Titanium Memory Wire deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.....63
- Figura 5.31** - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Therma-Ti deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.....64
- Figura 5.32** - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Therma-Ti deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.....64
- Figura 5.33** - Gráfico comparativo de de força média (N) para fios Shiny Bright, Rounded Rectangular Wire, Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.....65
- Figura 5.34** - Gráfico comparativo de força média (N) para fios Shiny Bright, Rounded Rectangular Wire, Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.....66
- Figura 5.35** - Imagens obtidas por MEV do fio Shiny Bright deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R mostrando riscos longitudinais (setas brancas) e áreas de escoamento na face do fio e nas quinas (setas amarelas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).....71

- Figura 5.36** – Espectro de EDS do fio Shiny Bright deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R.....71
- Figura 5.37** - Imagens obtidas por MEV do fio Shiny Bright deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C mostrando riscos longitudinais na face do fio e nas quinas (setas brancas), áreas de escoamento (setas amarelas) (a) Quina do fio (X350); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).....72
- Figura 5.38** – Espectro de EDS do fio Shiny Bright deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C.....72
- Figura 5.39** - Imagens obtidas por MEV do fio Rounded Rectangular Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R mostrando riscos longitudinais (setas brancas) e escoamento de material na face do fio e nas quinas (setas amarelas). (a) Quina do fio (350 x); (b)Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).....73
- Figura 5.40** - Espectro de EDS do fio Rounded Rectangular Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R.....73
- Figura 5.41** - Imagens obtidas por MEV do fio Rounded Rectangular Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C mostrando riscos longitudinais (setas brancas) e escoamento de material na face do fio e nas quinas (setas amarelas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).....74
- Figura 5.42** – Espectro de EDS do fio Rounded Rectangular Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C.....74

Figura 5.43 - Imagens obtidas por MEV do fio Nickel Titanium Memory Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R mostrando poucos riscos longitudinais (setas brancas) nas quinas e diagonais na face do fio e nas quinas (setas amarelas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).....75

Figura 5.44 – Espectro de EDS do fio Nickel Titanium Memory Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R.....75

Figura 5.45 - Imagens obtidas por MEV do fio Nickel Titanium Memory Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C mostrando riscos longitudinais na face e quinas do fio (setas brancas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).....76

Figura 5.46 - Espectro de EDS do fio Nickel Titanium Memory Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C.....76

Figura 5.47 - Imagens obtidas por MEV do fio Therma-Ti deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R mostrando riscos longitudinais na face do fio e nas quinas (setas brancas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).....77

Figura 5.48 - Espectro de EDS do fio Therma-Ti deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R.....77

Figura 5.49 - Imagens obtidas por MEV do fio Therma-Ti deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C mostrando poucos riscos longitudinais na face do fio e próximos às quinas (setas brancas). (a) Quina do fio (X350); (b) Quina do fio (X1.000); (c) Face retangular do fio (X350); (d) (X1.000).....78

Figura 5.50 - Espectro de EDS do fio Therma-Ti deslizado pelos braquetes auto-ligados
In-Ovation C.....78

LISTA DE TABELAS

- Tabela V-1** - Comparação entre as temperaturas austeníticas iniciais (A_i), austeníticas finais (A_f), fase R iniciais (R_i) e fase R finais (R_f) de fios Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti.....56
- Tabela V-2** – Comparação entre as medidas de largura e profundidade dos braquetes auto-ligados.....58
- Tabela V-3** – Comparação entre as medidas obtidas das faces maior e menor dos fios ortodônticos.....59
- Tabela V.4** - Valores médios (N) e desvios-padrão de força média de atrito para os conjuntos bráquete-fio de aço inoxidável.....62
- Tabela V.5** - Valores médios (N) e desvios-padrão de força média de atrito para os conjuntos bráquete-fio de NiTi.....65
- Tabela V-6** – Distribuição dos grupos de fios avaliados pelo teste de Mann-Whitney para os braquetes In-Ovation R e significância estatística.....67
- Tabela V-7** – Distribuição dos grupos de fios avaliados pelo teste de Tukey para os braquetes In-Ovation C e significância estatística.....67
- Tabela V-8** – Distribuição dos tipos de fios para cada grupo de braquetes avaliados pelo teste de Mann-Whitney e significância estatística.....67

LISTA DE NOTAÇÕES

μ_c	Coeficiente de atrito cinético ou dinâmico.
μ_e	Coeficiente de atrito estático.
B2	Fase austenítica.
B19'	Fase martensítica monoclínica.
DRX	Difração de raios-X.
DSC	Calorimetria diferencial de varredura.
EI	Rigidez do fio.
EDS	Espectroscopia por dispersão em energia.
EMF	Efeito memória de forma
f_c	Força de atrito dinâmico ou cinético.
f_e	Força de atrito estático.
F_E	Componente de força perpendicular às superfícies.
L	Distância interespacial fixa.
LMF	Ligas com memória de forma
MEV	Microscopia eletrônica de varredura.
NiTi	Níquel-titânio.
NiTi-Cu	Liga níquel-titânio-cobre.
R	Fase R.
SE	Superelasticidade
Temperatura A_f	Temperatura austenítica final.
Temperatura A_i	Temperatura austenítica inicial.
Temperatura M_f	Temperatura martensítica final.
Temperatura M_i	Temperatura martensítica inicial.
Temperatura R_f	Temperatura de fase R final.
Temperatura R_i	Temperatura de fase R inicial.

RESUMO

Este trabalho avaliou e comparou as forças de atrito, através de ensaios de tração, nos fios de aço inoxidável convencional e com bordas arredondadas, de níquel-titânio superelástico e com efeito memória de forma, deslizados por braquetes auto-ligados ativos de aço inoxidável e de cerâmica policristalina. Os fios e os braquetes foram caracterizados antes dos ensaios de tração e, após este ensaio, as superfícies dos fios foram avaliadas. Os resultados mostraram que os braquetes auto-ligados metálicos eram compostos por aço inoxidável austenítico e as tampas, por liga NiCrCo. Os braquetes cerâmicos eram compostos por óxido de alumínio e as tampas por alumínio e ródio. Os fios de aço inoxidável eram constituídos por aços austeníticos e os de NiTi apresentaram composição equiatômica, fase β à temperatura ambiente e comportamento superelástico. Todos os fios e braquetes mostraram imperfeições superficiais. Os braquetes auto-ligados cerâmicos apresentaram maiores valores de microdureza que os metálicos. Os fios de aço inoxidável mostraram valores de microdureza semelhantes e maiores que os dos fios de NiTi, que foram semelhantes entre si. Todas as canaletas dos braquetes e os fios apresentaram dimensões reduzidas em relação às suas especificações. Os ensaios de tração revelaram que as forças médias para os fios deslizados por braquetes auto-ligados cerâmicos foram maiores que para os metálicos. Os valores de forças médias para os fios de aço inoxidável deslizados pelos dois tipos de braquetes não mostraram diferenças estatísticas entre si. Os fios de NiTi apresentaram maiores forças médias quando comparados aos fios de aço para os dois tipos de braquetes. Não houve diferenças entre as forças médias dos dois fios de NiTi, quando deslizados em braquetes auto-ligados cerâmicos, porém as forças médias para o fio de NiTi superelástico foram maiores que para o de NiTi com efeito memória de forma, quando deslizados em braquetes auto-ligados metálicos. Após os ensaios de tração todos os fios apresentaram alterações superficiais.

PALAVRAS-CHAVE: Atrito, braquetes ortodônticos, braquetes auto-ligados, fios ortodônticos, níquel-titânio.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate and compare the frictional forces of stainless steel and rounded stainless steel wires, NiTi superelastic and NiTi shape memory wires, during sliding movement by stainless steel self-ligating brackets and ceramic self-ligating brackets. The wires and brackets were characterized before the tests and after that, the wire surfaces were evaluated. The results showed that stainless steel self-ligating brackets were composed by austenitic stainless steel whereas the covers were composed by NiCrCo. Ceramic self-ligating brackets were composed by aluminum oxide whereas the covers were composed by Aluminum and Rhodium. Stainless steel wires were composed by austenitic stainless steel and NiTi wires exhibited Ni and Ti in equal proportions, with β phase at room temperature and superelasticity. All wires and brackets showed irregular surfaces. Ceramic self-ligating brackets exhibited higher microhardness than stainless steel self-ligating brackets. The stainless steel and NiTi wires showed similar microhardness inside groups, but first ones microhardness were higher than the seconds. All slots of brackets and all wires showed dimension reduction. The friction forces tests revealed media forces for sliding wires by ceramic self-ligating brackets were higher than to stainless steel ones. No statistic differences were observed between the media forces for stainless steel wires sliding by both brackets. Higher media forces to NiTi wires were obtained when compared to the stainless steel wires to both brackets. No differences of media forces between two NiTi wires sliding by ceramic self ligating brackets, nevertheless the media forces for superelastic NiTi wire were higher then to the shape memory NiTi wire when sliding by stainless steel self-ligating brackets. All wires after frictional forces tests exhibited more surface irregularities.

KEY WORDS: Friction, orthodontic brackets, self -ligating brackets, orthodontic wires, nickel-titanium.

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO

O atrito é um importante e complexo fator que deve ser considerado principalmente em movimentos de deslizamento de dentes, pois ele trabalha de forma a dificultar esta modalidade de movimentação ortodôntica. O movimento de deslizamento ou “mecânica de deslizamento” são termos usualmente utilizados na literatura para relatar o deslocamento do conjunto dente/braquete ao longo de um fio através da aplicação de uma força.

As principais movimentações no deslizamento estão relacionadas ao fechamento de espaços, translação e retração de dentes para fechamento de áreas de extração. A força de atrito é resultante da pressão perpendicular do fio na superfície do braquete, ocorrendo sempre contrária ao deslocamento, sendo impossível eliminá-la. Outro fator importante a ser considerado é que ela é variável. Assim, quando se aumenta a força aplicada nos dentes, a força de atrito também aumenta. É importante ressaltar que nem sempre o atrito é inconveniente para o movimento de deslizamento dos dentes, pois para que ocorra a translação dentária é necessária a retenção parcial do fio pelo braquete. Também em algumas técnicas de movimentação dentária específicas, tais como verticalização de dentes inclinados e preparo de grupos de dentes para ancoragem, as forças de atrito são de grande utilidade.

Existem dois tipos de forças de atrito, a estática e a cinética ou dinâmica. Assim, o atrito estático é aquela força de maior magnitude, que oferece resistência ao movimento e atua quando a movimentação está quase começando. Já o atrito cinético é importante para a manutenção do movimento, necessitando de forças de magnitude um pouco menores do que aquelas necessárias para o início do movimento. Elas são muito importantes em ortodontia, pois o movimento dentário não ocorre de forma contínua.

As forças de atrito dependem das características dos materiais utilizados durante a movimentação ortodôntica. Assim, alguns fatores ligados aos materiais interferem diretamente sobre o atrito, tais como o tamanho dos braquetes, a rugosidade das superfícies,

o meio, a dureza dos materiais, a rigidez do fio e dos braquetes, a geometria da secção transversal do fio, o tipo de amarração utilizada, presença de recobrimento estético e alterações superficiais dos fios após a instalação dos mesmos na boca. Assim, deve-se levar em consideração tanto as propriedades dos fios quanto as dos braquetes. Um critério importante para a escolha dos materiais leva em consideração a dureza do fio, que não deve ser muito pequena, pois durante o deslizamento, o fio poderia ser danificado pelos braquetes, produzindo resíduos que aumentariam a força de atrito. Além dos fatores já citados, os fios podem sofrer abrasões pelas forças de mastigação. Esses defeitos podem ser distintos, variando de mínimos a extensos.

Considera-se na aplicação prática e mesmo em estudos experimentais, que as forças de atrito são maiores para braquetes de cerâmica policristalina ou monocristalina em relação aos de aço inoxidável convencionais. Sendo que, para um novo sistema de braquetes auto-ligados, que dispensaria qualquer mecanismo de amarração para prender o fio à canaleta dos braquetes, as forças de atrito seriam menores em comparação aos outros sistemas. Porém existem poucos estudos que comprovem a redução efetiva destas forças nestes braquetes. Já em relação aos fios ortodônticos, o fio que oferece a menor força de atrito é o fio de aço inoxidável e a maior é o de níquel-titânio (NiTi), sendo que os que possuem secção transversal retangular apresentariam maiores forças de atrito em relação aos redondos (secção circular).

Este trabalho avaliou e comparou as forças de atrito nos braquetes auto-ligados ativos de cerâmica policristalina e de aço inoxidável com os fios de aço inoxidável convencionais e com bordas arredondadas, de níquel-titânio superelástico e com efeito memória de forma, buscando uma melhor compreensão do efeito das forças de atrito em ortodontia.

CAPITULO 2: OBJETIVOS

2.1. Objetivos gerais:

Avaliar e comparar as forças de atrito entre braquetes auto-ligados ativos de cerâmica policristalina e de aço inoxidável com canaleta 0,022”x 0,028” (0,55mm X 0,71mm) e fios ortodônticos de aço inoxidável; fios de níquel-titânio superelásticos e de níquel-titânio com efeito memória de forma, com geometria de secção transversal retangular de 0,019”x 0,025” (0,48mm x 0,64mm) e um fio ortodôntico de aço inoxidável com bordas arredondadas e secção transversal retangular de 0,019”x 0,026” (0,48mm X 0,66mm).

2.2. Objetivos específicos:

- Caracterizar os fios e os braquetes ortodônticos de forma a se conhecer as composições químicas elementares, os aspectos morfológicos da superfície, as durezas superficiais e as dimensões, buscando um melhor entendimento da relação estrutura-propriedades-processamento;
- Caracterizar os fios ortodônticos de NiTi para se conhecer as fases presentes à temperatura ambiente e as temperaturas de transformação martensítica e reversa;
- Avaliar e comparar as forças de atrito dos fios de aço inoxidável, fios de NiTi superelásticos e com efeito memória de forma em relação aos dois tipos de braquetes auto-ligados;
- Avaliar e comparar as forças de atrito entre os fios de aço inoxidável convencionais e com bordas arredondadas;
- Avaliar e comparar as forças de atrito entre fios de aço inoxidável e de NiTi;
- Avaliar e comparar as forças de atrito entre os fios de NiTi superelásticos e com efeito memória de forma;

CAPÍTULO 3: REVISÃO DE LITERATURA

3.1. As forças de atrito

Quando uma superfície de um corpo desliza sobre outro, cada corpo exerce sobre o outro uma força de atrito. Esta força apresenta-se paralela às superfícies e oposta à direção de seu movimento relativo (Resnick e Halliday, 1978; Sears et al., 1983).

As forças de atrito entre duas superfícies surgem das forças interatômicas ou intermoleculares entre elas. Assim, embora as superfícies em contato possam parecer muito lisas e planas, em uma escala atômica, esta lisura raramente pode ser obtida, sendo as mesmas irregulares, ásperas e com pontos altos. A adesão superficial é um fenômeno que ocorre entre os pontos de contato das moléculas em lados opostos da superfície que estão tão próximas, que exercem fortes forças intermoleculares umas sobre as outras (Resnick e Halliday, 1978; Sears et al., 1983).

As duas leis de atrito foram elaboradas experimentalmente por Leonardo da Vinci e estão enunciadas abaixo (Resnick e Halliday, 1978):

1ª Lei : “O atrito provocado pelo mesmo peso terá a mesma resistência no início do movimento, embora as áreas ou comprimentos de contato sejam diferentes”.

2ª Lei : “O atrito provoca o dobro do esforço se o peso for dobrado”.

O modo pelo qual a força de atrito age depende se o corpo está em repouso ou deslizando sobre o outro corpo (McKelvey e Grotch, 1979). Charles A. Coulomb estudou o atrito e relatou as diferenças entre as forças de atrito estático e cinético (Resnick e Halliday, 1978). As forças de atrito que atuam entre superfícies em repouso relativo são denominadas de atrito estático. No atrito estático, quando o corpo está em equilíbrio, a soma vetorial de todas as forças sobre ele deve ser zero. A força de atrito deve ser igual em módulo e direção, mas oposta em relação à resultante das outras forças que atuam no objeto. Porém, a força de atrito estático pode apenas chegar à sua maior grandeza antes do corpo começar a

deslizar. Assim, a força máxima de atrito estático será igual à força mínima para que o movimento se inicie (Resnick e Halliday, 1978). A força normal (N) pode ser definida como aquela que cada corpo exerce sobre o outro, perpendicularmente à sua interface comum (Resnick e Halliday, 1978; Sears et al., 1983). O quociente da grandeza da força máxima do atrito estático pelo módulo de força normal (N) pode ser descrito como o coeficiente de atrito estático (Resnick e Halliday, 1978).

A força de atrito cinético ou dinâmico segue as mesmas leis que regem o atrito estático, sendo aproximadamente independente da área de contato e proporcional à força normal. O quociente do módulo de força de atrito cinético pelo módulo de força normal denomina-se coeficiente de atrito cinético (Resnick e Halliday, 1978).

3.2. As forças de atrito em ortodontia

O atrito é uma das variáveis que atuam no movimento de deslizamento em ortodontia, trabalhando em oposição à ação do conjunto fio/braquete e resultando na diminuição efetiva da movimentação dos dentes (Kusy e Whitley, 1990). Apesar disto, sem o atrito, muitas movimentações não seriam possíveis, tais como, correção de dentes com rotações, verticalização de dentes inclinados e preparo de unidades para ancoragem ou seja, agrupamento de dentes estabilizados que auxiliam a movimentação ortodôntica de um ou mais de dentes (Thorstenson e Kusy, 2002).

A força de atrito é resultante da pressão perpendicular entre duas superfícies contrárias, no caso, fio e braquete. Essa força é paralela às superfícies (Fig. 3.1) e o sentido é sempre contrário ao deslocamento (Resnick e Halliday, 1978; Oliveira, 2005). Não é possível eliminar o atrito durante a movimentação ortodôntica, porém é possível minimizar os efeitos melhorando as características do conjunto fio/braquete, reduzindo, assim, a magnitude de forças aplicadas nos dentes (Kusy e Whitley, 1990). Quando se aumenta a força, o atrito também aumenta, sendo portanto, variável. Outro fator importante é que, para se manter o movimento, é necessária magnitude um pouco menor do que a necessária para

o movimento inicial. Assim, a força de atrito de maior magnitude é aquela que atua quando o movimento está se iniciando (Oliveira, 2005).

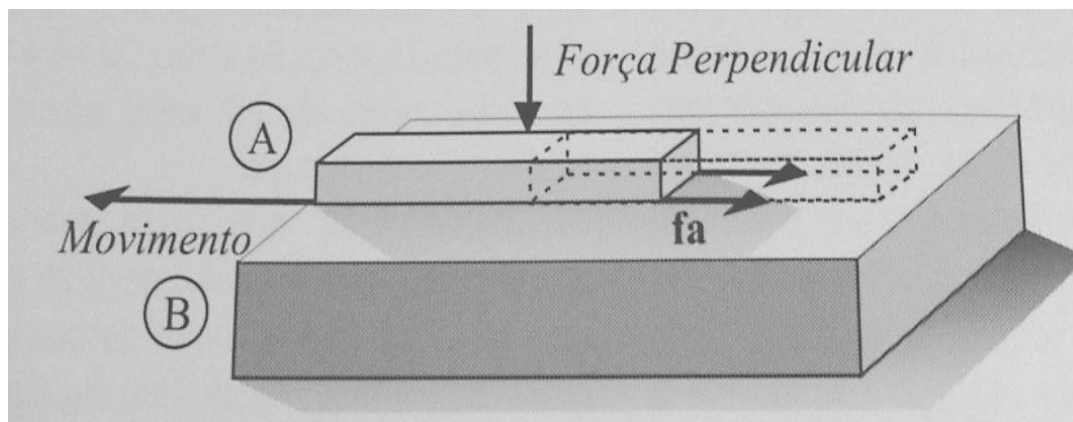


Figura 3.1 – Ilustração esquemática definindo as forças de atrito (f_a) para cada par de superfícies (A e B). (Oliveira, 2005).

As leis clássicas de atrito devem ser entendidas para uma melhor avaliação do atrito em ortodontia. A primeira lei diz que o coeficiente de atrito independe da área de contato aparente (Resnick e Halliday, 1978; Oliveira, 2005). Segundo Saunders e Kusy (1994) essa afirmativa se aplica somente para superfícies que podem deformar-se plasticamente até que a área real de contato seja estabelecida.

Já a segunda lei informa que a força de atrito é proporcional à carga aplicada, ou seja à força normal (N), multiplicada pelo coeficiente de atrito (μ) (Spalvins e Kovacs, 1990). O coeficiente de atrito é o quociente entre a força de atrito e a força perpendicular (normal), sendo que para cada par de superfícies existe um coeficiente de atrito estático e um coeficiente de atrito cinético ou dinâmico (Oliveira, 2005). Todas os conjuntos de braquetes e fios em ortodontia seguem a primeira lei (Kusy e Whitley, 1990).

Segundo Kusy e Whitley (1990) existe outro fator importante na análise sobre o atrito em ortodontia, que é a amarração, feita tanto na prática clínica, quanto em ensaios mecânicos utilizando amarrilhos de aço inoxidável (Fig. 3.2), ligaduras elásticas convencionais ou ligaduras elásticas de baixo atrito. Nestes casos os detritos da amarração, do fio, do braquete, de resíduos de alimentos e até calcúlo dental formariam uma superfície que dificultaria o deslizamento (Tecco et al., 2009).

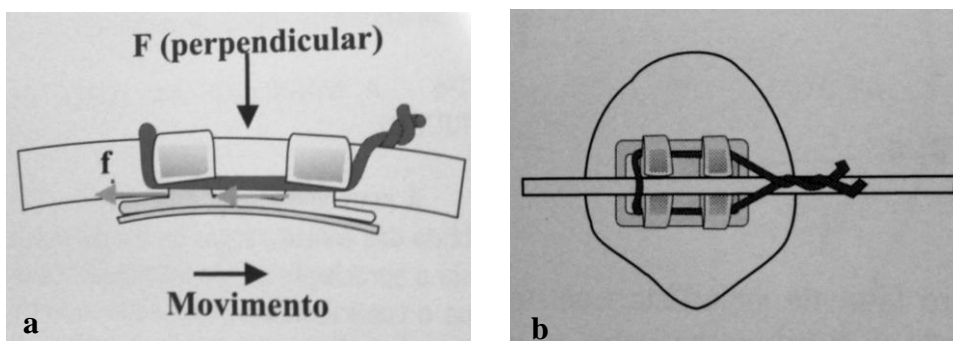


Figura 3.2 – (a) Força perpendicular (F) ao conjunto fio/braquete e força de atrito (f) no sentido contrário ao movimento. (b) A amarração do fio ao braquete com amarrilho de aço inoxidável (Oliveira, 2005).

3.2.1 Tipos de atrito

Como os dentes não se movem de forma contínua em ortodontia, os coeficientes de atrito estático e cinético (Fig.3.3 e 3.4) são de grande importância para a compreensão do que ocorre durante a aplicação de forças (Nikolai, 1985). Assim, o coeficiente de atrito estático corresponde ao quociente entre a força de atrito estático máxima pelo módulo de força normal (Resnick e Halliday, 1978; Oliveira, 2005):

$$f_e = \mu_e \cdot N \quad (3.1)$$

Na expressão acima μ_e é o coeficiente de atrito estático, f_e é a força de atrito estático e N é a componente de força perpendicular às superfícies. Assim, a força de atrito estático seria o ponto em que o deslizamento é eminente para o conjunto fio/braquete (Blau, 1989) e o comportamento deste conjunto depende das características dos materiais, desde a distância entre o fio e o braquete, até uma morfologia de superfície mais acidentada (Kusy e Whitley, 1990).

Já o coeficiente de atrito cinético pode ser observado quando há movimento de uma superfície em relação à outra, sendo menor que o coeficiente de atrito estático (Resnick e Halliday, 1978; Oliveira, 2005):

$$f_c = \mu_c \cdot N \quad (3.2)$$

Onde μ_c é o coeficiente de atrito cinético, f_c é a força de atrito cinético e N é a componente de força perpendicular às superfícies.

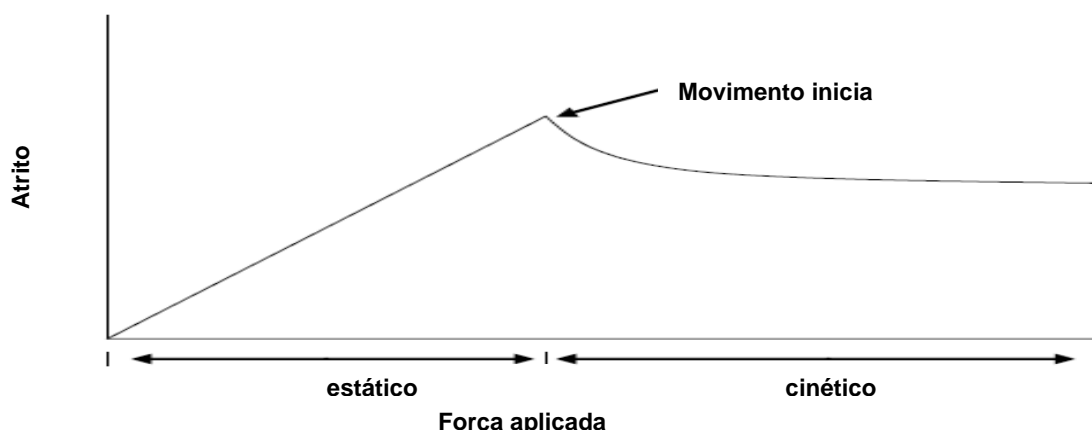


Figura 3.3 – Gráfico mostrando as regiões de atrito estático e atrito cinético (Burrow, 2009).

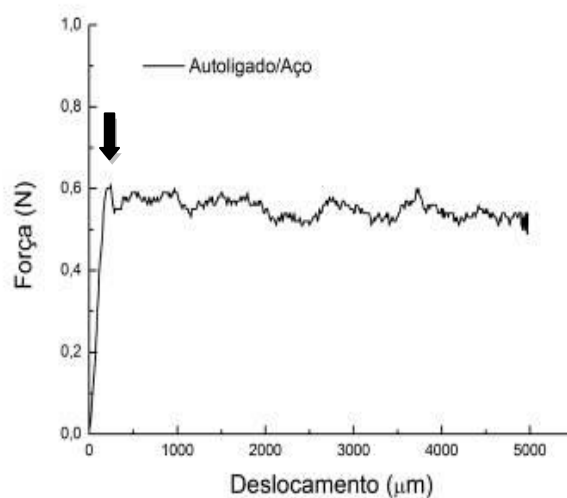


Figura 3.4 – Gráfico força x deslocamento mostrando a força de atrito estático (força máxima), indicado pela seta, e a força de atrito cinético. As oscilações observadas correspondem ao “travamento-escorregamento” do fio de aço inoxidável ao ser deslizado por braquete auto-ligado metálico (Sampaio, 2009).

A resistência ao deslizamento do conjunto fio/braquetes pode ocorrer durante o tratamento ortodôntico de três maneiras (Kusy e Whitley, 1997; Kusy e Whitley, 2000; Kusy e Whitley, 2007). A primeira ocorre quando existe uma folga entre fios e canaletas de braquetes ou quando não há necessidade de torção ou angulação entre braquetes e fio, o atrito é denominado de clássico. Já a segunda ocorre quando há necessidade de angulação ou torção do fio e, o maior contato entre as superfícies apresenta maior influência na resistência no deslizamento, neste caso o atrito é derivado da força de ligação. Ainda pode ser considerado o atrito derivado de irregularidades geradas no fio por deformação plástica durante o movimento, como no caso de desgaste de uma das superfícies e estes resíduos influenciarem na força de atrito, sendo esta a terceira maneira (Kusy, 1997).

Assim, a resistência ao deslizamento em um sistema com apenas angulações (dobras nos fios ou angulações nos braquetes), pode ser dividida em uma região ativa e outra região passiva (Fig. 3.5), considerando o ângulo de contato crítico para a ligação. Este ângulo foi definido quando, ao gerar angulações no sistema fio/braquetes, ocorrem os primeiros contatos do fio nos extremos opostos do braquete. O ângulo crítico de ligação depende do tamanho da canaleta, do comprimento do braquete e do diâmetro do fio utilizado (Thorstenson e Kusy, 2002). Em uma configuração passiva, onde o ângulo é menor que o ângulo crítico de ligação, o atrito clássico é o único componente da resistência ao deslizamento. Na configuração ativa, a região em que o ângulo é maior que o ângulo crítico, a força de ligação contribui progressivamente mais na resistência ao deslizamento (Articolo et al., 2000).

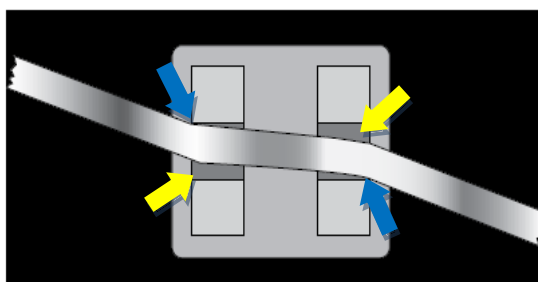


Figura 3.5. – Conjunto fio/braquete mostrando regiões passivas (setas amarelas) e ativas (setas azuis) (Burrow, 2009).

3.2.2. Variáveis relevantes

Alguns fatores interferem diretamente sobre o atrito, tais como, (a) a rugosidade da superfície e o meio líquido, (b) a dureza do fio/braquete e a rigidez do fio, (c) a geometria da secção transversal, amarração dos fios e a presença de recobrimento estético no fio (Kusy e Whitley, 1990), (d) o tamanho do braquete.

a) Rugosidade da superfície e meio líquido: a rugosidade corresponde aos pontos de contato entre as superfícies que concentram toda a força entre elas (Oliveira, 2005). Assim, a rugosidade superficial tanto do fio quanto dos braquetes é um fator que contribui negativamente, na prática, para o deslizamento entre estas superfícies. Assim, alguns

autores relatam que na prática, quanto maior a rugosidade, maior o atrito (Kusy e Whitley, 1990; Fisher-Brandies et al., 2003, Marques et al., 2010).

Os fios e braquetes ortodônticos, durante o uso clínico, ficam expostos à variações de pH da boca, abrasão durante as escovações diárias, retenção de alimentos e placa dental, além da exposição a produtos de higiene bucal contendo fluoretos. Assim Huang (2006) em um estudo *in vitro*, verificou aumento da rugosidade na superfície dos fios de NiTi por microscopia eletrônica de varredura, após imersão dos mesmos por 28 dias em solução de fluoreto de sódio a 0,05% e após escovação com pasta dental fluoretada.

Marques et al. (2010) estudaram as superfícies de fios retangulares 0,019”x 0,025” de aço inoxidável retirados da cavidade bucal após 8 semanas de uso e verificaram um aumento significativo de retenção de resíduos e aumento da rugosidade superficial. Os mesmos fragmentos foram deslizados por braquetes metálicos e foi verificado um aumento significativo das forças de atrito se comparados aos fios como recebidos do fabricante.

Outro fator que poderia afetar o atrito seria o ambiente contendo saliva. Na boca existe tanto o meio seco como o úmido. O ambiente seco ocorre quando a saliva é expulsa das superfícies de contato entre braquete e fio, deixando uma superfície “seca”. Já o ambiente úmido é aquele em que a saliva envolve as superfícies (Kusy e Schafer, 1995).

Um estudo feito em ambiente seco e em imersão em saliva artificial, utilizando fios de NiTi e aço inoxidável, deslizados em braquetes cerâmicos e de aço inoxidável convencionais, mostrou que as superfícies imersas em saliva artificial apresentavam maiores forças de atrito estático. Além disso, o atrito foi maior nos fios de NiTi deslizados em superfície cerâmica (Pratten et al., 1990).

Já Ho e West (1991) estudaram o deslizamento entre as superfícies fio/braquete em saliva artificial, utilizando fios de diferentes secções transversais e braquetes convencionais com angulações diversas. Os autores concluíram que as forças de atrito diminuíram com a

lubrificação da saliva artificial, mas à medida que se aumentava a secção transversal dos fios e com a variação da angulação dos braquetes, a força de atrito também aumentava.

b) Dureza dos braquetes/fios e a rigidez do fio: a dureza de um material é uma propriedade mecânica relacionada à resistência do mesmo, quando pressionado por outro material ou por outros marcadores padronizados, apresentando riscos ou formação de uma marca permanente (Chiaverinni, 1977). Assim, as cerâmicas são mais duras que os metais e por sua vez mais duros que o policarbonato, que são materiais comumente utilizados para a fabricação de braquetes (Callister, 1994).

Segundo Kusy e Schafer (1995) o braquete deve ter uma dureza ligeiramente maior que o fio ortodôntico para um melhor deslizamento. Kusy et al. (1998) afirmaram que fios de aço inoxidável deslizam-se mais adequadamente por braquetes de aço convencionais e que as outras variações não funcionam da mesma maneira. Além disso, informaram que os fios de NiTi e Beta-titânio apresentam superfícies mais irregulares contribuindo para um aumento das forças de atrito no conjunto fio/braquete. Quanto ao deslizamento de fios de aço ou de outras ligas sobre braquetes de cerâmica policristalina convencionais, concluíram que em todos os casos havia um aumento da força de atrito.

Porém, um estudo realizado por Lima et al. (2010) mostrou que braquetes de policarbonato geraram menores forças de atrito do que os metálicos, quando utilizados fios de aço inoxidável retangulares 0,019”x 0,025”. A justificativa dos autores para o ocorrido foi que as condições experimentais não levaram à deformações nas canaletas dos braquetes de policarbonato, que podem ocorrer pela menor dureza do material. Já na prática clínica deve-se incluir outras variáveis que contribuem para a deformação dos braquetes plásticos suficientes para gerar maiores forças de atrito entre os mesmos e o fio metálico.

O comportamento do fio ortodôntico em relação ao braquete depende parcialmente da rigidez do fio (EI). Assim, para uma determinada distância interespacial fixa (L) e a dada força aplicada (F), a deflexão elástica (Δ) é dada pela equação:

$$\Delta = (FL^3) / (KEI) = (FL^3 / K) \cdot (1 / EI) \quad (3.3)$$

Onde K é a constante característica da organização da dobra (Eshbach, 1975). Assim, conforme a rigidez diminui, o fio mostra maior deflexão, permitindo maior contato e dificuldade de deslizamento pela canaleta do braquete. Então, quanto mais rígido for o fio, melhor o deslizamento e menores os danos à superfície dos mesmos (Kusy e Whitley, 1990).

c) Geometria da secção transversal, amarração dos fios e a presença de recobrimento estético no fio: a geometria de secção transversal de fios ortodônticos pode ter configuração redonda (circular), quadrada, retangular (Kusy e Whitley, 1990) ou ainda, retangular com os ângulos arredondados para melhor deslizamento do fio (Catálogo da TP Orthodontics, Inc.). Assim, fios retangulares e quadrados apresentariam maiores forças de atrito em relação aos redondos. Ainda, segundo Tecco et al. (2005), que estudaram as forças de atrito de fios de aço em dez diferentes tipos de braquetes, tanto auto-ligados como convencionais, mostraram que em todas as combinações testadas, o aumento do diâmetro das secções transversais dos fios, aumentava as forças de atrito.

A força de amarração do fio ao braquete é perpendicular ao primeiro, sendo uma outra contribuição não favorável ao deslizamento, sendo que quanto mais apertada a amarração é feita, maior a força de atrito. Assim, quanto maior a pressão do fio contra a parte interna do braquete, maior será a força necessária para o deslizamento, sendo que essa pressão pode ser causada tanto pela amarração, quanto pela modificação da geometria de secção transversal do fio (Oliveira, 2005).

Tecco et al. (2009) relataram que as ligaduras elásticas de baixo atrito apresentaram menores forças de atrito em relação às convencionais em um estudo comparativo utilizando

fios redondos e retangulares de aço inoxidável deslizando por braquetes metálicos. E um estudo realizado por Lima et al. (2010) mostrou que as ligaduras elásticas geraram mais atrito do que os amarrilhos metálicos.

Alguns fios ortodônticos podem apresentar recobrimentos poliméricos de resina epoxídica e polietileno para melhorar a estética e para redução do atrito. Observou-se que para uma efetiva diminuição da rugosidade superficial, deve existir uma boa aderência desta camada, de forma que não ocorra descolamento do recobrimento (Kusy et al., 1998).

Segundo Kusy e Whitley (1990) tanto braquetes quanto fios poderiam sofrer modificações na superfície pelo contato. Assim, fios e braquetes de aço inoxidável produziram uma camada de óxido de cromo e as ligas de titânio formariam óxido de titânio, nitrito ou carboneto. Essas camadas seriam mais duras, aumentando o atrito existente.

d) Tamanho dos braquetes: existem no mercado vários tamanhos de braquetes. Pode-se verificar que braquetes menores geram forças de atrito maiores em relação à braquetes de tamanhos maiores (Nishio et al., 2004). Isto pode ser explicado por um menor controle da inclinação dos dentes, ou seja, uma maior tendência de inclinação dentária em braquetes menores (Fig.3.6). Este menor controle de inclinação representaria uma maior angulação na interface entre fio/braquete e maior força de atrito (Thorstenson e Kusy, 2002).

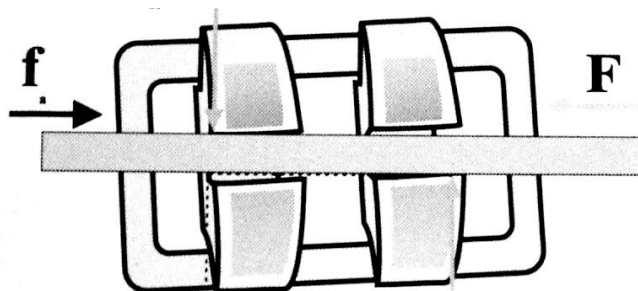


Figura 3.6 – Ilustração esquemática mostrando a angulação e os pontos de atrito na interface entre fio/braquete (seta cinza) e a força de atrito (f), sempre contrária ao movimento (Oliveira, 2005).

3.3. Características dos braquetes auto-ligados

O conceito de braquetes auto-ligados surgiu na década de 30 com a idéia de facilitar o atendimento ao paciente e diminuir as forças de atrito em ortodontia (Stolzenberg, 1946). Neste sistema, o arco era fixado e pressionado dentro da canaleta de braquetes por um parafuso (Fig.3.7). Este padrão foi aprimorado em 1972, fazendo com que o fio ficasse preso à canaleta do braquete através de uma quarta parede representada pela tampa ou aleta, que poderia se abrir ou fechar. Outros sistemas foram desenvolvidos, mas o alto custo, a fragilidade inicial e o acabamento grosseiro não os tornaram populares (Redlich et al., 2003). A partir de 2000 os braquetes auto-ligados se tornaram mais atraentes com modificações no desenho, diminuição do tamanho, facilidade de manipulação e o uso de materiais estéticos (cerâmica ou policarbonato) para a confecção dos mesmos (Cacciafesta et al., 2003). Estas características tornaram estes braquetes mais populares nos últimos anos e, assim, foram desenvolvidos muitos modelos que podem ser divididos em dois grupos: o grupo de braquetes passivos e de braquetes ativos (Maltagliati, 2010).

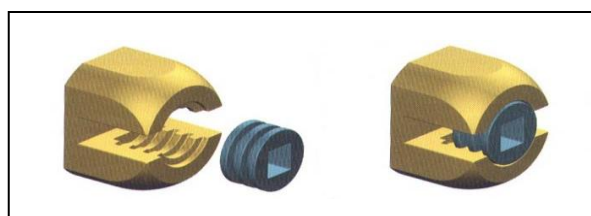


Figura 3.7 – Ilustração esquemática do primeiro braquete auto-ligado (Esmaili, 2004).

Os braquetes passivos apresentam a canaleta fechada por meio de uma tampa que desliza na superfície externa das aletas dos braquetes, formando dutos fechados rígidos por onde passa o fio ortodôntico (Fig. 3.8). Assim, o fio desliza pelas canaletas sem nenhuma pressão das tampas (Berger, 1994; Hamilton et al., 2008, Maltagliati, 2010). Este modelo, porém, fica restrito ao alinhamento e nivelamento iniciais dos dentes com fios de pequeno

diâmetro, pois estes fios não causariam distensão na tampa ou clipe (Thomas et al., 1998). Segundo Damon (1998) este sistema proporcionaria um nivelamento mais rápido, pois os dentes “flutuariam” ao longo do trajeto com pouca ou nenhuma resistência entre o fio e o braquete.

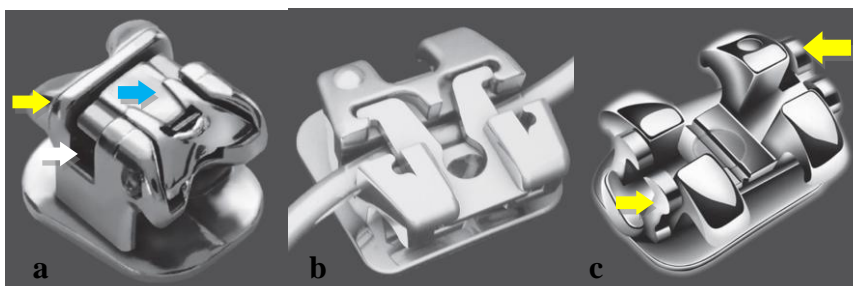


Figura 3.8 - Braquetes auto-ligados passivos. (a) Braquete auto-ligado passivo *Quick* (Forestadent). A seta branca indica a canaleta, a amarela indica a aleta e a tampa do braquete pela seta azul. (b) Braquete auto-ligado *Easy Clip* (Aditek). (c) Braquete auto-ligado *Smart-clip* (3M). Setas amarelas indicam os clips.

Já nos braquetes ativos, o fechamento é feito por uma tampa ou clipe que invade uma parte da canaleta, em uma das paredes do braquete (Fig.3.9). Esta tampa ou clipe exerce pressão sobre fios de maior diâmetro, normalmente superiores a 0,018” (Damon,1998).

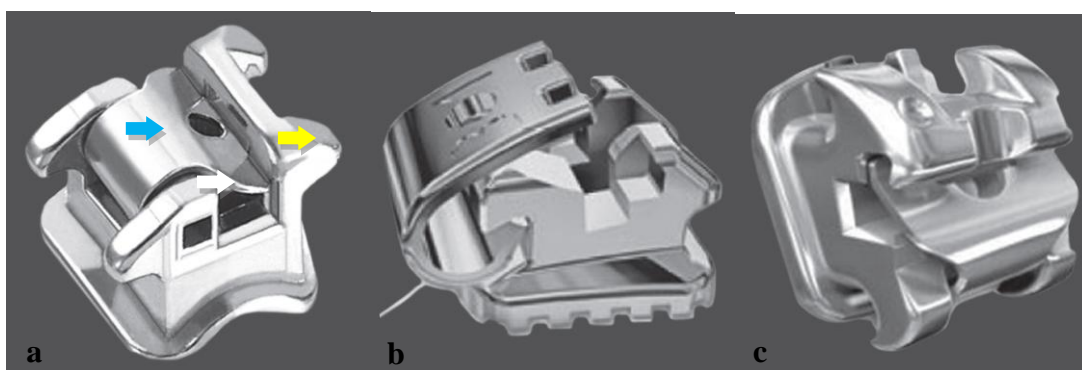


Figura 3.9 - Braquetes auto-ligados ativos. (a) Braquete ativo *Quick* (Forestadent). A seta branca indica a canaleta, a amarela indica a aleta e a tampa do braquete é indicada pela seta azul. (b) Braquete *T3* (American Orthodontics). (c) Braquete *In-Ovation R* (GAC).

O conceito de “baixo atrito” em braquetes auto-ligados tem sido questionado por alguns autores (Cacciafesta et al., 2003; Ehsani et al, 2009; Griffiths et al., 2005), pois as forças de atrito são baixas quando se utiliza fios redondos (secção circular) de pequeno diâmetro, porém não existem estudos conclusivos que mostrem diferenças significativas quando se utiliza fios retangulares de grande diâmetro em braquetes convencionais e auto-ligados. Outro fator a ser considerado é a possibilidade da perda de força da tampa ou clip, pois pode ocorrer um relaxamento na apreensão do fio (Pandis et al., 2007).

O aumento do número de pacientes que necessitam de estética, principalmente os adultos, motivou os fabricantes a desenvolverem os braquetes cerâmicos (fig.3.10), que se tornaram populares (Bishara e Fehr, 2002). Existem dois tipos de braquetes de cerâmica, a policristalina e a monocristalina. Eles são feitos de óxido de alumínio a partir de dois processos de fabricação. Os braquetes policristalinos são feitos de partículas de óxido de alumínio sinterizadas ou fundidas. O processamento mescla as partículas de óxido de alumínio com um aglutinante, que é colocado em uma matriz aquecida sob temperatura que permita a queima do aglutinante, ocorrendo a aglutinação de partículas de óxido de alumínio, mas sem a fusão das mesmas. Este processo de sinterização apresenta um custo relativamente baixo, tornando os braquetes de cerâmica policristalina mais baratos que os de cerâmica monocristalina. Apesar desta vantagem, a técnica incorpora traços de impurezas no material (Swartz, 1988). Já os braquetes de cerâmica monocristalina, passam pelo mesmo processamento, com uma diferença que é a fusão das partículas de óxido de alumínio, que após esse processo, são resfriadas lentamente, permitindo a completa cristalização, minimizando a fragilidade do material. O material é moldado na forma de cristal simples de óxido de alumínio (Swartz, 1988).

Os braquetes cerâmicos apresentam maior dureza em relação aos metálicos. Podem ser vistos na literatura dois efeitos colaterais importantes relacionando à dureza dos materiais cerâmicos e as forças de atrito. O primeiro mostra que a canaleta do braquete cerâmico apresenta um mínimo desgaste durante o deslizamento do fio por ela, porém o fio se mostra mais desgastado, pois apresenta menor dureza que a cerâmica (Bishara e Fehr, 2002). O

segundo refere-se as superfícies das canaletas dos braquetes cerâmicos que são ásperas, aumentando o atrito, se comparadas às canaletas de braquetes de aço inoxidável (Angolkar et al, 1990).



Figura 3.10 – Braquete auto-ligado ativo cerâmico (Voudouris et al, 2010).

Alguns fabricantes de materiais ortodônticos passaram utilizar canaletas metálicas nos braquetes convencionais de cerâmica de forma a minimizar as forças de atrito. Esse procedimento pode melhorar a lisura da superfície e facilitar o deslizamento dos fios (Wadhwa et al., 2004). Outros fabricantes introduziram o tratamento da superfície na canaleta, que aumentou significativamente a lisura da superfície, principalmente em braquetes de cerâmica monocristalina. Este efeito pode ser observado por microscopia eletrônica de varredura (Pulido e Powers, 1983). Apesar das afirmativas acima, um estudo realizado por Grillo (2009) com braquetes de cerâmica policristalina com canaletas metálicas e sem canaletas metálicas mostrou que os braquetes com canaletas metálicas geravam forças de atrito significativamente maiores que os sem as canaletas metálicas. A autora justificou estes dados contrários aos encontrados na literatura através da metodologia empregada, que utilizou braquetes alinhados e nivelados e não angulados como em outros estudos. Sugeriu também baseando nos achados de Kusy e Whitley (1990) que apesar da rugosidade da canaleta de cerâmica policristalina ser maior que a metálica, a forças de

atrito geradas são semelhantes. Outro estudo que colabora com a idéia supracitada foi feito por Voudouris et al. (2010), que testou diferentes braquetes auto-ligados metálicos e cerâmicos. Os resultados revelaram que os braquetes cerâmicos auto-ligados apresentavam menores forças de atrito em relação aos metálicos pelo melhor acabamento observado na canaleta do braquete cerâmico.

3.4. Características dos fios ortodônticos de aço inoxidável

Os aços são ligas compostas por ferro-carbono, e, em geral, contendo menos de 1.7% de carbono (Souza,1989; Vieira, 1967). A liga é denominada aço inoxidável, quando o conteúdo de cromo da mesma excede 11%. Outros elementos químicos podem estar presentes nesta liga, resultando em uma ampla variação de composições e propriedades dos aços inoxidáveis (Anusavice, 1998). Os aços inoxidáveis podem ser classificados como martensíticos, ferríticos ou austeníticos. Esta classificação foi estabelecida de acordo com os teores de cromo, níquel e carbono. Os aços martensíticos e ferríticos são essencialmente ligas de ferro e cromo. Já os austeníticos são ligas de ferro-níquel-cromo (Souza, 1989).

Os aços inoxidáveis começaram a ser estudados para aplicação odontológica em 1919, mas tiveram seu uso confirmado como material ortodôntico em 1937 (Matasa, 2002). A utilização desta liga levava em consideração a resistência à corrosão, maior limite de escoamento e módulo de elasticidade, além do baixo custo em relação ao ouro, que era o material até então, mais utilizado. Somente na década de 40, o aço inoxidável passou a substituir as ligas de ouro e, nos anos 60, esta liga foi substituída universalmente devido à preferência pelo aço inoxidável. Os outros fatores que contribuíram para esta mudança foram melhor estética dos fios de aço inoxidável e baixas forças de atrito em relação ao ouro (Kusy, 2002).

Os aços mais utilizados em ortodontia para a fabricação de fios são os austeníticos dos tipos 302 e 304, de acordo com a especificação do “Americam Iron and Steel Institute” (AISI). Este aços são designados como aços inoxidáveis (18-8), em que o teor médio de cromo é de 18% e o de níquel é de 8% (Brantley e Eliades, 2001). A diferença existente nas

composições químicas dos aços 302 e 304 está no conteúdo de carbono. O aço 302 possui até 0,15% de carbono e o 304, até 0,08% (Anusavice, 1998; Brantley e Eliades, 2001; Ferreira 2001).

Os fios de aço inoxidável são muito utilizados em ortodontia, pois apresentam excelente soldabilidade e formabilidade, permitindo a execução de dobras com facilidade e precisão, podendo ser utilizados em diferentes estágios do tratamento. A alta rigidez e menores forças de atrito na superfície de encontro do braquete com o fio, em comparação com outras ligas, tornam o fio de aço indicado para o fechamento de espaços. Atualmente, estes fios podem ser encontrados em diferentes dimensões e geometrias de secção transversal (Anusavice, 1998; Ferreira 2001; Brantley e Eliades, 2001).

3.5. Características dos fios ortodônticos de NiTi

As ligas NiTi ou ligas com memória de forma (LMF) são materiais metálicos capazes de retornar a um tamanho ou forma previamente definidos quando submetidas a um tratamento termomecânico apropriado (Hodgson et al., 1992). Elas podem produzir elevadas forças de restituição, quando se restringe a recuperação da forma (Machado e Savi, 2002). Existem dois importantes comportamentos relacionados a elas: a superelasticidade (SE) e o efeito memória de forma (EMF) (Saburi, 1998).

As ligas NiTi apresentam duas fases principais (Saburi, 1998). A austenítica, que apresenta apenas uma orientação cristalográfica com estrutura cristalina cúbica de corpo centrado ordenado, também é chamada fase β , possuindo a estrutura B2 e somente é estável em altas temperaturas. A outra fase é a martensítica, formada em baixas temperaturas ou quando o fio está sob tensão, cuja estrutura é B19', isto é, monoclinica ordenada de simetria inferior (Otsuka e Ren, 1999).

Em alguns casos pode existir uma fase intermediária na transformação martensítica chamada de fase R, que apresenta estrutura cristalina romboédrica, ocorrendo por nucleação e crescimento de forma heterogênea, a partir do resfriamento ou aplicação de

tensão. Finas placas de fase R são nucleadas a partir de defeitos de rede e crescem de modo heterogêneo, até que toda a região se transforme nesta fase (Otsuka e Ren, 1999). Segundo Stroz (2003) a presença da fase R poderia estar relacionada à composição química das ligas ou aos campos de tensão gerados pela introdução de deslocamentos ou por precipitados coerentes nas ligas binárias.

De acordo com Saburi (1998) existem de forma geral, quatro temperaturas que são características da transformação martensítica: M_i (temperatura em que se inicia a transformação da martensita); M_f (temperatura em que se termina a formação da martensita); A_i (temperatura em que se inicia a transformação da austenita); A_f (temperatura em que se termina a formação da austenita). Existe ainda a temperatura M_d que corresponde à temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por aplicação de tensão. A martensita formada desta maneira é chamada de martensita induzida por tensão (MIT) (Wayman e Duerig, 1990). As ligas que apresentam a fase R apresentam mais duas temperaturas características: a temperatura R_i (temperatura em que se inicia a transformação da fase R) e a temperatura R_f (temperatura em que termina a transformação da fase R). No intervalo de temperaturas entre R_i e R_f as fases R e austenítica coexistem (Tamiya et al., 1998; Fukuda et al., 1992). A transformação martensítica pode ocorrer por redução da temperatura ou por aplicação de tensão, sendo que a termodinâmica e a cinética da transformação dependem muito das direções das tensões aplicadas em relação à orientação da rede cristalina. (Delaey et al., 1974).

Existem três formas de se classificar as ligas NiTi utilizadas em ortodontia. A primeira classificação estabelecida dividia as ligas em: a) Martensíticas; b) Superelásticas e c) Com efeito memória de forma (Brantley e Eliades, 2001). Kusy (1991) sugeriu uma classificação alternativa para as ligas NiTi, dividindo-as também em três categorias: a) Ligas com ativação austenítica; b) Ligas com martensita estável e c) Ligas com a ativação martensítica. Segundo Filleul (1993) outra forma seria classificar as ligas em dois tipos: a) NiTi estável (M-NiTi) e b) NiTi ativo (A-NiTi).

As ligas martensíticas, com martensita estável ou M-NiTi não apresentam mudança de fase, por apresentarem uma estrutura martensítica estável (Kusy, 1991; Brantley e Eliades, 2001; Filleul, 1993). Nesse grupo também estão incluídas as ligas que apresentam a temperatura A_f bem mais alta que a temperatura intrabucal, pois nestas condições, dificilmente ocorre o retorno à fase austenítica. Nesses casos a deformação ocorre por movimento dos contornos de placas e maclas de martensita, ocorrendo a reorientação da martensita e o crescimento de uma variante melhor orientada em relação à tensão aplicada (Melton e Mercier, 1979; Miyazaki et al., 1981).

No grupo das ligas superelásticas, com ativação austenítica ou algumas ligas A-NiTi, a deformação ocorre pela formação de MIT e retornam para a fase austenítica após a remoção da tensão. Essas ligas apresentam a temperatura A_f mais baixa ou igual a temperatura intrabucal para que ocorra a SE (Melton e Mercier, 1979; Miyazaki et al., 1981).

Já no grupo das ligas com memória de forma, com ativação martensítica ou algumas ligas A-NiTi, a deformação ocorre em temperatura bem inferior à intrabucal (M_f), por resfriamento intencional do fio pelo ortodontista, de forma a facilitar a instalação do mesmo nos braquetes. Com o resfriamento, o fio se torna completamente martensítico e quando o mesmo é instalado no aparelho e atinge a temperatura A_f da liga, tenta retornar à estrutura austenítica. Observa-se que se ocorre a remoção da tensão em temperatura acima de A_f , o descarregamento ocorre por MIT (Melton e Mercier, 1979; Miyazaki et al., 1981).

3.5.1. Utilização das ligas NiTi

O único fio ortodôntico disponível no mercado até 1930 era de ouro tipo IV, que exercia uma força elástica muito menor que fios de aço inox de mesmo diâmetro. O aço inox austenítico 18%Cr-8%Ni somente se tornou popular na década de 50, combinando o baixo custo e boas propriedades mecânicas (Brantley e Eliades, 2001). Steiner (1953) sugeriu que em algum dia, fios de ligas extremamente elásticas seriam utilizados na prática ortodôntica para alinhamento e nivelamento dentário.

A liga níquel-titânio foi desenvolvida no início da década de 60 por Buehler et al.(1963) no Naval Ordnance Laboratory (NOL), com o nome genérico de “Nitinol”, derivado dos elementos da liga (Ni e Ti) e da sigla NOL. Porém a liga níquel-titânio (NiTi) só foi introduzida na prática ortodôntica por Andreasen e Hilleman (1971) com características diferentes do Nitinol desenvolvido por Buehler et al.(1963). O Nitinol ortodôntico fabricado pela *Unitek Corporation* era um fio martensítico (McLaughlin e Bennet, 1999; Miura et al.,1986) deformado plasticamente e que não tinha a forma recuperada por EMF. Além dessas características, o fio obedecia aos critérios de biofuncionabilidade e biocompatibilidade. A biofuncionabilidade refere-se à realização de determinadas funções desejadas por um determinado período no corpo e a biocompatibilidade refere-se à não toxicidade durante o período em que estiverem implantados (Miyazaki, 1990). O Nitinol ortodôntico é indicado principalmente nos estágios iniciais do tratamento ortodôntico, em que os dentes estão desalinhados, necessitando de maior flexibilidade do fio e para a fase de intercuspidação (Graber e Vanarsdall, 1996).

Andreasen e Brady (1972) sugeriram a aplicação da liga NiTi em ortodontia utilizando TTR (transition temperature range ou faixa de temperatura de transição) entre 32°C e 42°C e que o aquecimento dos fios até estas temperaturas seria responsável pela transformação de fase e retorno do fio à forma original. Os autores então definiram a TTR como a temperatura em que o fio retorna à sua forma original após a deformação, ou seja, a temperatura em que o fio se torna totalmente austenítico (A_f). Andreasen (1980) sugeriu também o uso de fios com temperatura A_f variando entre 31°C e 45°C, que após serem resfriados e deformados até um certo limite, retornam à configuração original ao atingirem essas temperaturas. Andreasen e Morrow (1978) definiram a memória de forma do fio de NiTi relatando ser possível que o arco retorne à forma prévia de fabricação desde que a forma do arco seja selecionada antes de ser feito o tratamento térmico à alta temperatura, sendo deformado após retornar à temperatura ambiente. Quando o fio é aquecido até a temperatura programada, retorna à configuração original.

Uma nova geração de fios de NiTi surgiu no mercado na década de 80, representada pelos fios de NiTi Chineses, que apresentavam pouco trabalho de encruamento e fase austenítica, além de apresentarem temperaturas de transformação muito mais baixas, diferentemente do Nitinol (Burstone et al., 1985). Além do NiTi Chinês, surgiram os fios de NiTi Japoneses, que apresentavam também um comportamento superelástico, geração de forças constantes e de pequena magnitude (Miura et al., 1986). Andreasen (1985) mostrou que os fios de NiTi após serem deformados, retornam à forma original gerando forças de pequena magnitude e mais constantes.

Estudos feitos por Barwart (1996) verificaram que as variações na temperatura intrabucal tinham influência nas forças de restauração em molas de NiTi. Airodi e Riva (1996) verificaram que a variação da força de restauração dos fios também está relacionada com a variação da temperatura da boca, que está em constante alteração por ingestão de alimentos quentes e frios, além da quantidade de deformação já recuperada pelos fios. Contudo, o processo corretivo não é influenciado por essa variação de intensidade de força. Moore et al. (1999), em um estudo da variação da temperatura intrabucal em um período de 24 horas, verificaram que as temperaturas no local do incisivo ficaram entre 33°C e 37°C em 79% do tempo, abaixo de 33°C em 20% do tempo e acima de 37°C em apenas 1% do tempo. Já a avaliação para a área do pré-molar, os tempos das variações de temperatura foram 92%, 6% e 2%. As temperaturas mais frequentes para as duas áreas foram de 35°C e 36°C. Harris et al. (1988) estudaram as alterações das características dos fios NiTi em ambiente simulando o meio bucal, em função do tempo dos níveis de acidez e da quantidade de deflexão estática. Verificaram neste estudo que a acidez não afetou a deflexão do fio, porém houve redução considerável da força, quando esses foram utilizados por longos períodos de tempo. Observaram uma deformação permanente de 15%, quando os fios foram utilizados por 4 meses, contra-indicando a utilização dessas ligas por longos períodos de tempo.

Na década de 90 foi desenvolvido o fio de NiTiCu (Ormco/Sybron), que gerava forças mais constantes na desativação, ou seja a força de ativação apresentava valores bem próximos da força de desativação se comparado com os outros fios de aço ou NiTi, além de apresentar o

EMF. As temperaturas desses fios foram desenvolvidas baseadas nas temperaturas intrabucais que variam entre 35°C e 36°C na maior parte do tempo (Moore et al., 1999), podendo ser vistos em diferentes temperaturas austeníticas finais (A_f), sendo que quanto maior essa temperatura, menor força é exercida nos dentes. Diversos fabricantes produzem fios com propriedades mecânicas semelhantes às desse fio, porém, não contendo cobre e nem sempre especificando a temperatura A_f da liga (Kusy, 1997). Também na década de 90 foram desenvolvidos fios NiTi compostos por nove fios trançados e geometria de secção transversal retangular, apresentando maior facilidade de encaixe total na canaleta do braquete desde o início do tratamento, além do controle de torque inicial. (Martins e Selaimen, 1998). Gurgel et al. (2001) relataram ainda que esse fio é classificado como martensítico. Já Souza (2006) observou comportamento superelástico destes fios após testes de tração e avaliação das temperaturas de transformação por calorimetria exploratória diferencial.

Existem várias propriedades desejáveis nos fios ortodônticos, sendo que a grande elasticidade, baixa rigidez, alta capacidade de armazenamento de energia são as mais aplicáveis às ligas NiTi (Andreasen e Morrow, 1978). Anusavice (1998) relatou que o módulo de elasticidade era da ordem de 42GPa (menos de $\frac{1}{4}$ em relação ao aço inoxidável), denotando a pouca rigidez do material, permitindo ao ortodontista o uso dos arcos de NiTi nas fases de nivelamento, em más oclusões que necessitem de grande ajuste dos dentes.

Quanto ao limite de escoamento da fase martensítica, ele é extremamente baixo em relação ao da austenítica, pois a estrutura martensítica pode se deformar pelo movimento dos contornos de maclas, que são bastante móveis (Wayman e Duerig, 1990). Em temperaturas acima de M_d , as ligas NiTi se comportam como um metal normal, com escoamento e fluxo plástico iniciado em um nível de tensão normalmente baixo (Wilkes e Liaw, 2000).

Os fios de NiTi apresentam uma elasticidade bastante alta, sendo utilizados em situações que requerem grandes deflexões (Burstone, 1981), o que é justificado pelo baixo módulo de elasticidade e o limite de resistência de 1.200MPa (Andreasen e Brady, 1972; Burstone,

1981; Souza, 2006), sendo que o módulo de elasticidade da martensita é sempre menor que o da austenita (Wilkes e Liaw, 2000).

Uma outra propriedade mecânica favorável relatada para os fios NiTi é a alta resiliência, significando um grande armazenamento de energia quando os fios são deformados e uma liberação de forças de pequena magnitude e dissipação lenta de energia no descarregamento, em relação aos outros tipos de fios utilizados em ortodontia. Os fios que apresentam baixa resiliência dissipam rapidamente a energia no descarregamento e geram forças de grande magnitude (Oliveira, 2005).

Burstone et al. (1985) verificaram num teste de dobramento, que o fio de NiTi chinês possuía uma curva de desativação atípica, gerando forças relativamente constantes por um longo período de tempo. A rigidez foi determinada pela curva de desativação. Nesse estudo, os fios de NiTi chineses foram comparados aos de aço inoxidável, sendo que os primeiros apresentavam uma rigidez de desativação muito mais baixa que os últimos. No mesmo estudo os autores ainda verificaram que o fio NiTi chinês demonstrou uma excelente elasticidade, já que ele pode ser defletido 1,6 vezes mais que o Nitinol e 4,4 vezes mais que o aço inoxidável, dentro do regime elástico. Mostraram ainda que existe uma diferença na força de desativação entre um arco que permaneça na mesma posição e outro que tenha sido retirado da posição e logo após reposicionado. Portanto, o fato de retirar o fio da posição ou amarrar e desamarrar os aparelhos pode aumentar a magnitude da força.

Uma das desvantagens da liga NiTi relatada por Anusavice (1998) é a baixa ductilidade, pois não aceita bem o trabalho mecânico de dobramento, inviabilizando dobras intencionais nos fios, sendo assim, os fabricantes fornecem o material pré-formado. Outra desvantagem é a impossibilidade de se soldar acessórios a estes fios.

As propriedades de utilidade clínica mais reconhecidas são a superelasticidade e a memória de forma (Burstone, 1981; Kusy e Greenberg, 1982; Burstone et al, 1985; Yoneyama et al.,1993). Essas propriedades têm sido atribuídas à transformação martensítica, que gera forças contínuas no movimento ortodôntico (Yoneyama et al., 1993; Saburi, 1998). As ligas

de níquel-titânio (NiTi) equiatômicas têm sido usadas atualmente em ortodontia na forma de arcos pré-formados com geometria de seção transversal redonda, quadrada e retangular, em diversas espessuras, revestidos com nylon ou não, utilizando a superelasticidade e a memória de forma (Burstone et al, 1985; Kusy e Greenberg, 1982; Yoneyama et al., 1993).

As ligas de níquel-titânio superelásticas utilizadas na prática ortodôntica apresentam uma temperatura A_f muito baixa em relação às ligas de NiTi martensíticas, significando que forças mais constantes são distribuídas para os dentes durante a desativação do fio (Burstone et al., 1985). A transformação martensítica depende da tensão aplicada e da temperatura. O melhor aproveitamento da superelasticidade de uma liga de NiTi depende da temperatura austenítica final (A_f), que deve ser menor que a temperatura intra-bucal. A diferença entre essas temperaturas é que determina a força gerada pelo fio. O tratamento termomecânico, a composição e o processo de fabricação da liga podem alterar a temperatura A_f (Burstone et al., 1985; Kawashima et al., 1999).

As ligas ternárias NiTi-X têm sido introduzidas em ortodontia com o objetivo de melhorar as propriedades da liga, reduzindo a fadiga e a histerese térmica. Os elementos geralmente utilizados são Cu e Fe. A incorporação de cobre à liga de níquel-titânio tem sido utilizada para a confecção de fios ortodônticos. Essa nova liga apresenta a vantagem de liberar forças mais constantes em relação às ligas superelásticas, sendo mais resistente às deformações, além de apresentar menor histerese mecânica (menor perda de carga de recuperação) (Sachdeva, 1997).

CAPÍTULO 4: METODOLOGIA

4.1. Material:

Foram estudados dois tipos de fios ortodônticos de NiTi de 0,019" x 0,025" (0,48mm x 0,64mm), sendo um superelástico Nickel Titanium Memory Wire (*American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA*), e um com efeito memória de forma Therma-Ti (*American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA*). Também foi analisado um fio de aço inoxidável de 0,019" x 0,025" (0,48mm x 0,64mm) convencional, Shiny Bright Wire (*TP Orthodontics, La Porte, IN, USA*) e o outro de aço inoxidável de 0,019" x 0,026" (0,48mm X 0,66mm), Rounded Rectangular Straight Wire (*TP Orthodontics, La Porte, IN, USA*). Todos os fios foram deslizados por dois tipos de braquetes auto-ligados ativos com canaleta de 0,022" x 0,028" (0,55mm x 0,71mm) e prescrição Roth (angulação de 0° e torque de -7°). O primeiro braquete, In-Ovation R (*GAC International, Bohemia, NY, EUA*), fabricado em aço inoxidável, e o segundo, In-Ovation C (*GAC International, Bohemia, NY, EUA*), fabricado em cerâmica policristalina (corpo e canaleta) (Fig. 4.1).

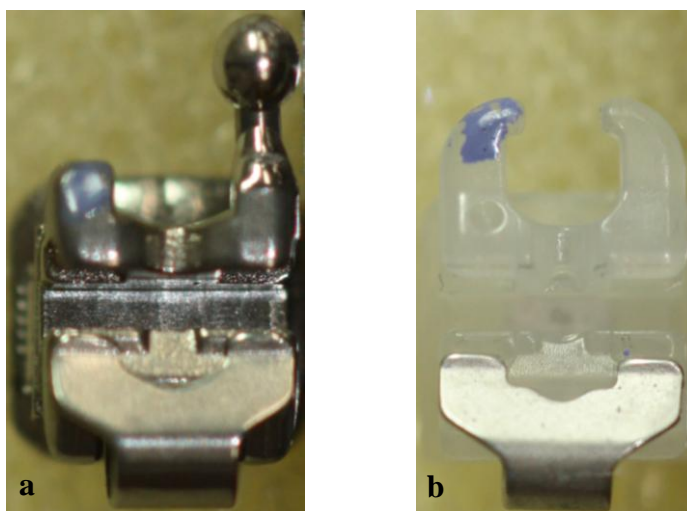


Figura 4.1 – Braquetes auto-ligados: (a) In-Ovation R (*GAC International, Bohemia, NY, EUA*) com canaleta metálica; (b) In-Ovation C (*GAC International, Bohemia, NY, EUA*) (Catálogo GAC- Dentsply) com canaleta em cerâmica policristalina.

4.2 Caracterização estrutural dos braquetes e fios ortodônticos

4.2.1. Aspectos morfológicos da superfície dos braquetes e fios ortodônticos

Nesta etapa foram analisadas as características superficiais dos quatro diferentes tipos de fios ortodônticos e dos corpos e tampas dos braquetes auto-ligados, como recebidos do fabricante, escolhidos aleatoriamente, limpos em cuba ultrassônica com acetona PA. As amostras foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) em aparelho *JSM 5410 (Jeol, Tokyo, Japão)*. As imagens foram analisadas sob os seguintes aspectos: presença ou não de contaminação por resíduos de processamento e defeitos da superfície.

4.2.2. Espectroscopia por dispersão em energia dos braquetes e fios ortodônticos

A análise por espectroscopia por dispersão em energia (EDS) possibilita a detecção de vários elementos químicos com número atômico maior ou igual a 5 (Brantley e Eliades, 2001). A profundidade de análise é de aproximadamente 1 μ m e o limite de detecção de 0,1% por peso.

Utilizando-se o espectrômetro *TN-M3055 (Noran, Middleton, WI, EUA)* acoplado ao microscópio eletrônico de varredura *JSM 5410 (Jeol, Tokyo, Japão)*, foram feitas análises semi-quantitativas por EDS em diversas micro-regiões dos braquetes e dos fios ortodônticos, com a finalidade de se identificar a composição química elementar dos mesmos. Para isto, foram utilizados três segmentos de aproximadamente 30mm de cada fio ortodôntico e três braquetes auto-ligados de cada tipo. Os fios e braquetes foram escolhidos aleatoriamente e previamente limpos em cuba ultrassônica com acetona PA.

4.2.3. Microdureza Vickers dos braquetes e fios ortodônticos

As etapas preliminares para obtenção das medidas de microdureza Vickers (MHV) nas amostras de fios de NiTi e aço inoxidável e braquetes foram as seguintes:

- a) Limpeza em cuba ultrassônica e embutimento a frio com resina acrílica;
- b) Lixamento utilizando lixas de grana 300, 400 e 600;
- c) Polimento com pasta de diamante de 9, 3 e 1 μ m.

Para obtenção dos valores de microdureza foi utilizada uma carga de 100gf e realizadas pelo menos 10 indentações por amostra nos fios e braquetes metálicos. Já para avaliação de braquetes cerâmicos, utilizou-se 500gf para melhor observação da indentação.

4.2.4. Difração de raios - X dos fios ortodônticos de NiTi

Os fios ortodônticos de NiTi, como recebidos do fabricante, foram analisados por difração de raios - X (DRX) para verificação das fases presentes à temperatura ambiente. Foram agrupados com fita adesiva 10 fragmentos de 15mm de cada tipo de fio, posicionados lado a lado, em uma superfície plana. A padronização das dimensões foi estabelecida em função da área de incidência dos raios - X na amostra (Bahia, 2004; Souza, 2005). Este conjunto foi posicionado no porta-amostras do difratômetro de raios - X (*PW-1710, Philips PANalytical, Almelo, Holanda*) e analisado à temperatura ambiente com radiação $\text{Cu-K}\alpha$ e cristal monocromador de grafita, ângulo de varredura entre 10 e $120^\circ 2\theta$, passo de $0,01^\circ 2\theta$ e tempo por passo de 1 segundo (Bahia, 2004). Os picos de difração foram indexados de acordo com o programa APD (*Philips-PANalytical, Almelo, Holanda*) e fichas eletrônicas do ICDD (*International Committee for Diffraction Data*).

4.2.5. Calorimetria exploratória diferencial dos fios ortodônticos de NiTi

A calorimetria exploratória diferencial (DSC) é uma técnica que permite a determinação das temperaturas e o calor absorvido ou liberado associado às transições de fase dos materiais, em função da temperatura e do tempo (Mothé e Azevedo, 2002). Este experimento auxiliou na confirmação das características dos fios de NiTi. Para isto foram cortados pequenos fragmentos de fios de NiTi, como fornecidos pelo fabricante, com massa de aproximadamente 10mg. Foram ensaiadas três amostras de cada tipo de fio em aparelho do tipo “Fluxo de Calor” (*DSC 60, Shimadzu, Kyoto, Japão*) (Fig. 4.2).

Os fragmentos foram colocados em panela sem tampa (Fig. 4.2b) para não causar tensão nos fios de NiTi. A faixa de temperaturas utilizada foi de -80°C a $+80^\circ\text{C}/+80^\circ\text{C}$ a -80°C , em gás de purga, com o uso de nitrogênio líquido para obtenção de temperaturas negativas, tempo de espera de um minuto e taxa de aquecimento e/ou resfriamento linear de $10^\circ\text{C}/\text{min}$.

As temperaturas iniciais e finais das transformações foram determinadas através do desvio da curva de DSC em relação às linhas base estabelecidas previamente para cada grupo de fios, com o auxílio de um software associado ao aparelho de DSC.



Figura 4.2 - a) Aparelho *Shimadzu DSC60* com computador acoplado; b) Preparo da amostra; c) Compartimento dos termopares.

4.2.6. Avaliação dimensional dos braquetes e fios ortodônticos

Foram feitas 3 fotografias de cada tipo de fio e 9 fotografias para cada braquete para a avaliação dimensional dos mesmos. Utilizou-se gabaritos com linhas de demarcação, que serviram como guias para obtenção dos dados fotográficos (Fig.4.3). Os braquetes foram posicionados de forma que o perfil proximal ficasse paralelo à base do gabarito e perpendicular em relação à lente (Fig.4.3 b). Os fios foram fotografados de forma a mostrar o lado retangular maior e o menor separadamente. As fotografias foram analisadas no programa *Image Pro Express* e foram feitas 9 medidas de profundidade das faces menores e largura do fundo das canaletas dos braquetes e 9 medidas para cada lado dos tipos de fios.

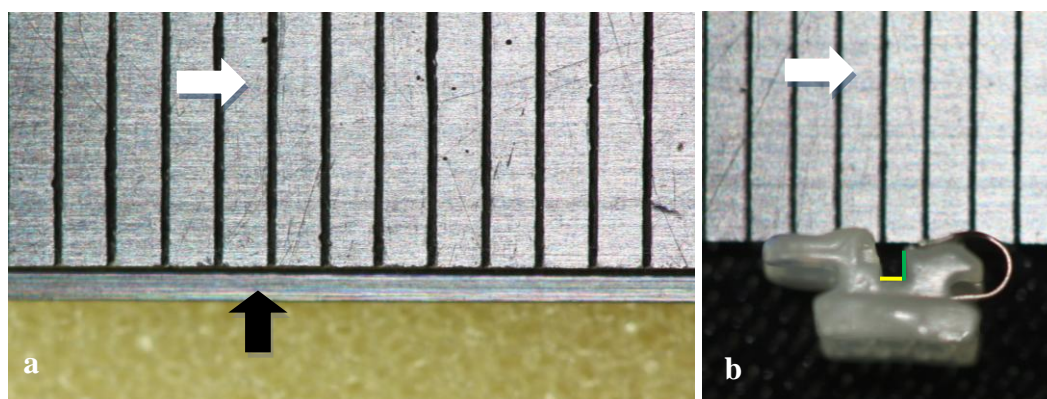


Figura 4.3 – Fotografias de fio e braquete utilizando gabaritos com linhas de demarcação. (a) Gabarito (seta branca) e o posicionamento do fio (seta preta); (b) Gabarito (seta branca) e o posicionamento do braquete mostrando as linhas indicativas de largura (amarela) e profundidade (verde).

4.3. Ensaio de atrito

Os ensaios de atrito consistiram em deslizar os fios ortodônticos através de dois braquetes auto-ligados colados em placa de acrílico. Assim, as forças de atrito foram analisadas através da força aplicada na célula de carga, tendo sido registrados os níveis de força necessários para mover o fio ao longo dos braquetes (Picchioni, 2007).

Para a confecção de cada placa de teste foram colados, em uma das extremidades da placa, dois braquetes auto-ligados *In-Ovation R* ou *In-Ovation C* (Fig.4.4). Foi colado na outra extremidade da placa, somente para fixação de fio de aço inoxidável, um braquete convencional metálico *Balance* (*GAC International, Bohemia, NY, EUA*) de pré-molar superior direito com canaleta de 0,022” x 0,028” (0,55mm x 0,71mm) e prescrição Roth (angulação de 0° e torque de -7°). Um segmento de 10mm de fio de aço inoxidável retangular 0,017” x 0,022” (0,43mm x 0,55mm) (*Dental Morelli, Sorocaba, Brasil*) foi dobrado formando um ângulo de 90° e colado na canaleta do braquete de apóio. Todos os braquetes e fio ortodôntico mencionados foram colados em base de acrílico com 2,8cm de



Figura 4.4 – Distribuição dos braquetes na placa.

comprimento, 1cm de largura e 0,3cm de espessura, com cola à base de éster de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite Henkel, SP, Brasil), mantendo uma distância de 8mm entre os centros dos braquetes, estando completamente alinhados no sentido horizontal e vertical. O alinhamento dos braquetes foi feito em um dispositivo contendo uma régua de aço inoxidável de 0,53mm que se encaixou completamente na canaleta dos mesmos (Fig.4.5), deixando um ângulo de entrada igual a zero. Esta etapa permitiu reprodutibilidade na confecção das placas, evitando introdução de angulações indesejadas e anulando a influência da prescrição Roth (angulação de 0° e torque de -7°) para esta análise. A distância de 8mm corresponde à distância média entre os centros das canaletas dos braquetes observada na prática clínica (Rock e Wilson, 1988). Todos os fios e braquetes, como recebidos do fabricante, foram limpos em cuba ultrassônica com acetona PA para remoção de resíduos da superfície dos mesmos.

Foram testados quatro tipos de fios ortodônticos sendo que para cada fio foram confeccionadas 3 placas de prova com braquetes auto-ligados metálicos e 3 placas com braquetes auto-ligados cerâmicos. Assim, foram construídas no total 12 placas para tipo de braquete. Utilizou-se um segmento de 30mm de comprimento de cada fio, da porção mais reta do arco, para deslizarem pelos braquetes. Foram testados 10 segmentos de fios em cada placa, totalizando 30 ensaios de cada fio para cada placa com braquetes auto-ligados metálicos e 30 para placas com braquetes auto-ligados cerâmicos.

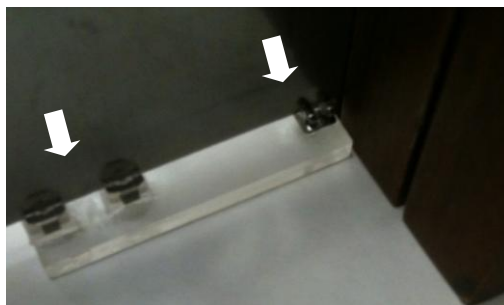


Figura 4.5 – Dispositivo com régua (setas brancas) para alinhamento dos braquetes.

Os ensaios do presente trabalho foram feitos à temperatura ambiente e em ambiente seco, utilizando o teste de atrito em linha reta. Assim, o conjunto braquetes/placa de acrílico permaneceram em repouso presos à pinça inferior, enquanto o fio preso à pinça superior da máquina de dobramento AN8032 (*Analógica Instrumentação e Controle Ltda, Belo Horizonte, MG, Brasil*) (Fig.4.6) deslizou ao longo das canaletas dos braquetes. Foi utilizada uma programação específica para estes ensaios denominada “Tração bracket”. A célula de carga tinha a capacidade máxima de 50lbf (222,4N) com velocidade de 20 $\mu\text{m}/\text{seg}$ (1,2mm/min). Os fios deslizaram pelos braquetes auto-ligados com as tampas fechadas durante 5 minutos com intervalo de armazenagem de 1 segundo.

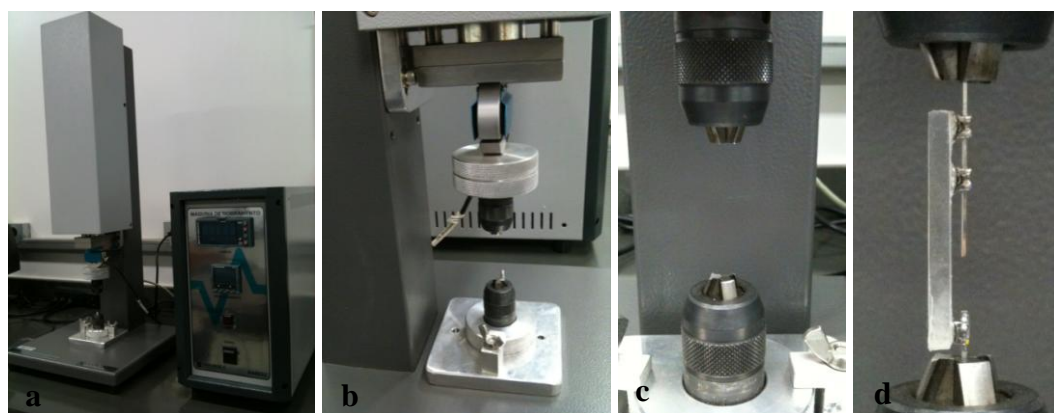


Figura 4.6 - Máquina de Dobramento. (a) Máquina de dobramento AN8032 (*Analógica Instrumentação e Controle Ltda, Belo Horizonte, MG, Brasil*); (b) Vista lateral das pinças superior e inferior; (c) Vista anterior das pinças superior e inferior; (d) Placa de teste posicionada entre as pinças da máquina.

Após os ensaios de atrito foram escolhidos aleatoriamente 5 fios de cada grupo e analisados por MEV para verificar possíveis irregularidades na superfície provenientes do ensaio. A análise por EDS dos fios ortodônticos utilizados no ensaio de atrito verificaram a incorporação de elementos químicos dos braquetes nos fios ou vice-versa.

4.4. Análise estatística

Os dados obtidos dos ensaios de tração receberam tratamento estatístico por meio do programa IBM® SPSS® Statistics versão 19.0.0. Para estabelecimento da distribuição normal foi utilizada a comparação entre as médias através dos testes de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk, sendo considerada normal com valor de $p > 0,05$. Para o grupo com distribuição não normal foram utilizados os testes de Kruskal-Wallis para avaliação de quatro grupos não pareados, Mann-Whitney para avaliação de dois grupos não pareados e para validação dos resultados foi utilizada a correção de Bonferroni. Além disto, foi utilizada a análise de variância (ANOVA), que é a estatística indicada para comparar três ou mais grupos de dados numéricos com distribuição normal associada ao teste de comparação múltipla de Tukey (Estrela, 2001). Outro teste utilizado foi o teste não paramétrico de Mann-Whitney para comparar cada fio nos dois grupos de braquetes (fig. 4.7).

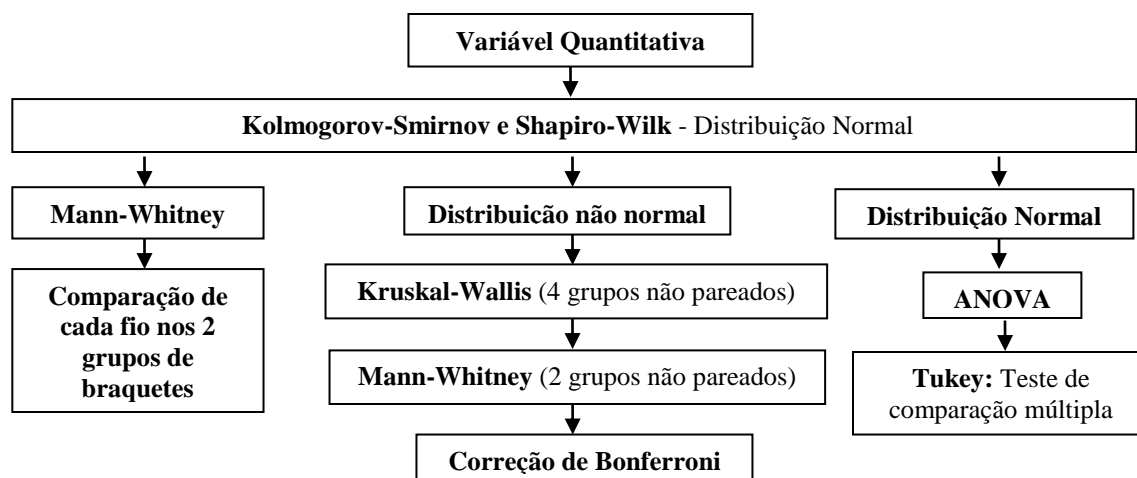


Figura 4.7 – Análise estatística para ensaios de tração para grupos de variáveis quantitativas que apresentam distribuição normal e distribuição não normal.

CAPÍTULO 5: RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. Caracterização do Material

5.1.1. Aspectos morfológicos da superfície dos braquetes e fios ortodônticos

Todas as imagens obtidas por MEV do corpo e aletas dos braquetes In-Ovation R e In-Ovation C apresentaram irregularidades e resíduos superficiais (Fig. 5.1 a 5.4).

Braquetes auto-ligados metálicos In-Ovation R: Imagens obtidas por MEV do corpo (Fig. 5.1) e tampa (Fig. 5.2) dos braquetes.

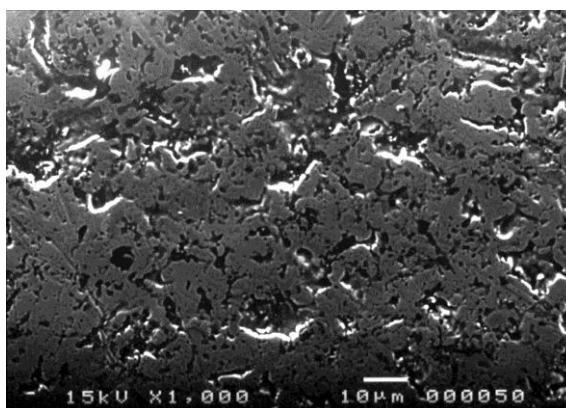


Figura 5.1. Imagens obtidas por MEV do corpo de um braquete auto-ligado metálico In-Ovation R mostrando irregularidades e resíduos superficiais (1.000 x).

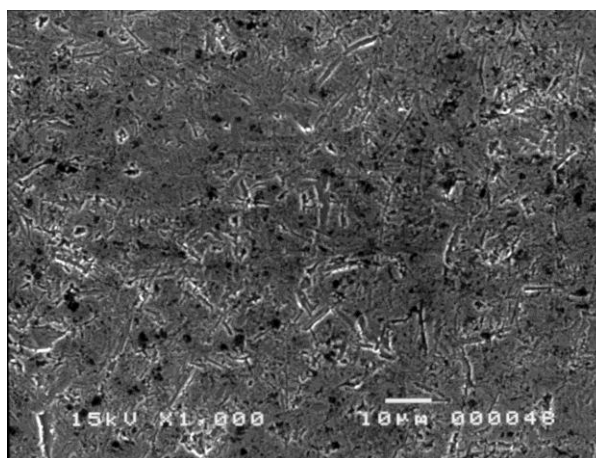


Figura 5.2 - Imagens obtidas por MEV da tampa de braquete auto-ligado metálico In-Ovation R mostrando irregularidades, riscos e resíduos superficiais (1.000 x).

Braquete auto-ligado cerâmico In-Ovation C: Imagens obtidas por MEV do corpo (Fig 5.3) e tampa (Fig. 5.4).

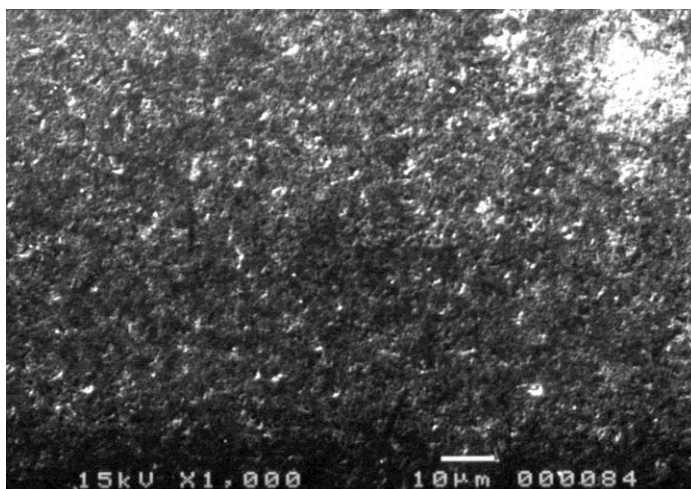


Figura 5.3 - Imagens obtidas por MEV do corpo de braquete auto-ligado cerâmico In-Ovation C. Irregularidades e resíduos superficiais (1.000 x).

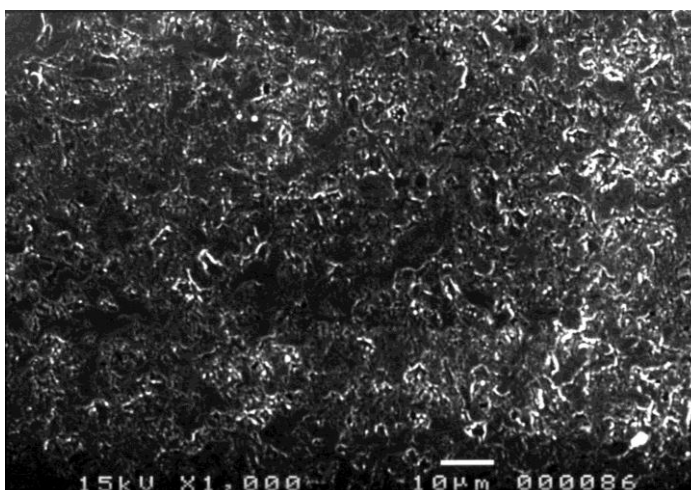


Figura 5.4 - Imagens obtidas por MEV da tampa de braquete auto-ligado cerâmico In-Ovation C. Irregularidades, porosidade e resíduos superficiais (1.000 x).

Os resultados permitiram observar as ocorrências descritas abaixo para cada braquete auto-ligado:

Corpo dos braquetes In-Ovation R: Observou-se irregularidades superficiais (Fig.5.1), coincidindo com os achados de Dias et al. (2002) para o aço austenítico AISI 316L, sendo que estas áreas rugosas poderiam causar aumento das forças de atrito entre fios e braquetes (Kusy e Whitley, 1991). Os pontos escuros observados na fig. 5.1 corresponderam a resíduos superficiais.

Tampa dos braquetes In-Ovation R: Esta região apresentou pequenos riscos dispostos aleatoriamente e resíduos superficiais representados pelos pontos escuros (Fig.5.2), podendo também contribuir para o aumento das forças de atrito (Kusy e Whitley, 1991).

Corpo dos braquetes In-Ovation C: Observou-se uma base com imperfeições por falta de homogeneização da granulação do material e presença de impurezas (Fig.5.3). Esta descrição foi compatível com os achados para cerâmica policristalina observados por Bishara e Truelove (1990). Estas características aliadas à dureza do material podem refletir no aumento das forças de atrito entre fios e braquetes (Pratten et al., 1990).

Tampa dos braquetes In-Ovation C: Observou-se nas imagens uma estrutura de revestimentos aspergidos entremeada por inclusões de óxidos, partículas sólidas e porosidade (Fig.5.4). Estas características coincidem com dados obtidos na literatura para revestimentos produzidos por asperção térmica (Lima e Trevisan, 2001). As irregularidades superficiais podem influenciar na qualidade do revestimento e nas forças de atrito. Estas informações coincidem também com as do fabricante (*GAC International Inc.*) que menciona ródio como material de recobrimento nas tampas.

Todas as imagens obtidas por MEV dos fios de aço inoxidável mostraram irregularidades e resíduos superficiais nas faces e nas quinas dos fios ortodônticos (Fig. 5.5 a 5.8).

Shiny Bright: face retangular (Fig. 5.5 a, b) e quina (Fig. 5.5 c) dos fios de aço inoxidável.

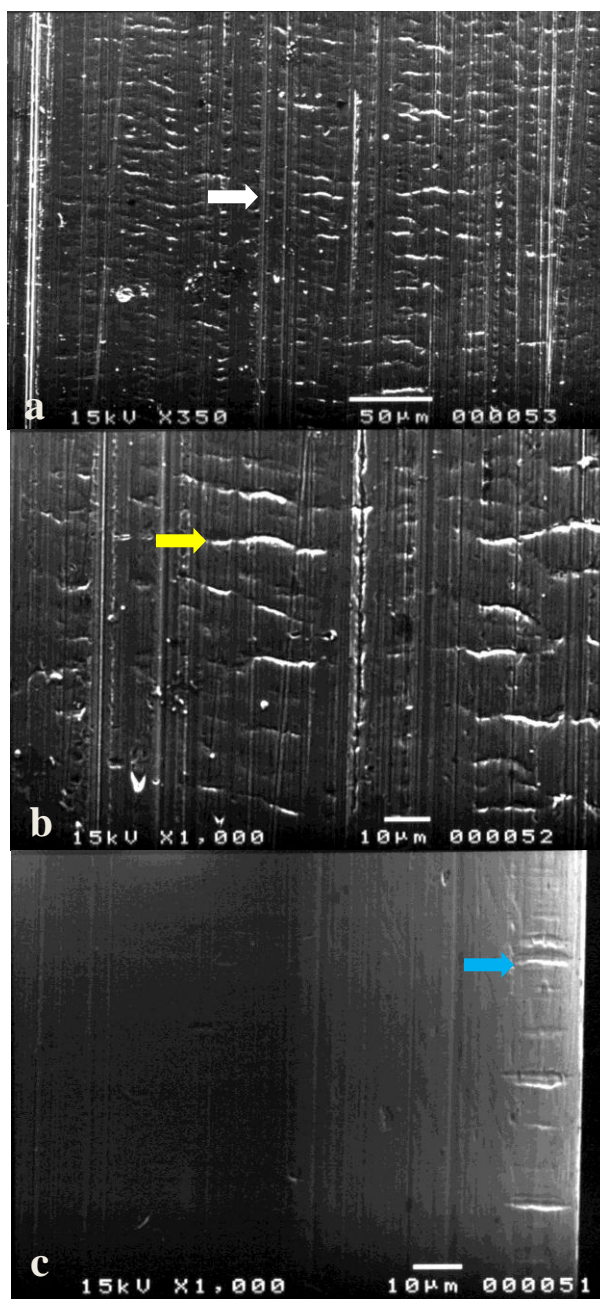


Figura 5.5 - Imagens obtidas por MEV do fio Shiny Bright (aço inoxidável). (a) Face retangular do fio com sulcos longitudinais (seta branca) e áreas de escoamento de material (seta amarela) (350 x); (b) (1.000 x) e (c) Quina do fio com ranhuras (seta azul) no sentido horizontal (1.000 x).

Rounded Rectangular Wire: face retangular (Fig.5.6 a, b) e quina (Fig.5.6 c). dos fios de aço inoxidável com bordas arredondadas

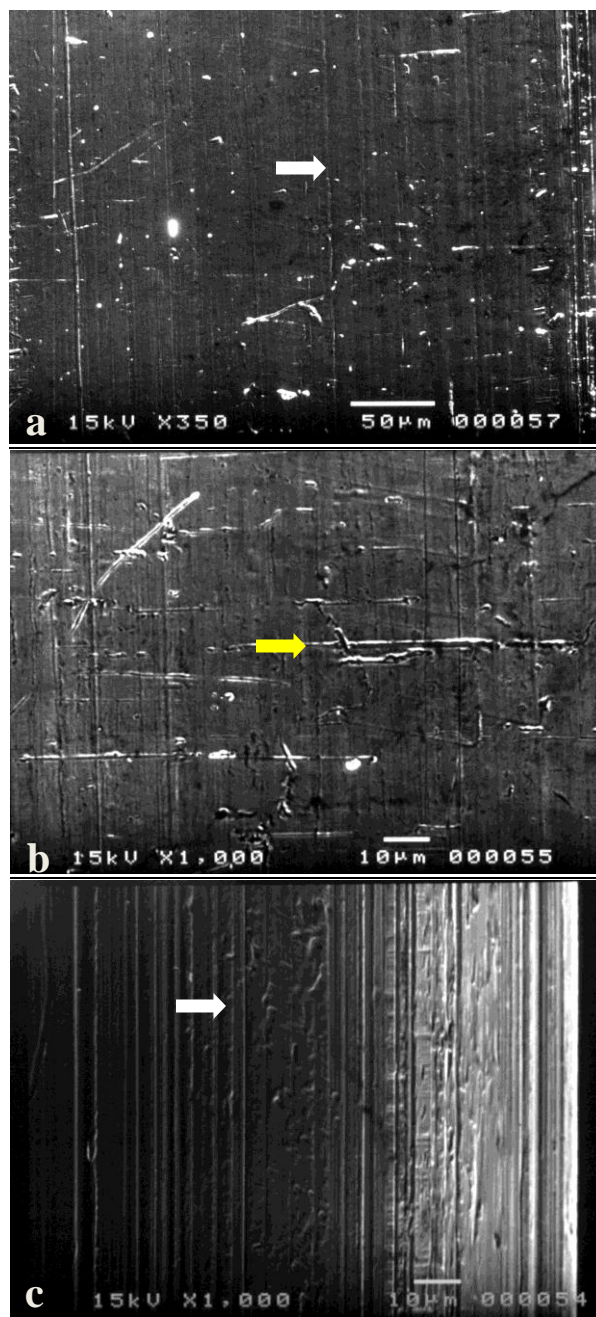


Figura 5.6 - Imagens obtidas por MEV do fio Rounded Rectangular Wire (aço inoxidável). (a) Face retangular do fio com sulcos longitudinais (setas brancas) e ranhuras aleatórias (seta amarela) (350 x); (b) (1.000 x) e (c) Quina do fio (1.000 x).

Nickel Titanium Memory Wire: face retangular (Fig.5.7 a, b) e quina (Fig.5.7 c) dos fios de NiTi.

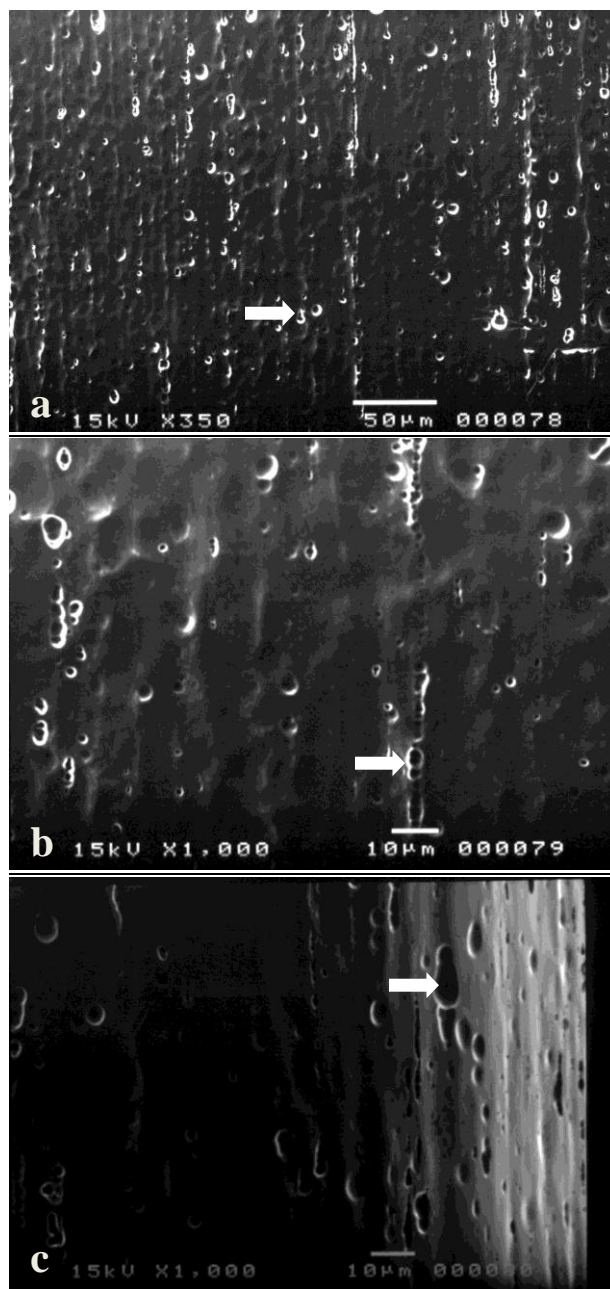


Figura 5.7 - Imagens obtidas por MEV do fio Nickel Titanium Memory Wire (NiTi). (a) Face retangular do fio com pites de corrosão (setas brancas) e irregularidades superficiais (350 x); (b) (1.000 x) e (c) Quina do fio (1.000 x).

Therma-Ti: face retangular (Fig.5.8 a, b) e quina (Fig. 5.8 c) dos fios de NiTi.

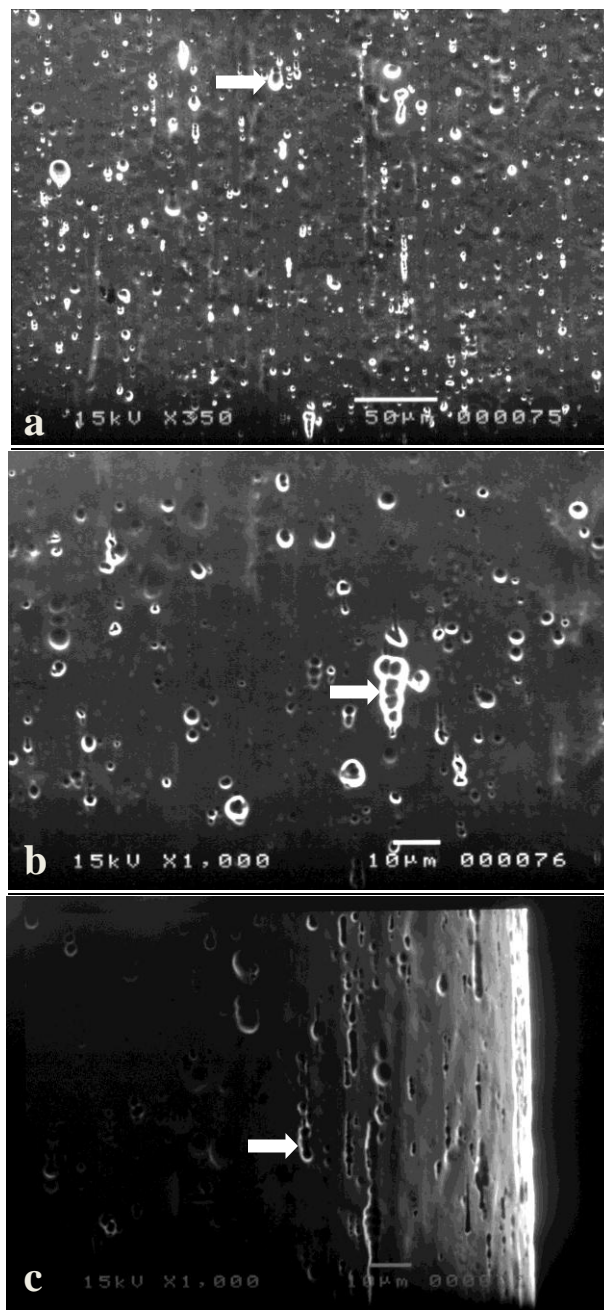


Figura 5.8. Imagens obtidas por MEV do fio Therma-Ti (NiTi). (a) Face retangular do fio apresentando irregularidades superficiais e pites de corrosão (setas brancas) (350 x); (b) (1.000 x) e (c) Quina do fio (1.000 x).

As imagens obtidas por MEV da face retangular e das quinas dos fios de aço inoxidável e NiTi mostraram irregularidades e resíduos superficiais como descritos abaixo:

a) Fio Shiny Bright: observou-se uma superfície irregular com sulcos longitudinais ao longo da face retangular e quinas dos fios, além de escoamento de material, coincidindo com os achados de Doshi e Bhad-Patil (2011) para fios de aço inoxidável. Nas quinas dos fios também observou-se pequenos riscos horizontais (Fig.5.5). Estas irregularidades devem ser provenientes da trefilação, que não foram removidas com o polimento final dos fios. **b) Fio Rounded Rectangular Wire:** da mesma forma que o fio Shiny Bright, observou-se uma superfície irregular com sulcos longitudinais ao longo da face retangular e quinas dos fios, presença de escoamento de material e resíduos de processamento ou de manipulação (Fig.5.6). Estas irregularidades provavelmente seriam provenientes do processamento dos fios. **c) Fio Nickel Titanium Memory Wire:** tanto a face retangular quanto a quina do fio apresentaram superfície rugosa com estruturas semelhantes à pites de corrosão ao longo de todo o fragmento analisado (Fig.5.7) e presença de resíduos de processamento e/ou impurezas de manipulação. As irregularidades e pites de corrosão provavelmente foram ocasionados por uso de ácido fluorídrico utilizado para polimento químico e para remoção de óxido negro da superfície (Zhao et al., 2001). Os resultados coincidem com trabalhos que avaliaram a superfície de fios de NiTi por MEV (Fisher-Brandies et al., 2003; Souza, 2006; Doshi; Bhad-Patil, 2011). **d) Fio Therma-Ti:** como no fio Nickel Titanium Memory Wire verificou-se, nas mesmas áreas, uma superfície rugosa com estruturas semelhantes à pites de corrosão ao longo de todo o material observado (Fig.5.8), como visto na literatura (Fisher-Brandies et al., 2003; Souza, 2006; Doshi; Bhad-Patil, 2011). Além da presença de resíduos de processamento e/ou impurezas de manipulação. A justificativa para estas irregularidades provavelmente é a mesma utilizada no caso do fio Nickel Titanium Memory Wire (Zhao et al., 2001). Sendo que neste caso e no anterior não há informações do fabricante sobre estes aspectos.

As características superficiais determinam a resistência do material à corrosão e possíveis reações alérgicas por liberação de níquel (Dunlap et al., 1989, Bass et al., 1993). Além disso, podem afetar o atrito entre o fio e a canaleta dos braquetes (Fisher-Brandies et al.,

2003). Huang (2007) observou ainda a influência de fluoretos na superfície de fios ortodônticos, aumentando a rugosidade na superfície dos mesmos, podendo indicar que o uso do fio pelo paciente aumentaria as irregularidades já presentes nos fios e as forças de atrito.

5.1.2. Espectroscopia por dispersão em energia dos braquetes e fios ortodônticos

As análises por EDS realizadas em 10 diferentes áreas do corpo e da tampa dos braquetes metálicos In-Ovation R mostraram os seguintes espectros e valores médios dos teores dos elementos encontrados (Fig. 5.9 e 5.10):

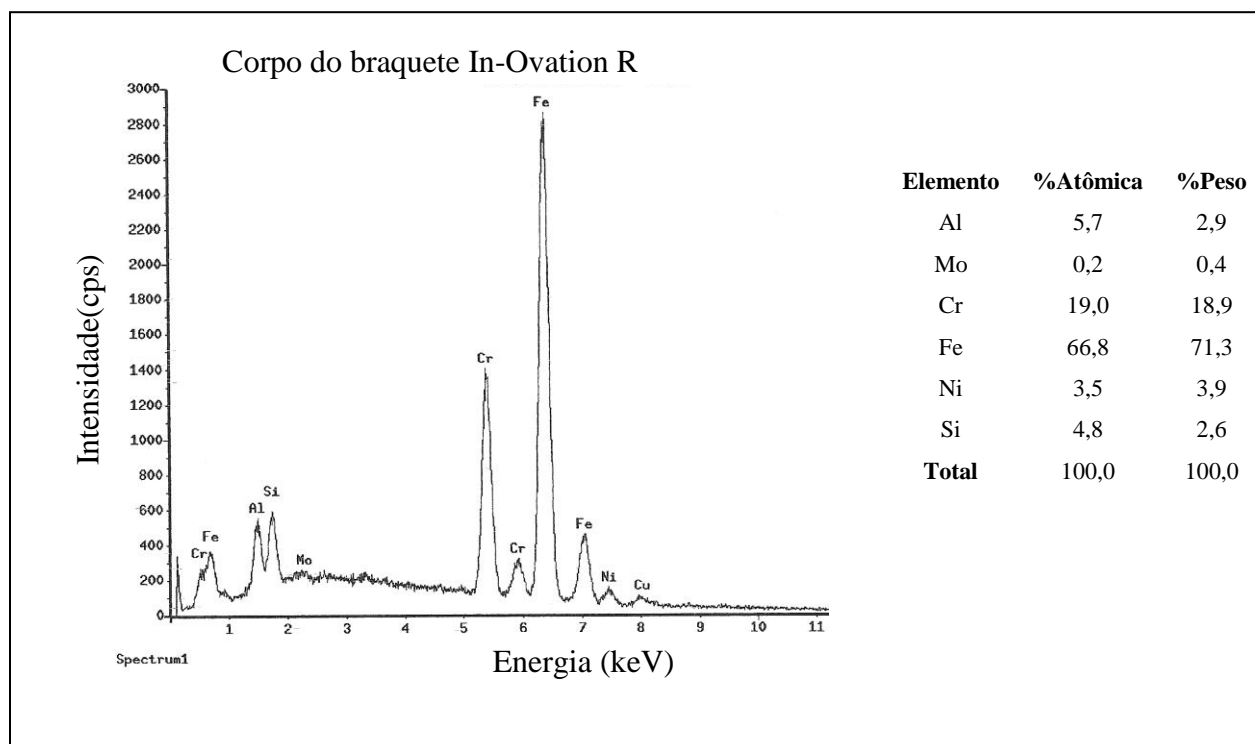


Figura 5.9 – Espectro de EDS obtido do corpo do braquete metálico In-Ovation R e valores médios dos teores dos elementos encontrados.

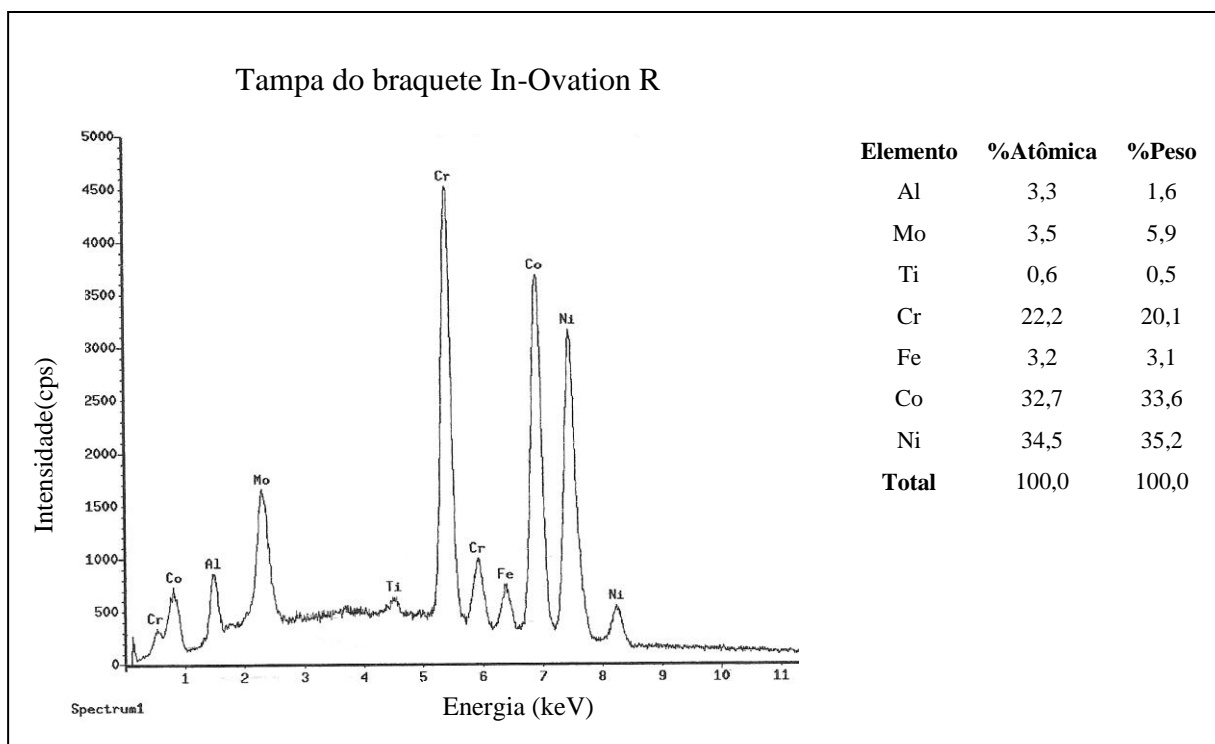


Figura 5.10 - Espectro de EDS obtido da tampa do braquete metálico In-Ovation R e valores médios dos teores dos elementos encontrados.

As análises por EDS realizadas em 10 diferentes áreas do corpo e da tampa dos braquetes cerâmicos In-Ovation C mostraram os seguintes espectros e valores médios dos teores dos elementos encontrados (Fig. 5.11 e 5.12):

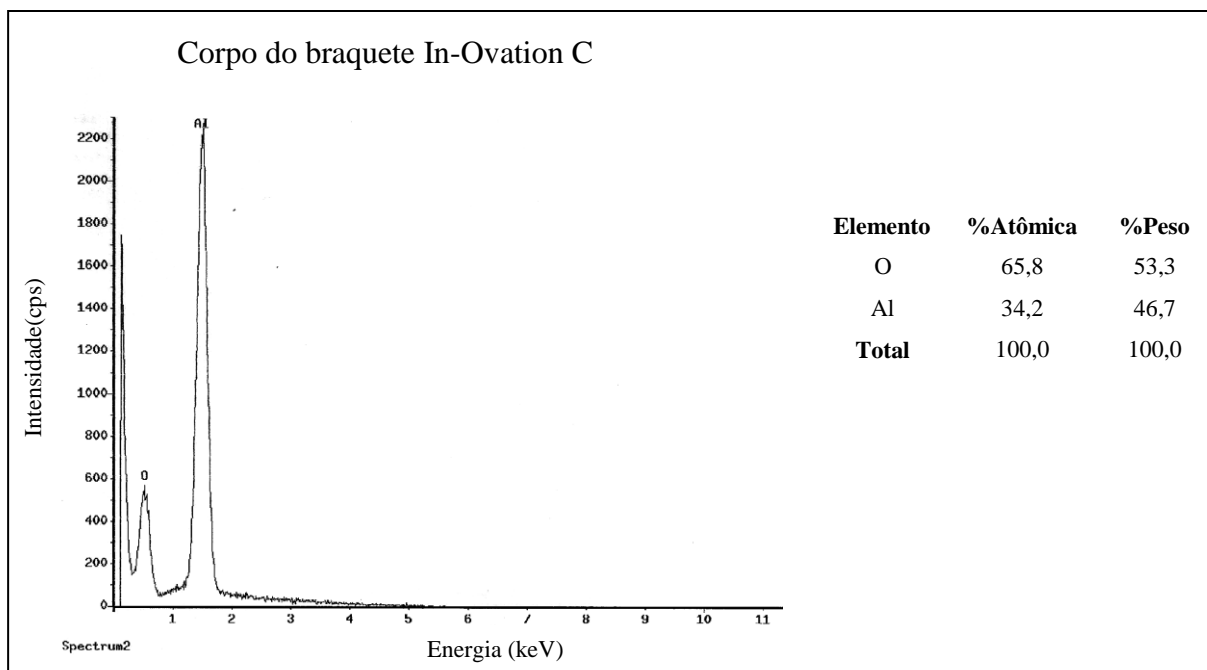


Figura 5.11 - Espectro de EDS obtido do corpo do braquete cerâmico In-Ovation C e valores médios dos teores dos elementos encontrados.

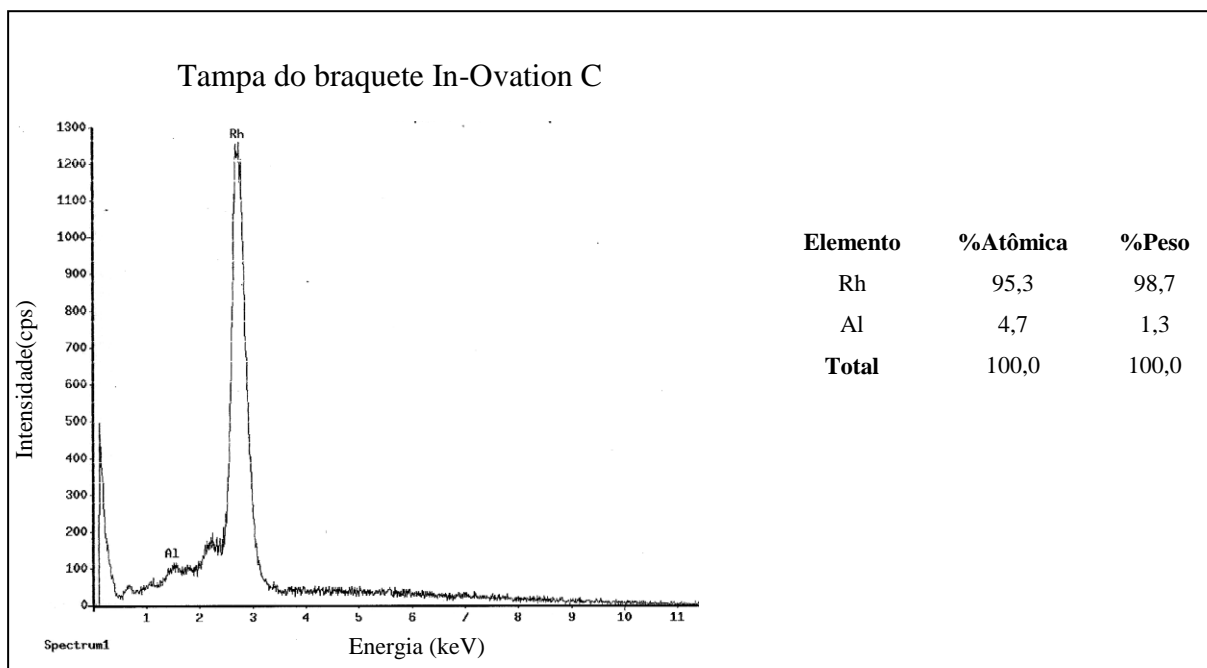


Figura 5.12 - Espectro de EDS obtido da tampa do braquete cerâmico In-Ovation C e valores médios dos teores dos elementos encontrados.

As análises por EDS realizadas em 10 diferentes áreas dos dois tipos de fios ortodônticos de aço inoxidável Shiny Bright e Rounded Rectangular Wire mostraram os seguintes espectros e valores médios dos teores dos elementos encontrados (Fig.5.13 e Fig. 5.14).

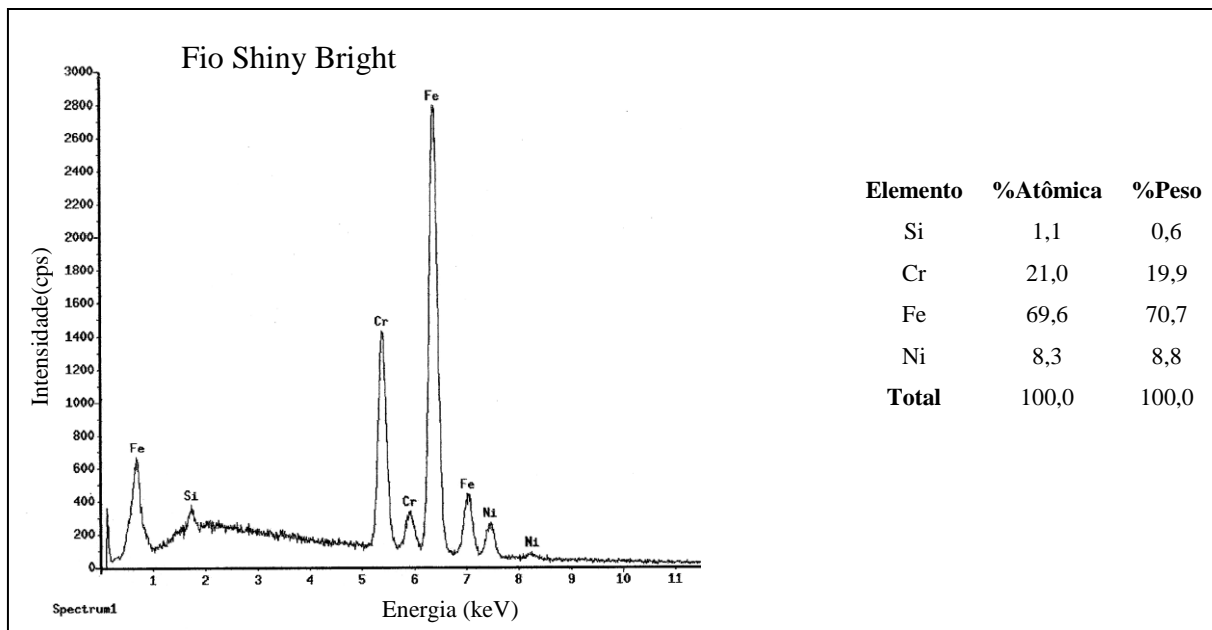


Figura 5.13 - Espectro de EDS obtido do fio Shiny Bright e valores médios dos teores dos elementos encontrados.

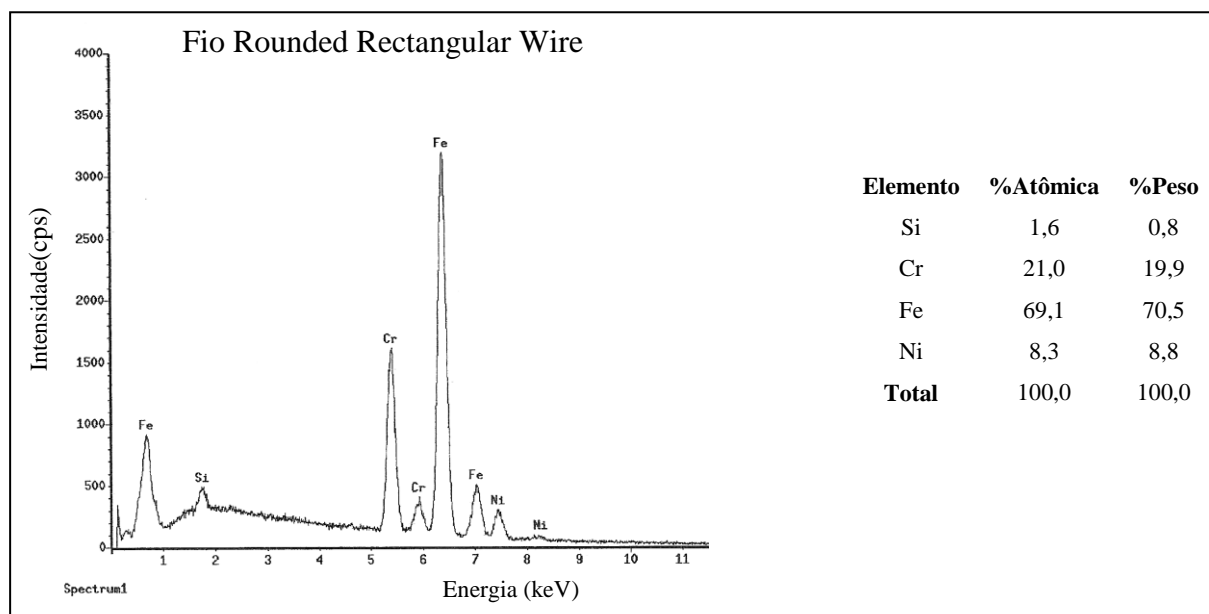


Figura 5.14 - Espectro de EDS obtido do fio Rounded Rectangular Wire e valores médios dos teores dos elementos encontrados.

Já os fios de NiTi mostraram que os elementos níquel e titânio estavam presentes nos fios Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti mantendo uma proporção equiatômica de Ni e Ti (Fig. 5.15 e Fig 5.16).

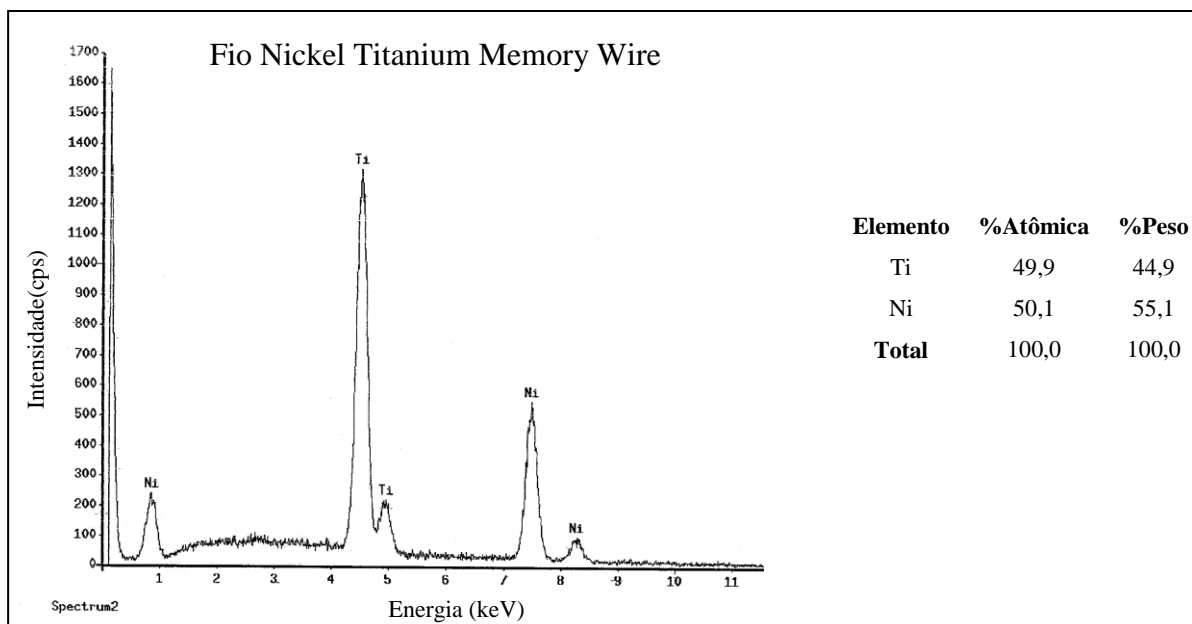


Figura 5.15 - Espectro de EDS obtido do fio Nickel Titanium Memory Wire e valores médios dos teores dos elementos encontrados.

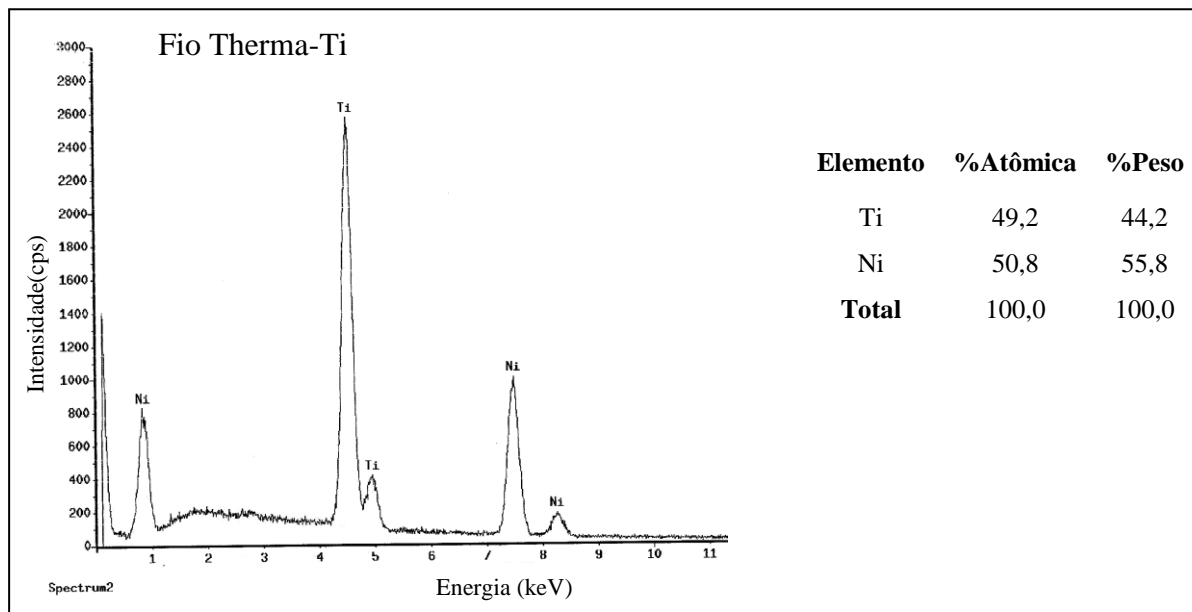


Figura 5.16 - Espectro de EDS obtido em área do fio Therma-Ti e valores médios dos teores dos elementos encontrados.

Os corpos dos braquetes In-Ovation R avaliados são provavelmente constituídos por aço inoxidável austenítico AISI 316L. Este aço apresenta boa resistência mecânica e tenacidade e ótima resistência à corrosão atmosférica e química (Platt et al., 1997). Já as tampas destes braquetes, são compostas principalmente por níquel, cromo e cobalto. Esta liga foi introduzida no mercado ortodôntico com o nome de Elgiloy (*Rock Mountain Orthodontics*) com aproximadamente 40% de cobalto, 20% de cromo, 15% de níquel. As propriedades desta liga se aproximam das do aço inoxidável, porém com maior formabilidade (Kusy, 1997), facilitando assim a confecção da tampa do braquete In-Ovation R, que apresenta um desenho complexo. A rigidez desta liga é semelhante à do aço (Kapila et al., 1990; Kusy, 1997).

Os corpos dos braquetes cerâmicos In-Ovation C mostraram na análise por EDS que são compostos por óxido de alumínio, coincidindo com os achados na literatura para braquetes cerâmicos (Swartz, 1988; Bishara e Trulove, 1990). Já as tampas, além de apresentarem a alumínio, mostraram um revestimento contendo ródio, presença esta, confirmada pelo fabricante *GAC International Inc.* O ródio detectado é muito utilizado em banhos eletrolíticos na joalheria. Ele pode proporcionar um melhor acabamento superficial em peças polidas ou foscas, além de maior resistência à arranhões e manchas. Além disto, melhora a aparência do braquete, pois possui ótima capacidade de refletir a luz e dá uma melhor aparência para a tampa. Estas características são muito importantes para um dispositivo que necessita de boa estética (Rick, 2006).

Nos fios Shiny Bright e Rounded Rectangular Wire também são utilizados aços inoxidáveis austeníticos AISI 302 ou 304 (Ferreira, 2005). Já os fios Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti revelaram na análise por EDS uma proporção equiatômica de Ni e Ti (Fig. 5.15 e Fig 5.16). As propriedades das ligas NiTi podem ser alteradas a partir de modificações na composição química, sendo as que as desejáveis para obtenção de efeito memória de forma são obtidas geralmente de 49,3 a 51%atNi, (Saburi, 1998; Raz e Sadrnezhaad, 2004). As ligas com mais de 51,6at%Ni se tornam duras e quebradiças (Raz e Sadrnezhaad, 2004). De acordo com Saburi (1998), as ligas ricas em Ni apresentam melhores características de

superelasticidade e efeito memória de forma. Os dois fios estudados mostraram composições químicas compatíveis com as duas importantes características mencionadas acima. Em um estudo de Fischer-Brandies et al. (2003), as ligas de NiTi mostraram somente mínimas diferenças na composição química, quando avaliadas por EDS. Resultados semelhantes puderam ser observados no presente trabalho para os dois tipos de fios de NiTi.

5.1.3. Microdureza Vickers dos braquetes e fios ortodônticos

Braquetes auto-ligados In-Ovation R e In-Ovation C

Uma grande variedade de braquetes tem sido utilizada no tratamento ortodôntico levando em consideração a dureza dos mesmos. Esta característica representa, na prática clínica, a capacidade do braquete em receber um carregamento de forças sem se deformar durante o tratamento ortodôntico, além de interferir nas forças de atrito geradas durante a movimentação ortodôntica (Eliades et al. 2001). O presente estudo mostrou diferenças significativas entre as médias das microdurezas dos dois tipos de braquetes auto-ligados, como pode ser observado na Figura 5.17.

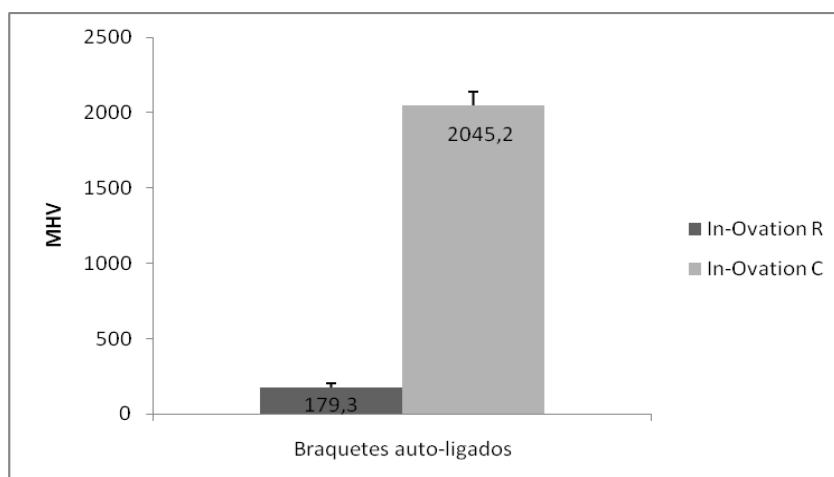


Figura 5.17 - Valores médios de MHV encontrados para os braquetes auto-ligados metálicos In-Ovation R e braquete auto-ligados cerâmicos In-Ovation C.

Os valores médios das microdurezas dos dois fios ortodônticos de aço inoxidável e dos dois fios ortodônticos de NiTi podem ser observados nas figuras 5.18 e 5.19.

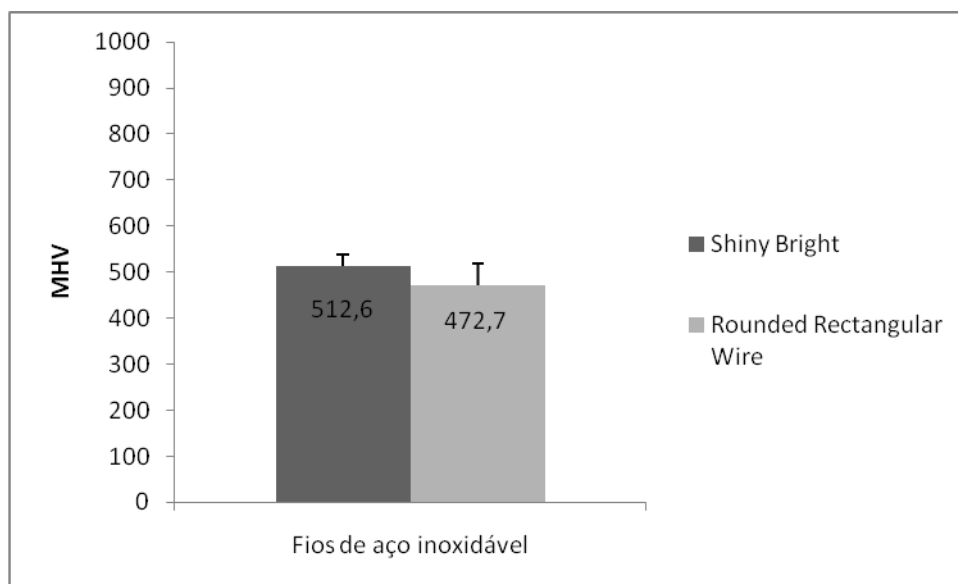


Figura 5.18 - Valores médios de MHV encontrados para os fios Shiny Bright e Rounded Rectangular Wire.

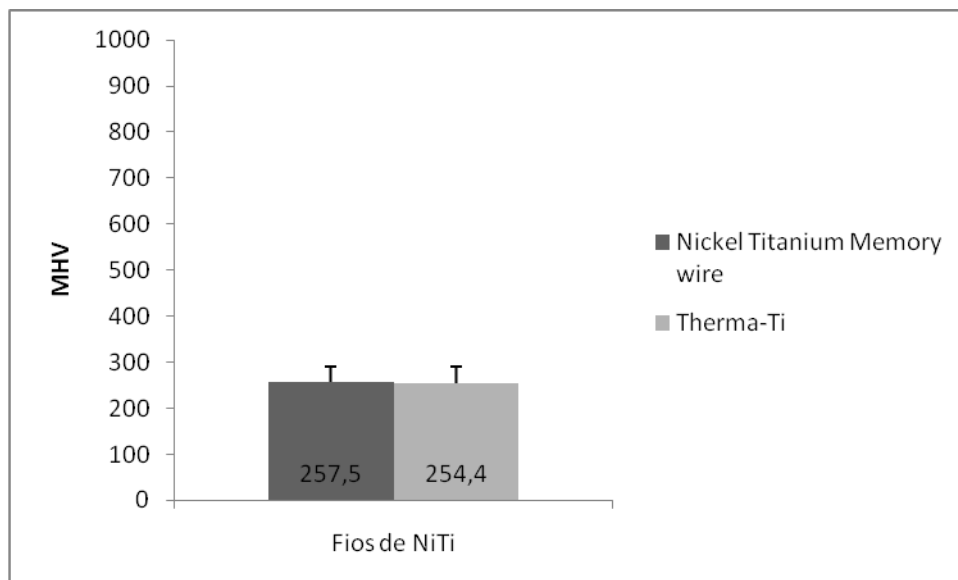


Figura 5.19 - Valores médios de MHV encontrados para os fios Nickel Titanium Memory Wire e Therma Ti.

Os resultados obtidos permitiram observar que os braquetes auto-ligados cerâmicos apresentaram maiores valores médios de microdureza (2.045,2MHV) em relação aos de aço inoxidável (179,7MHV). Estes valores coincidem com as informações obtidas na literatura sobre estes dois tipos de materiais (Viazis et al., 1990; Bishara e Fehr, 2002; Callister, 2004). O aço inoxidável austenítico AISI 316L faz parte de uma família importante de aços inoxidáveis, que possuem muitas aplicações, pois apresentam excelente resistência à corrosão e oxidação, porém baixa dureza (Casteletti et al., 2010). Eliades et al. (2003) em um estudo sobre a microdureza de braquetes de aço inoxidável mostrou também valor médio de microdureza (168,7MHV) muito próximo ao encontrado neste estudo. Quanto aos braquetes cerâmicos, também pode-se observar em um estudo de Zinelis et al. (2005), que caracterizava braquetes de cerâmica policristalina, valores médios semelhantes (1.822,3MHV) aos encontrados no presente trabalho.

Os valores médios de microdureza obtidos dos dois fios ortodônticos de aço inoxidável foram semelhantes entre si e maiores que o valores encontrados para os braquetes auto-ligados In-Ovation R e para os fios ortodônticos de NiTi. A diferença observada entre as microdurezas dos braquetes e fios ocorreu devido às diferentes características dos aços utilizados na fabricação dos mesmos. Nos fios ortodônticos, o aço normalmente utilizado é o AISI 302 ou AISI 304 (Ferreira, 2001) e, para os braquetes avaliados, o AISI 316L. Segundo Saunders e Kusy (1993), em um estudo comparando microdurezas entre vários fios ortodônticos, as ligas de aço inoxidável seriam mais duras que as de NiTi.

Já os valores médios para os fios ortodônticos de NiTi foram semelhantes e compatíveis para uma estrutura predominantemente austenítica à temperatura ambiente (Gouvêa, 2006). Gioka e Eliades (2004) mostraram valores médios de microdureza para fios de NiTi variando entre 300 e 430MHV e as médias de microdureza do presente trabalho variaram entre 254 e 257MHV.

5.1.4. Difração de raios-X dos fios ortodônticos de NiTi

Os resultados da análise por DRX mostraram que todas as amostras eram constituídas pela fase austenítica, não ocorrendo o aparecimento da fase martensítica B19' à temperatura ambiente, como pode ser observado nos difratogramas das Figuras 5.20 e 5.21.

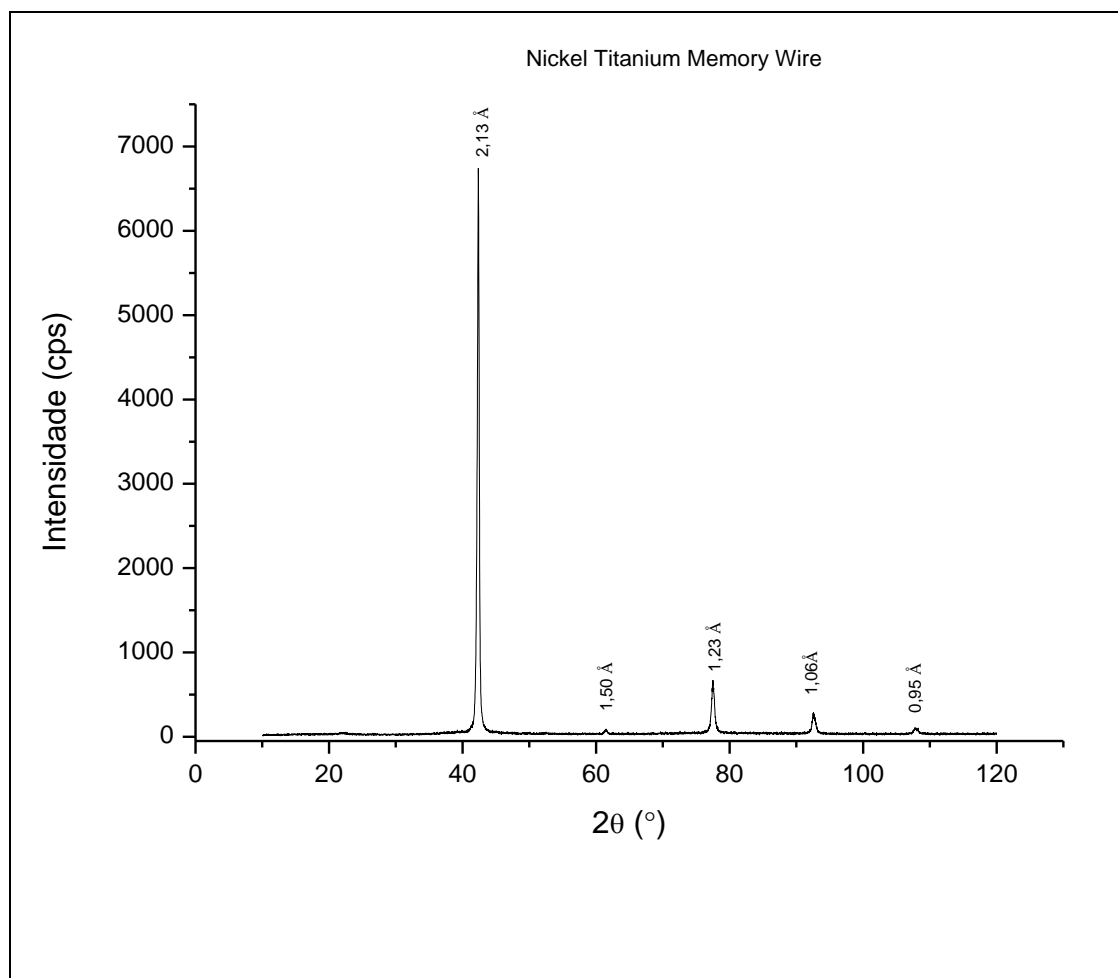


Figura 5.20 - Difratograma obtido do fio de NiTi Nickel Titanium Memory Wire.

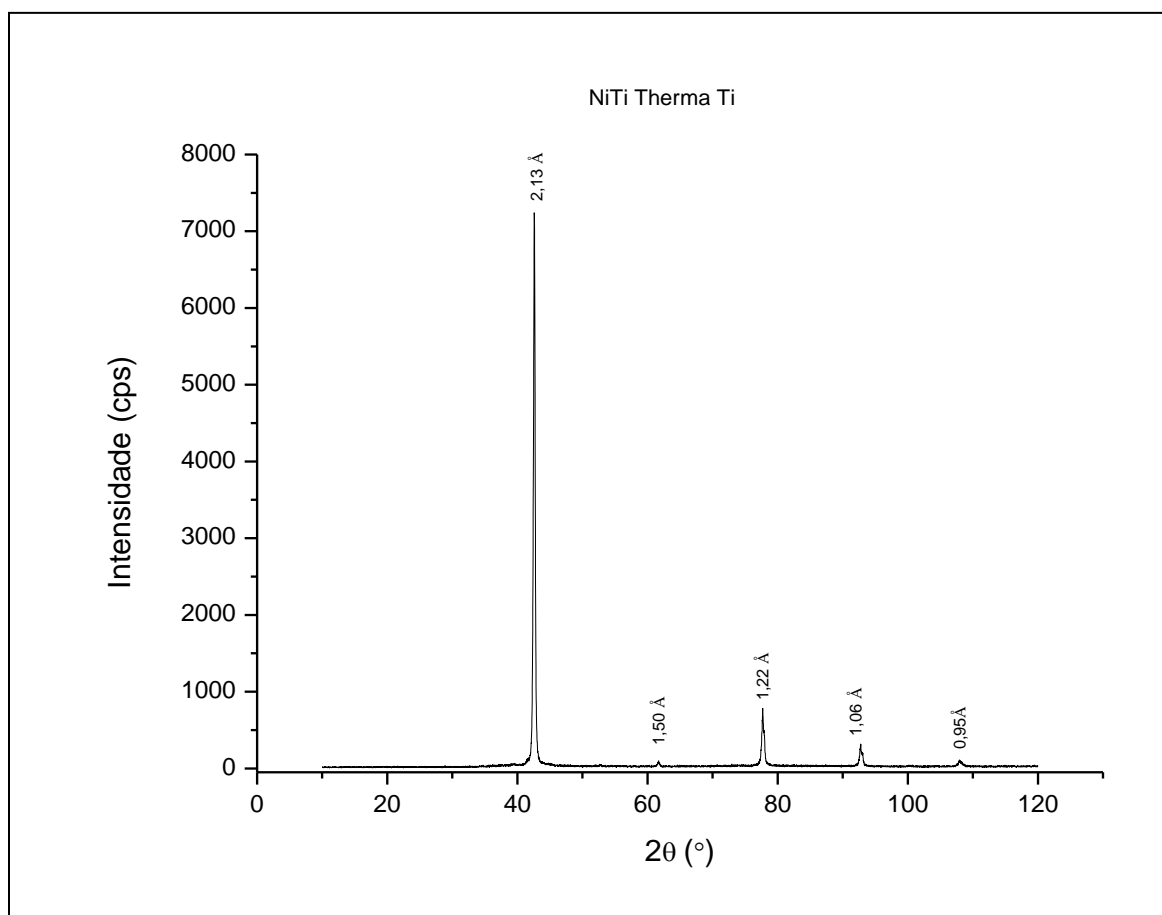


Figura 5.21 - Difratoograma obtido do fio de NiTi Thermo-Ti.

Os difratogramas obtidos para os dois tipos de fio de NiTi revelaram a partir dos picos observados nas figuras 5.20 e 5.21 apenas austenita (fase β , de estrutura B2) à temperatura ambiente (Kuhn et al., 2001; Iijima et al., 2002; Bahia et al., 2004). Após comparar estes picos e a composição química elementar por EDS, verificou-se que mesmo havendo um maior teor de Ni que de Ti nas duas ligas, não ocorreu formação de outras fases intermetálicas, favorecendo principalmente o efeito memória de forma (McNeese et al., 2000). Segundo Thompson (2000), os precipitados podem não ter ocorrido devido à temperatura e tempo de recozimento insuficientes para promoção de precipitação em quantidade para detecção.

5.1.5. Calorimetria Exploratória Diferencial dos fios ortodônticos de NiTi

Os resultados obtidos permitiram avaliar as temperaturas de transformação da fase martensítica e reversa de fios submetidos a variações de temperatura (Fig. 5.22, Fig. 5.23 e Tab.V-1).

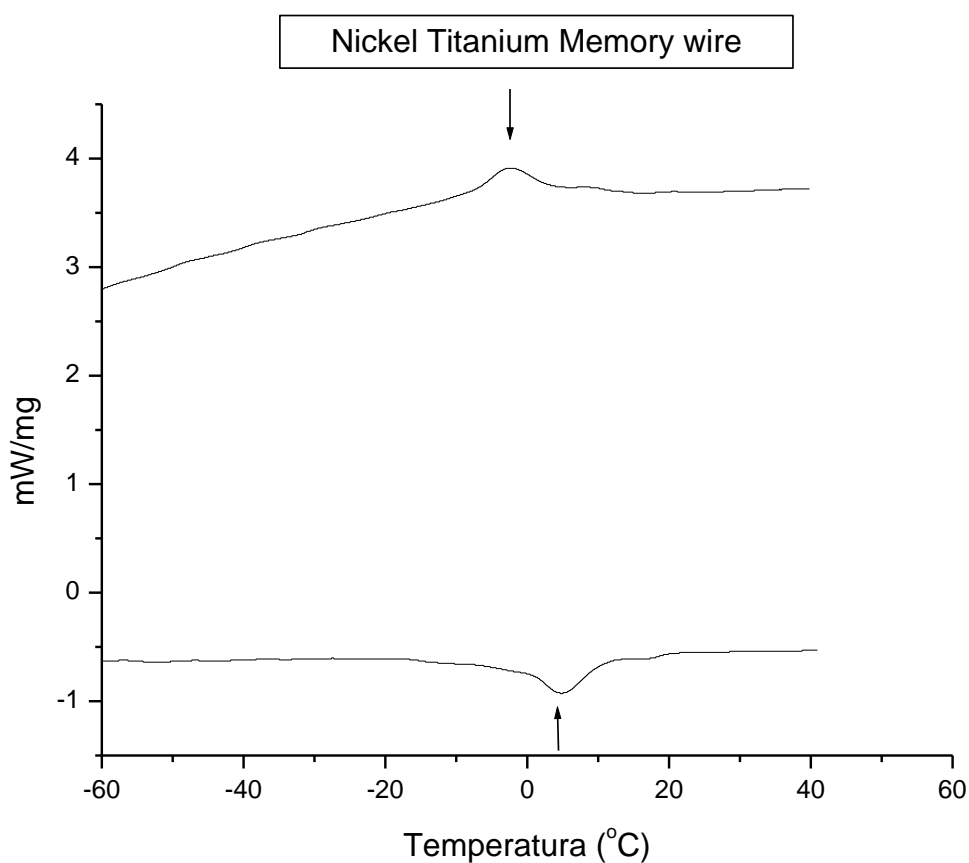


Figura 5.22 - Curva de DSC mostrando picos típicos no aquecimento obtida para o fio Nickel Titanium Memory Wire.

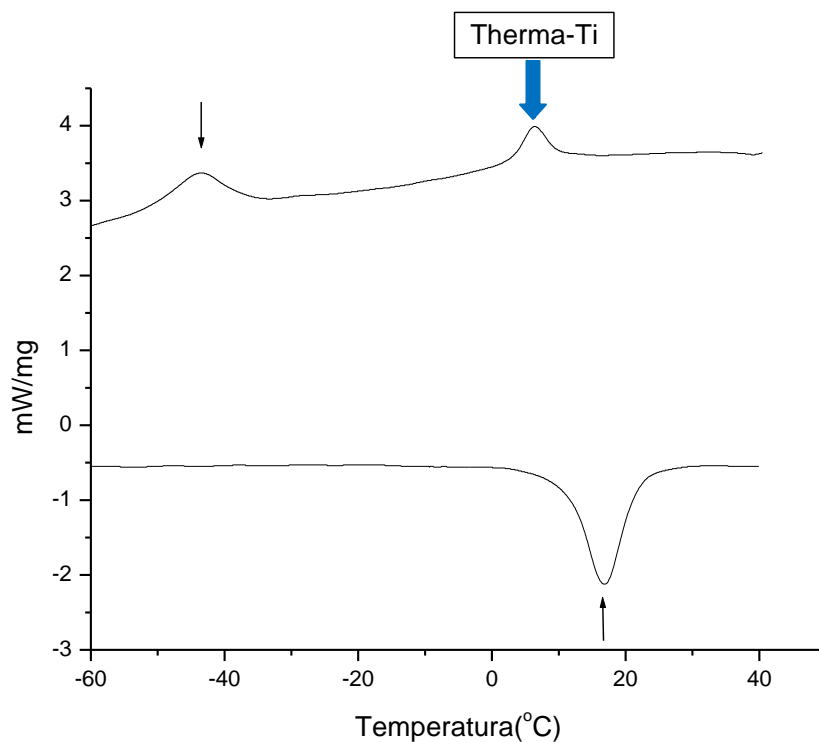


Figura 5.23 - Curva de DSC mostrando picos típicos no aquecimento obtida do fio Therma-Ti. A seta azul indica o pico de fase R.

Tabela V-1 – Comparação entre as temperaturas austeníticas iniciais (A_i), austeníticas finais (A_f), fase R iniciais (R_i) e fase R finais (R_f) de fios Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti

Amostra	M_i	M_f	R_i	R_f	A_i	A_f
NTMW ¹	2,5(±0,4)°C	-5,8(±0,6)°C	-----	-----	1,4(±0,8)°C	9,8(±0,9)°C
TT ²	-39,1(±0,5)°C	-49,1(±0,1)°C	8,4(±0,7)°C	3,2(±0,2)°C	11,7(±1,9)°C	21,1(±0,5)°C

¹Nickel Titanium Memory Wire.

²Therma-Ti.

Para o fio Nickel Titanium Memory Wire as médias das temperaturas A_f ($9,8^\circ\text{C}$) estavam abaixo das temperaturas intrabucais mais frequentes. Nesse caso, a fase austenítica está presente quase todo o tempo durante o tratamento ortodôntico (Tabela V.1). Nas condições mencionadas acima, a superelasticidade é compatível com estas características da liga. Os resultados obtidos por DRX são compatíveis com os de DSC para esta amostra, pois a temperatura A_f ($9,8^\circ\text{C}$) era menor que a ambiente, permitindo somente o aparecimento de fase austenítica no difratograma. A liga apresentou um pico no aquecimento (fase austenítica) como pode ser visto na Figura 5.22.

As médias das temperaturas A_f ($21,1^\circ\text{C}$) para o fio Therma-Ti estavam abaixo das temperaturas intrabucais mais frequentes, nesse caso também, a fase austenítica está presente na quase totalidade do tempo, mesmo na ingestão de alimentos ou bebidas frias, pois as temperaturas M_f ($-49,1^\circ\text{C}$) e M_i ($-39,1^\circ\text{C}$) (Tabela V.1) não são alcançadas em condições normais, exceto por resfriamento intencional com sprays refrigerantes (Moore et al., 1999). Nesse caso também, a superelasticidade é compatível para essa liga e o resultado obtido por DRX é compatível com o de DSC para este fio, pois a temperatura A_f ($21,1^\circ\text{C}$) era menor que a ambiente, permitindo o aparecimento de somente fase austenítica no difratograma. O aparecimento da fase R se deve à ocorrência de precipitados coerentes (Ni_4Ti_3) na matriz austenítica no recozimento (Saburi, 1998). Nesse caso, provavelmente foi utilizada uma maior porcentagem de trabalho a frio associado ao recozimento em torno de 500°C , para que a fase R fosse estabilizada pelos defeitos gerados na trefilação a frio e subsequente recozimento (Miller e Lagoudas, 2001; Kurita et al., 2004; Ramaiah et al., 2005). Quanto ao tratamento térmico, pode-se dizer que a liga foi submetida a tempos intermediários de envelhecimento de acordo com Allafi et al. (2002). As temperaturas de transformação dos dois tipos de fios não foram informadas pelo fabricante para serem comparadas, porém os resultados obtidos neste trabalho indicam que os mesmos apresentam a característica de superelasticidade.

5.1.6. Avaliação dimensional dos braquetes e fios ortodônticos

As dimensões das canaletas dos braquetes analisadas foram a altura e profundidade dos mesmos de acordo com a figura 5.24. Levando em consideração que a profundidade das faces era variável, foram avaliadas as faces menores, já que esta é a altura limite de contato do fio com a canaleta (Assad-Loss et al., 2010). Os resultados obtidos podem ser observados na Tabela V-2.

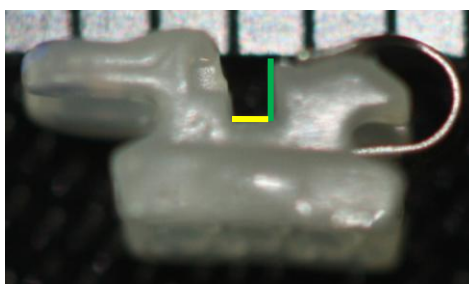


Figura 5.24 – Fotografia mostrando as linhas indicativas de largura (amarela) e de profundidade (verde) das faces menores dos braquetes autoligados.

Tabela V-2 – Comparação entre as medidas de largura e profundidade dos braquetes auto-ligados.

Braquetes auto-ligados	Profundidade (μm)	Largura (μm)
In-Ovation R	544,9 ($\pm 11,9$)	625,9 ($\pm 21,4$)
In- Ovation C	534,4 ($\pm 12,2$)	668,3 ($\pm 30,8$)

Todas as médias das medidas avaliadas foram menores que o esperado, considerando as dimensões fornecidas pelo fabricante 0,022”x 0,028” (558,8 μm x 711 μm), sendo que o desvio-padrão da largura foi maior que para profundidade, indicando maior variação desta medida (Tab.V-2). Assad-Loss et al. (2010) mostraram em seu trabalho de avaliação dimensional de braquetes metálicos convencionais, medidas de largura e profundidade

maiores que as fornecidas pelo fabricante, diferentes do presente estudo, porém a medida de altura preconizada pelos autores não foi feita no fundo da canaleta e sim na entrada, justificando a diferença encontrada. O fabricante por sua vez, não informa os pontos para avaliação das medidas fornecidas, dificultando a avaliação dimensional neste trabalho e em outros encontrados na literatura (Assad-Loss et al., 2008, 2010). Estas menores dimensões observadas poderiam gerar maiores forças de atrito (Thorstenson e Kusy, 2002), caso os fios apresentem as dimensões coincidentes com as fornecidas pelo fabricante.

Todas as medidas avaliadas para as faces menor e maior dos fios foram menores que o esperado (Tab. V-3), considerando as dimensões fornecidas pelo fabricante 0,019” x 0,025” (482,6µm x 635µm) para os fios Shiny Bright e os fios de NiTi e a medida 0,019”x 0,026” (482,6µm x 660,4µm) para o fio Rounded Rectangular Wire. A mensuração das duas faces do fio Rounded Rectangular Wire foram dificultadas pela presença de bordas arredondadas, podendo introduzir erros nos valores encontrados. Os fabricantes também não informaram como foi padronizada a medida para as faces. As variações dimensionais observadas nos fios de NiTi podem ser justificadas pela dificuldade existente no processo de trefilação dos fios, pois há aplicação de tensão na superfície dos mesmos, levando à transformação de fases (Saburi, 1998).

Tabela V-3 – Comparação entre as medidas obtidas das faces maior e menor dos fios ortodônticos.

Fios ortodônticos	Face menor (µm)	Face maior (µm)
Shiny Bright	380,7 (±20,4)	527,1 (±28,9)
Rounded Rectangular Wire	371,8 (±21,4)	485,5 (±15,0)
Nickel Titanium Memory Wire	479,0 (±12,1)	565,5 (±16,7)
Therma-Ti	380,8 (±11,5)	578,9 (±20,4)

5.2. Ensaio de atrito

Os resultados obtidos para os vários fios deslizados pelos dois tipos de braquetes auto-ligados permitiram visualizar as seguintes características em todos os gráficos força x deslocamento: um aumento inicial da magnitude da força associado a um deslocamento mínimo e uma região com forças relativamente constantes no início dos ensaios. Para os fios de NiTi ainda pode ser observada uma região de forças de magnitude menores associadas a um deslocamento mínimo antes de ocorrer os eventos relatados acima.

Os gráficos força x deslocamento foram avaliados até 4500 μm , pois grandes oscilações de magnitude da força puderam ser observadas ao final dos gráficos, correspondendo à desaceleração programada da máquina. As figuras 5.25 a 5.32 mostram exemplos de gráficos força x deslocamento. Não foram observados picos de força inicial em todos os gráficos, que corresponderiam à força de atrito estático. Assim, foram utilizadas as médias das forças-médias e desvios-padrão dos valores de força para cada combinação braquete-fio entre 1000 μm e 2000 μm de deslocamento, como apresentado nas Tabelas V- 4 e V-5. Em todos os gráficos observou-se poucas flutuações de força em relação ao deslocamento.

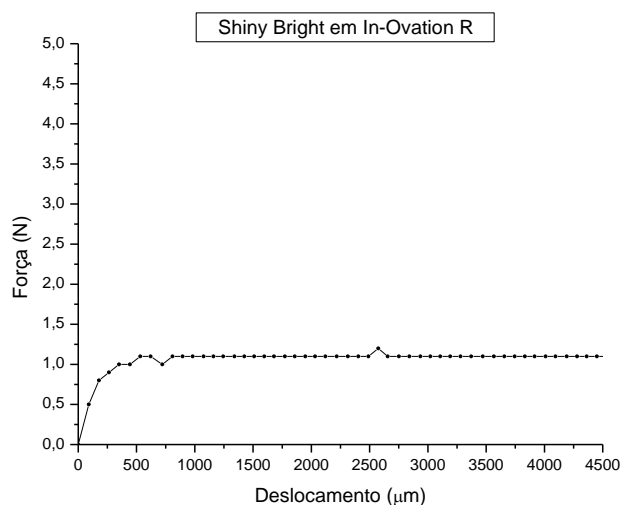


Figura 5.25 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Shiny Bright deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.

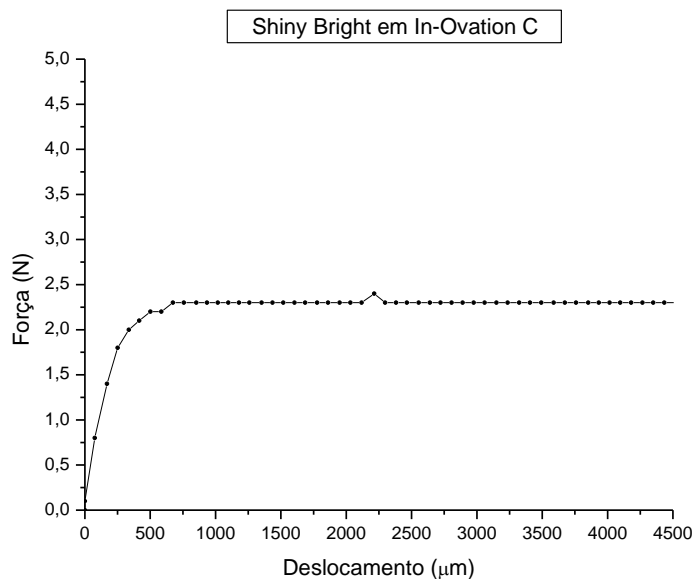


Figura 5.26 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Shiny Bright deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.

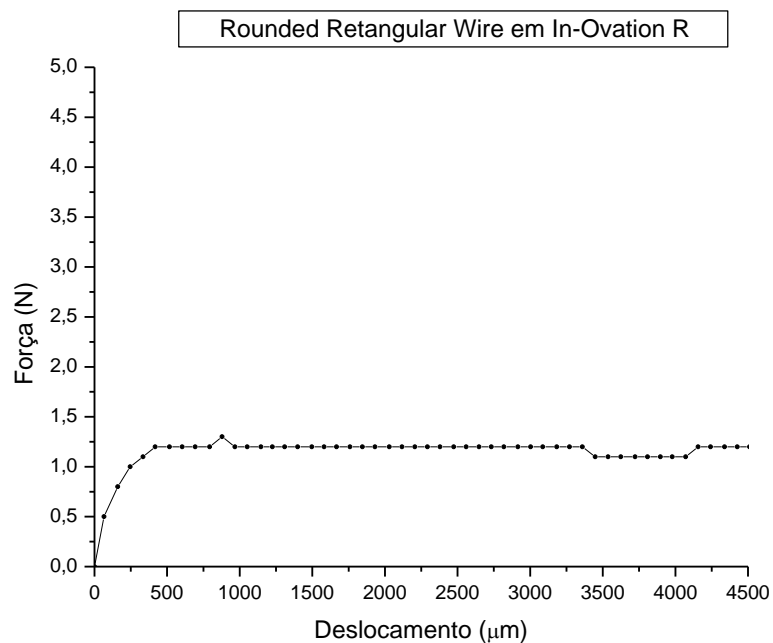


Figura 5.27 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Rounded Rectangular Wire deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.

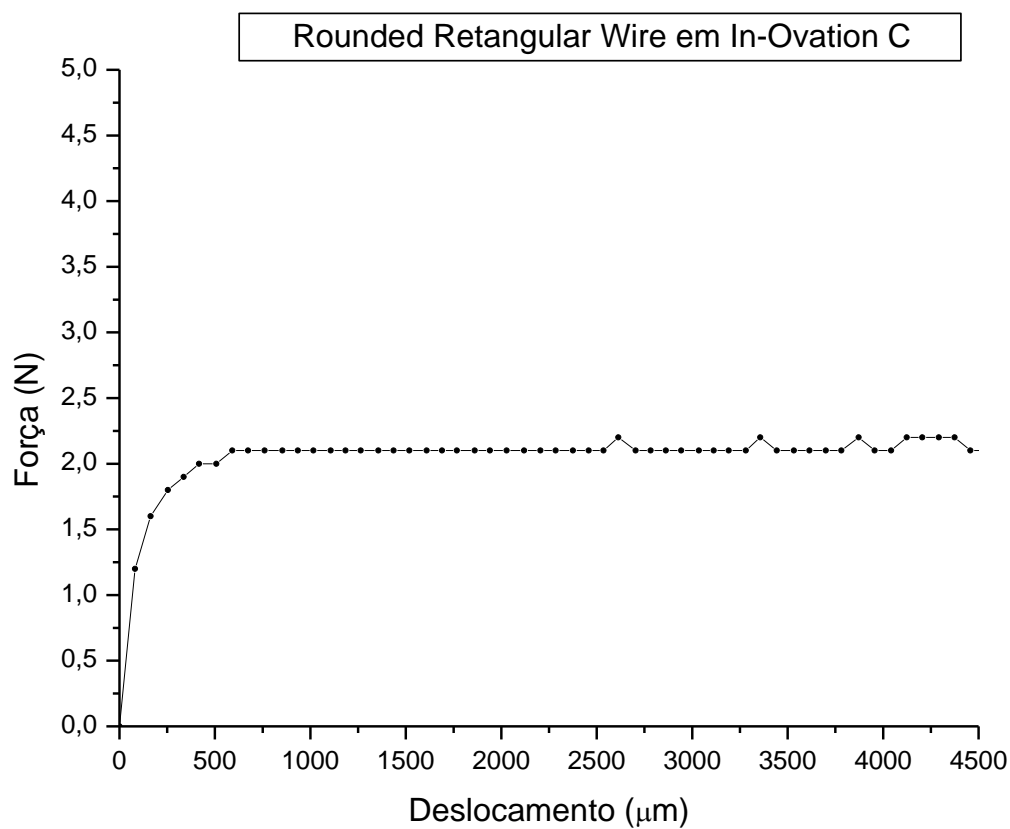


Figura 5.28 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Rounded Rectangular Wire deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.

Tabela V-4 - Valores médios (N) e desvios-padrão de força média de atrito para os conjuntos braquete-fio de aço inoxidável.

Fios de aço inoxidável	Braquetes auto-ligados	
	In-Ovation R	In-Ovation C
Shiny Bright	0,88 ($\pm 0,51$) N	1,81 ($\pm 0,46$) N
Rounded Rectangular Wire	0,58 ($\pm 0,51$) N	1,9 ($\pm 0,39$) N

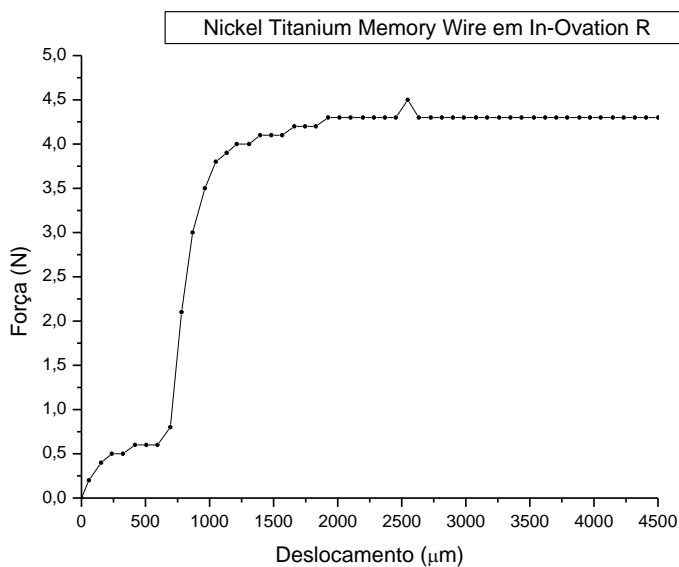


Figura 5.29 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Nickel Titanium Memory Wire deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.

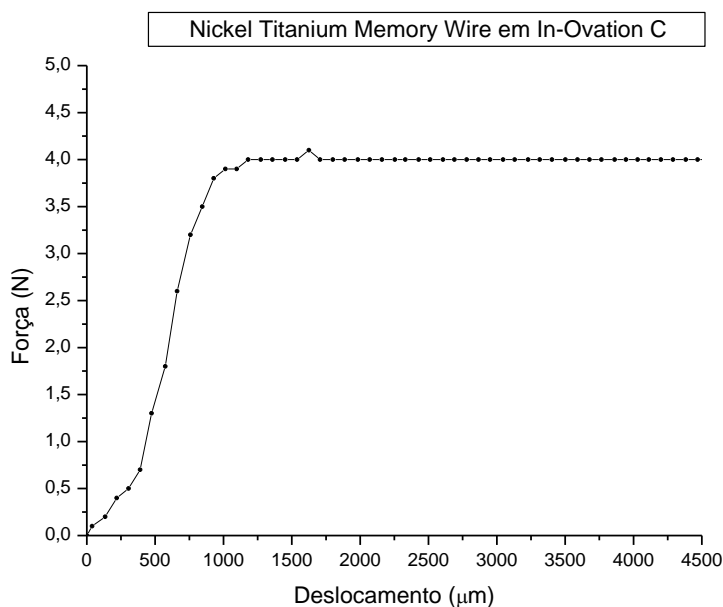


Figura 5.30 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Nickel Titanium Memory Wire deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.

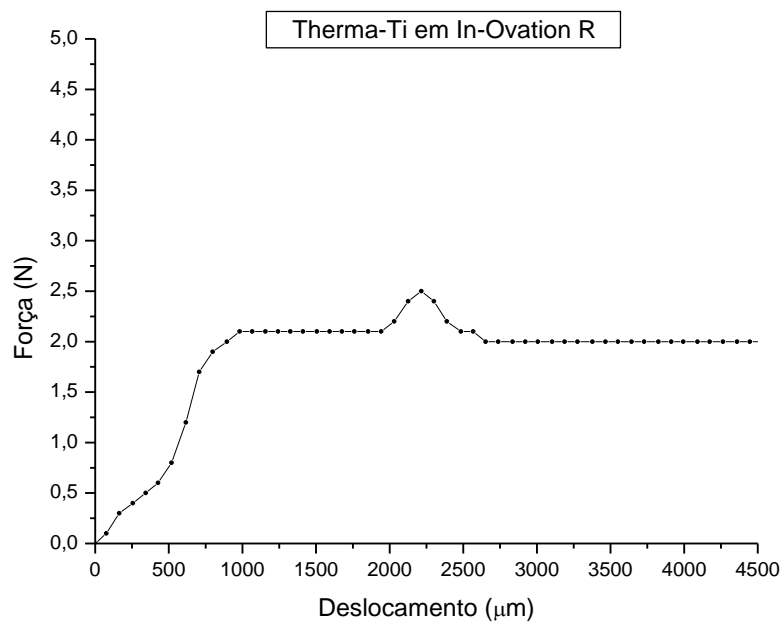


Figura 5.31 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Therma-Ti deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.

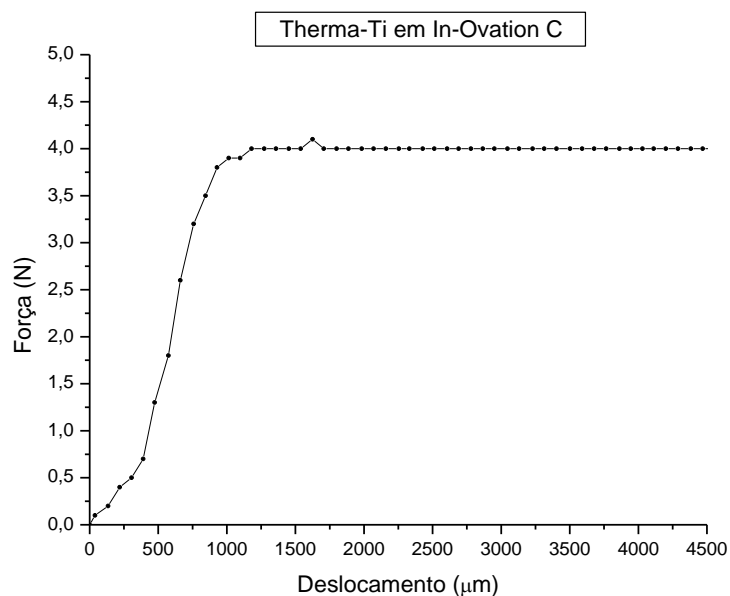


Figura 5.32 - Gráfico de força (N) por deslocamento (μm) para fios Therma-Ti deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.

Tabela V-5 - Valores médios (N) e desvios-padrão de força média de atrito para os conjuntos bráquete-fio de NiTi.

Fios de NiTi	Braquetes auto-ligados	
	In-Ovation R	In-Ovation C
Nickel Titanium Memory Wire	3,86 ($\pm 0,77$) N	3,40 ($\pm 0,69$) N
Therma-Ti	2,47 ($\pm 0,46$) N	3,38 ($\pm 0,97$) N

As forças médias dos quatro tipos de fios ortodônticos deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R podem observados na figura 5.33.

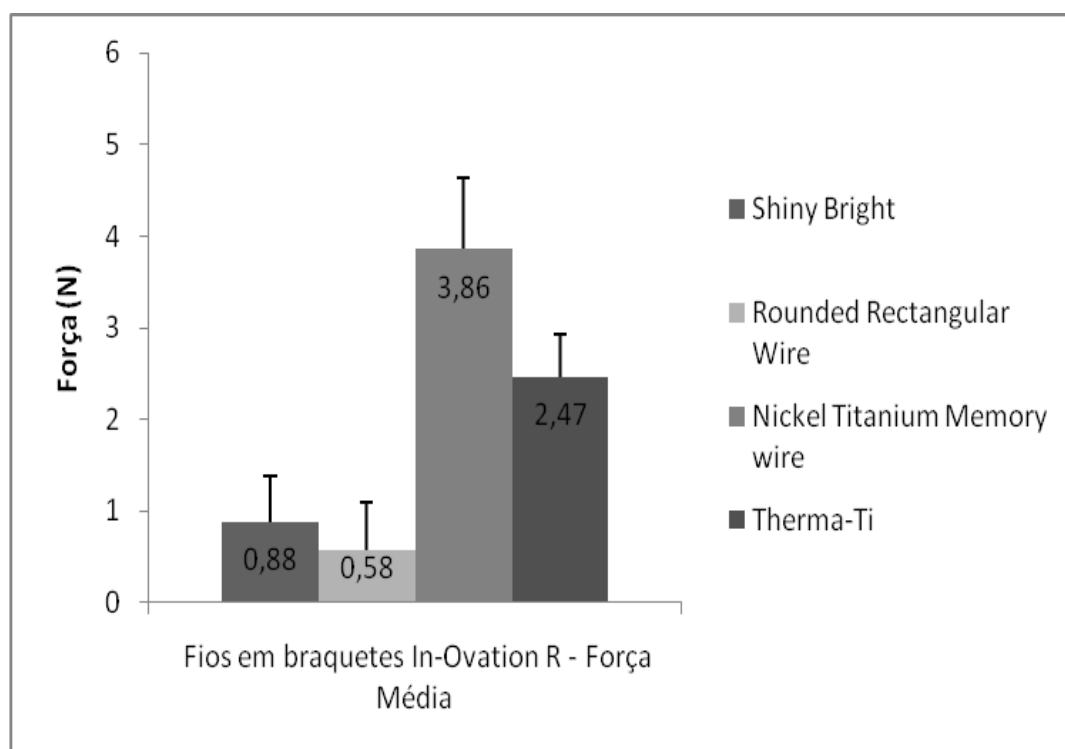


Figura 5.33 - Gráfico comparativo de força média (N) para fios Shiny Bright, Rounded Rectangular Wire, Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation R.

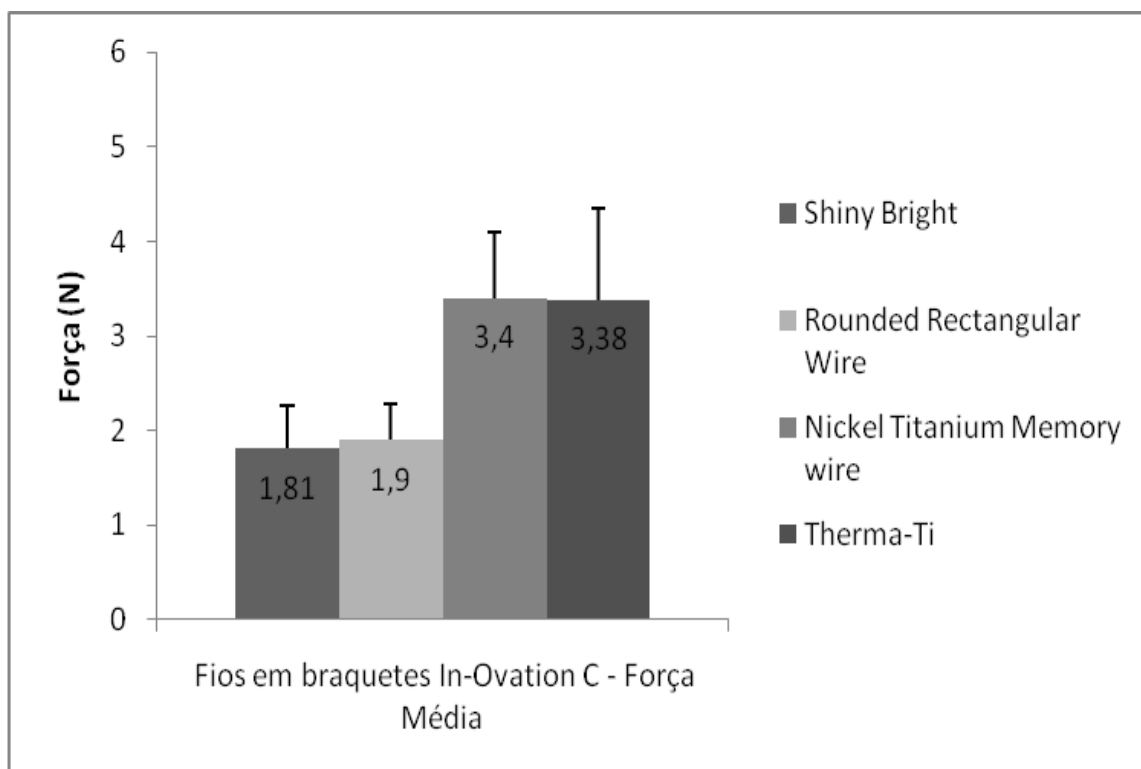


Figura 5.34 - Gráfico comparativo de força média (N) para fios Shiny Bright, Rounded Rectangular Wire, Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti deslizados por braquetes auto-ligados In-Ovation C.

Os resultados da análise estatística permitiram estabelecer, através dos testes de Komogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk, que os valores de força-média para grupo de fios e braquetes In-Ovation R apresentavam uma distribuição não normal ($p < 0,05$), enquanto para o grupo de fios e braquetes In-Ovation C a distribuição era normal ($p > 0,05$).

O teste de Kruskal-Wallis confirmou a distribuição não normal para o grupo de fios e braquetes In-Ovation R. O teste não-paramétrico de Mann-Whitney utilizado para este grupo revelou os seguintes resultados, que foram apresentados na Tabela V-6.

Tabela V-6 – Distribuição dos grupos de fios avaliados pelo teste de Mann-Whitney para os braquetes In-Ovation R e significância estatística.

	Shiny Bright	Rounded Rectangular Wire	Therma-Ti
Rounded Rectangular Wire	p = 0,344	-----	-----
Nickel Titanium Memory Wire	p = 0,000 ^a	p = 0,000 ^a	p = 0,000 ^a
Therma-Ti	p = 0,000 ^a	p = 0,000 ^a	-----

^aResultados confirmados pela correção de Bonferroni (p<0,05/6).

O resultado da análise de variância (ANOVA) de 1 fator para o grupo de fios e braquetes In-Ovation C mostrou valor de p = 0,000. Os resultados do teste de comparação múltipla de Tukey para este grupo estão representados na tabela V-7.

Tabela V-7 – Distribuição dos grupos de fios avaliados pelo teste de Tukey para os braquetes In-Ovation C e significância estatística.

	Shiny Bright	Rounded Rectangular Wire	Therma-Ti
Rounded Rectangular Wire	p = 1,000	-----	-----
Nickel Titanium Memory Wire	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,668
Therma-Ti	p = 0,000	p = 0,000	-----

Os resultados obtidos pelo teste de Mann-Whitney comparando cada fio nos grupos de braquetes In-Ovation R e In-Ovation C podem ser observados na tabela V-8.

Tabela V-8 – Distribuição dos tipos de fios para cada grupo de braquetes avaliados pelo teste de Mann-Whitney e significância estatística.

	Shiny Bright	Rounded Rectangular Wire	Nickel Titanium Memory Wire	Therma- Ti
In-Ovation R/In-Ovation C	p = 0,002	p = 0,005	p = 0,002	p = 0,001

O teste de Mann-Whitney utilizado para comparar as forças médias de cada fio nos dois grupos de braquetes mostrou diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) para os quatro tipos de fios (Tab. V-8). Assim, as forças obtidas para os fios ortodônticos deslizados por braquetes In-Ovation C, mostraram-se maiores que para os braquetes In-Ovation R. Esta avaliação coincide com as informações vistas na literatura que mostram que braquetes com canaletas em cerâmica policristalina (Pratten et al., 1990; Angolkar et al., 1990; Doshi e Bhad-Patil, 2011), mesmo sendo braquetes auto-ligados, apresentam maiores forças de atrito em relação aos braquetes metálicos. Isto se deve à maior dureza relativa da cerâmica, além da superfície com muitas irregularidades (Bhad-Patil, 2011), como pode ser observado no presente trabalho. Estas irregularidades podem gerar resíduos dos materiais e aumentar as forças de atrito entre o fio e braquetes (Kusy et al., 1991).

Os valores de forças médias para os fios de aço inoxidável Shine Bright e Rounded Rectangular Wire deslizados em braquetes In-Ovation R e In-Ovation C não mostraram diferenças significativas ($p > 0,05$), mas mostraram diferenças estatisticamente significativas quando comparadas aos fios Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti ($p < 0,05$). Isto indica que os fios de aço inoxidável se comportaram como o esperado (Kusy et al., 1991), apresentando superfícies menos irregulares (como recebidos do fabricante) e dureza relativa maior em relação aos fios de NiTi, mostrando forças médias de atrito menores em relação às dos fios de NiTi. Esperou-se que os fios Rounded Rectangular Wire apresentassem menores forças de atrito em relação aos fios Shiny Bright, mas isto não ocorreu. Este fato pode ser justificado pelos diâmetros dos fios, uma vez que o fio arredondado é fornecido pelo fabricante apenas no diâmetro 0,019”x 0,026”, um pouco maior que o Shiny Bright (0,019”x 0,025”). Apesar dos resultados da avaliação dimensional mostrarem que os fios com bordas arredondadas apresentaram medidas menores que o esperado, deve-se levar em consideração a dificuldade na mensuração de fios com bordas arredondadas. Além disto, a dureza do fio arredondado é menor que a do fio convencional. Assim, os dois fatores contribuem para o ocorrido (Kusy e Whitley, 1990). Quanto aos fios de NiTi, já se esperava forças de atrito maiores em relação aos fios de aço inoxidável, pois a dureza relativa foi menor que dos outros fios, a superfície se mostrou muito irregular, além do comportamento

superelástico, que favoreceram o ocorrido (Eshbach, 1975; Andreasen e Morrow, 1978; Kusy e Whitley, 1990). Os fios de NiTi apresentam maior deflexão, permitindo maior contato do fio com o braquete, gerando maior dificuldade no deslizamento (Eshbach, 1975).

Os valores de forças médias para os fios Nickel Titanium Memory Wire e Therma-Ti deslizados em braquetes In-Ovation R mostraram diferenças significativas ($p < 0,05$), enquanto nos braquetes In-Ovation C esta diferença não foi estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Os maiores valores de forças médias observados entre os fios Nickel Titanium Memory Wire quando deslizados em braquetes metálicos, poderiam ser explicados através da avaliação dimensional, que mostrou redução das médias obtidas para a largura da canaleta dos braquetes In-Ovation R ($625,9\mu\text{m}$) em relação às medidas fornecidas pelo fabricante ($711\mu\text{m}$) e aos braquetes In-Ovation C ($668,3\mu\text{m}$). A redução da largura dos braquetes pode afetar o deslizamento e alterar as forças de atrito (Basudan e Al-Emran, 2001 e Jones et al., 2002). Esta alteração poderia ser agravada pelas maiores médias obtidas para a face menor do fio Nickel Titanium Memory Wire ($479,0\mu\text{m}$) se comparadas com as médias para o fio Therma-Ti ($380,8\mu\text{m}$). Foi considerada a face menor para esta análise, pois ela interage diretamente com a face da canaleta do braquete denominada “largura” neste estudo.

No presente trabalho foram utilizadas as forças médias para avaliação das forças de atrito pela ausência de picos representativos, em todos os ensaios, para as forças de atrito estático, apesar de muitos trabalhos utilizarem estas forças como referência (Kusy, 1997; Redlich et al., 2003, Pacheco et al., 2011). Isto poderia indicar que os conjuntos fio/braquetes auto-ligados apresentaram forças de atrito estático muito próximas às do atrito dinâmico, favorecendo o uso de forças mais constantes. De acordo com Berger (1994) uma das vantagens do uso de braquetes auto-ligados seria a utilização de forças de menor magnitude e mais constantes em todas as fases do tratamento ortodôntico, podendo justificar as semelhanças entre os tipos de força de atrito no presente trabalho. Kusy e Whitley (1990) criticaram os trabalhos que consideraram as forças de atrito estático como as mais

significativas para o conjunto fio/braquetes. Isto porque a força de atrito estático representa poucos pontos de dados no gráfico, ao contrário da força de atrito cinético que representa muitos pontos de dados, sendo mais confiável. Além disto, mesmo que a força de atrito estático seja maior que o cinético, raramente este resultado é compreendido, pois existem variações na superfície, no tipo de amarração do conjunto fio/braquete e ajustes iniciais do equipamento utilizado, que interferem nos valores de força de atrito.

Diferentes velocidades de ensaio foram utilizadas na literatura, variando de 0,5mm/min a 10 mm/min. (Tselepis et al., 1994, Vaughan et al.,1995, Read-Ward et al., 1997; Kapur et al., 1999; Redlich et al., 2003; Thorstenson e Kusy, 2002; Gandini et al., 2008; Matarese et al., 2008). No presente estudo, utilizou-se célula de carga com capacidade máxima de 50lbf (ou 222,4N) e velocidade de 20 μ m/seg (ou 1,2mm/min), sendo assim, mais sensível para obtenção de variações das forças de atrito. Mesmo assim, não foram observados picos relevantes para o atrito estático.

Foram observadas flutuações isoladas de força ao longo do deslocamento dos fios pelos braquetes (Fig.5.26 a 5.32). Estas ocorrências poderiam ser justificadas pelas variações dimensionais (Basudan et al., 2001 e Jones et al. 2002) e defeitos superficiais (Saunders e Kusy, 1999; Kapur et al., 1999) nos fios e braquetes. Pode-se observar ainda que os dois tipos de fios de NiTi deslizados por braquetes In-Ovation R apresentaram flutuações mais acentuadas (fig. 5.29 e 5.31) causadas provavelmente pela redução da largura destes braquetes metálicos associada ao aumento das dimensões das faces dos fios de NiTi, permitindo maior contato do fio com o braquete, gerando maior dificuldade no deslizamento (Eshbach, 1975).

As figuras 5.35 a 5.50 mostram os aspectos morfológicos dos fios ortodônticos após os ensaios de tração e espectros de EDS de cada área deformada:

Shiny Bright deslizado em braquetes In-Ovation R

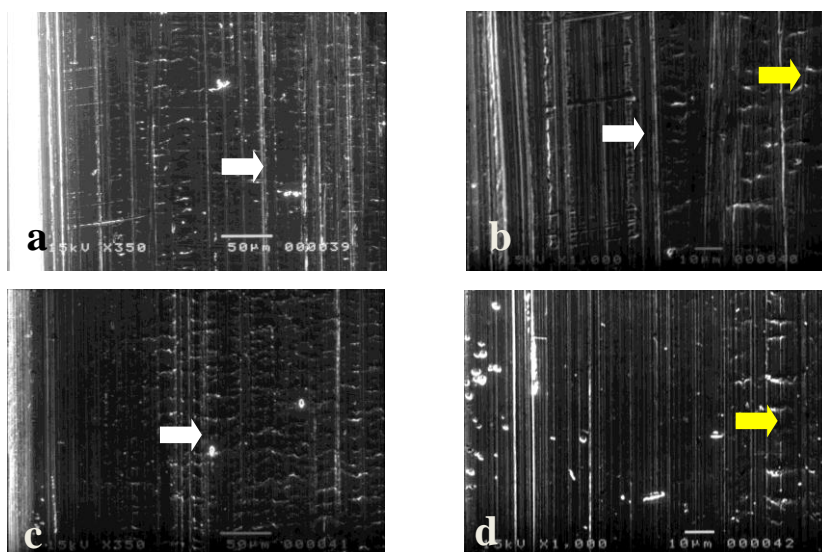


Figura 5.35 - Imagens obtidas por MEV do fio Shiny Bright deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R mostrando riscos longitudinais (setas brancas) e áreas de escoamento na face do fio e nas quinas (setas amarelas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).

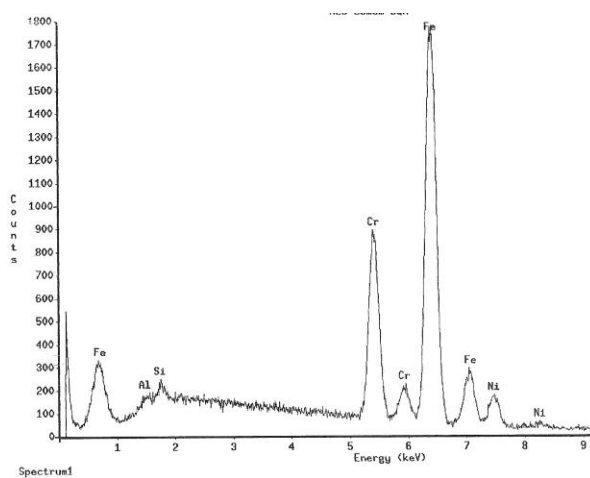


Figura 5.36 – Espectro de EDS do fio Shiny Bright deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R.

Shiny Bright deslizado em braquete In-Ovation C:

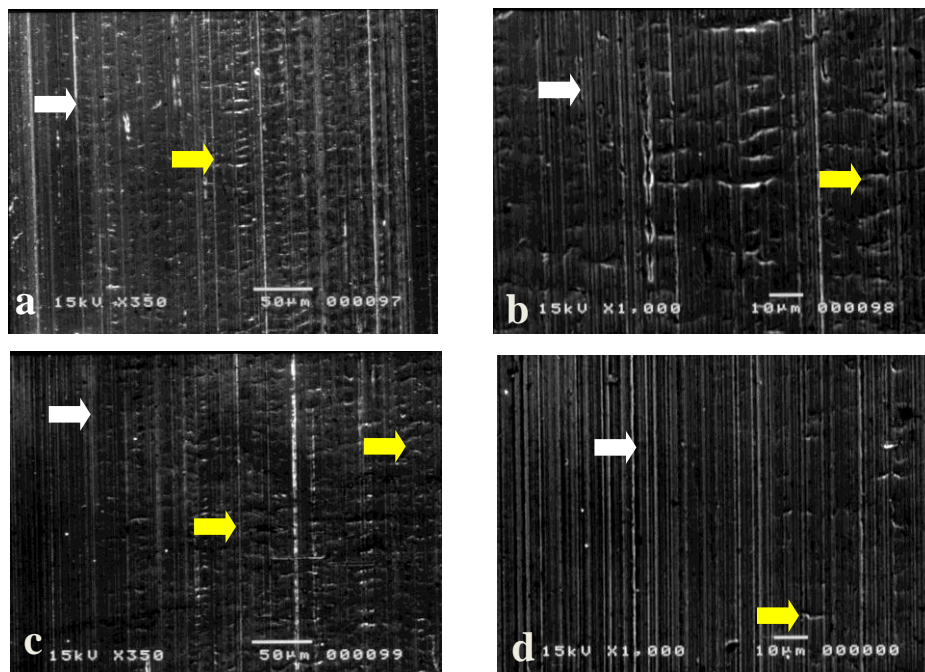


Figura 5.37 - Imagens obtidas por MEV do fio Shiny Bright deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C mostrando riscos longitudinais na face do fio e nas quinas (setas brancas), áreas de escoamento (setas amarelas) (a) Quina do fio (X350); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).

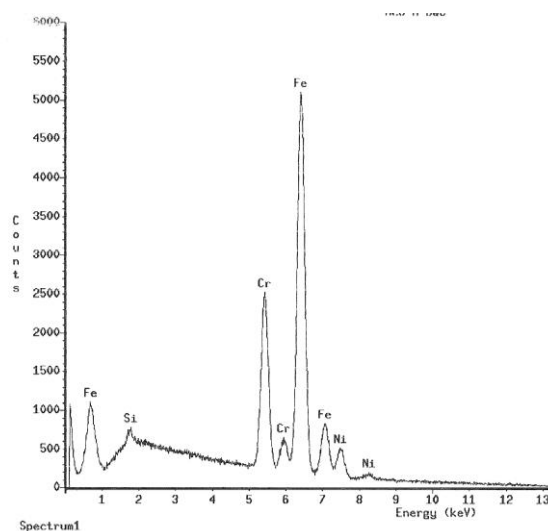


Figura 5.38 – Espectro de EDS do fio Shiny Bright deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C.

Rounded Rectangular Wire deslizado em braquetes In-Ovation R:

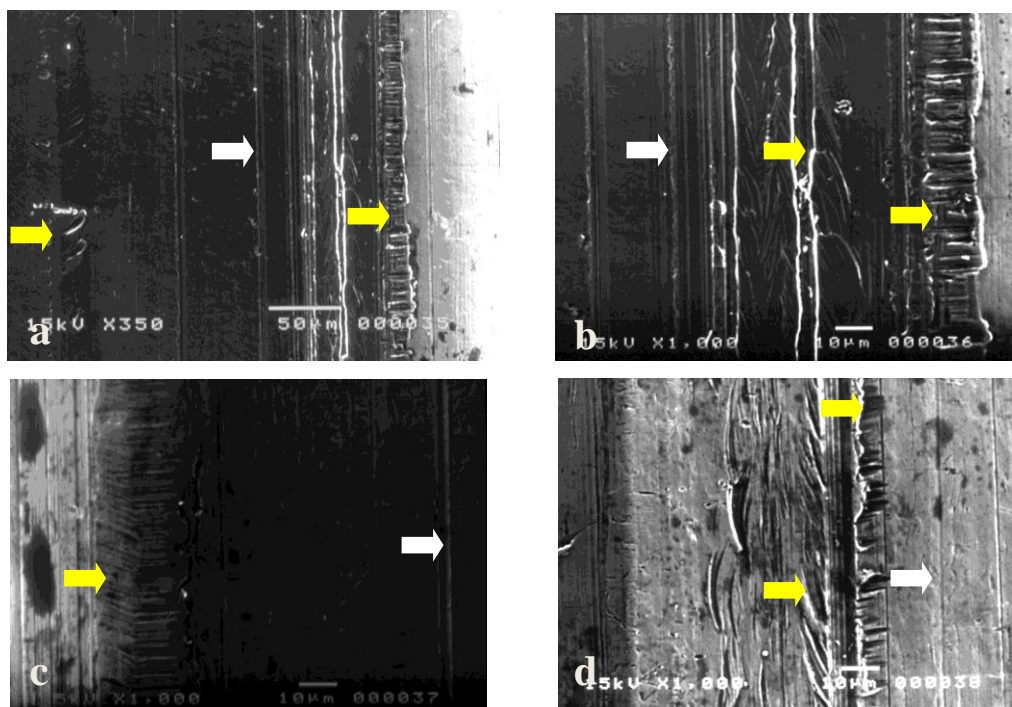


Figura 5.39 - Imagens obtidas por MEV do fio Rounded Rectangular Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R mostrando riscos longitudinais (setas brancas) e escoamento de material na face do fio e nas quinas (setas amarelas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).

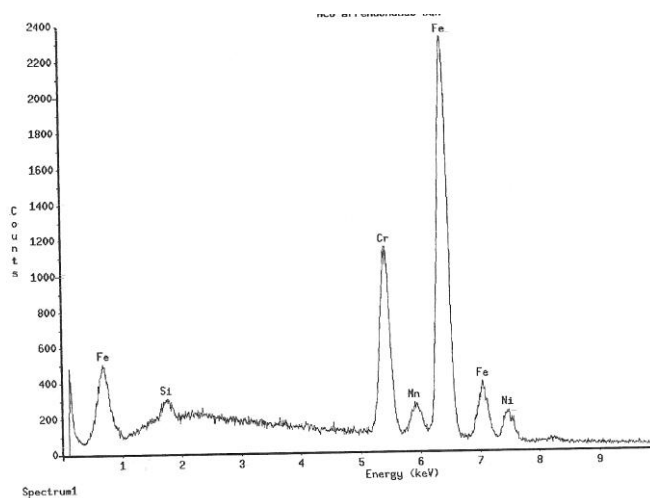


Figura 5.40 - Espectro de EDS do fio Rounded Rectangular Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R.

Rounded Rectangular Wire deslizado em braquetes In-Ovation C:

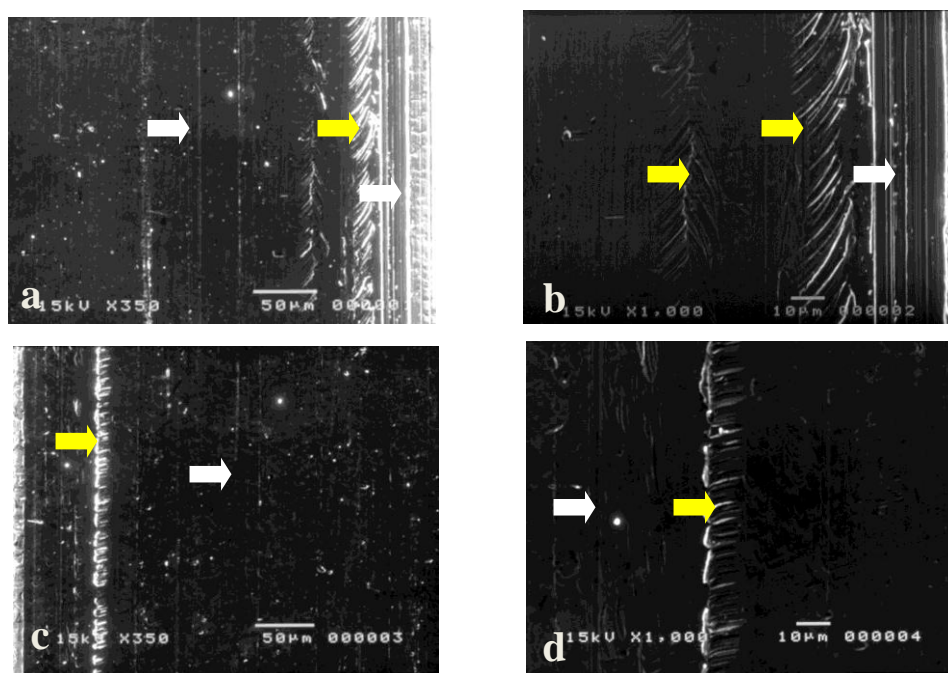


Figura 5.41 - Imagens obtidas por MEV do fio Rounded Rectangular Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C mostrando riscos longitudinais (setas brancas) e escoamento de material na face do fio e nas quinas (setas amarelas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).

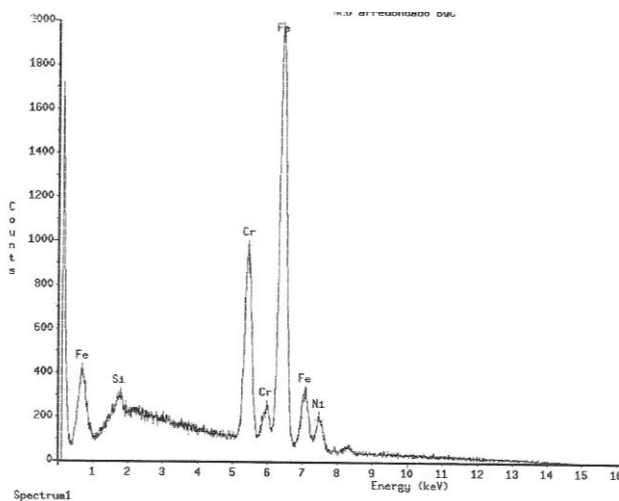


Figura 5.42 – Espectro de EDS do fio Rounded Rectangular Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C.

Nickel Titanium Memory Wire deslizado em braquetes In-Ovation R:

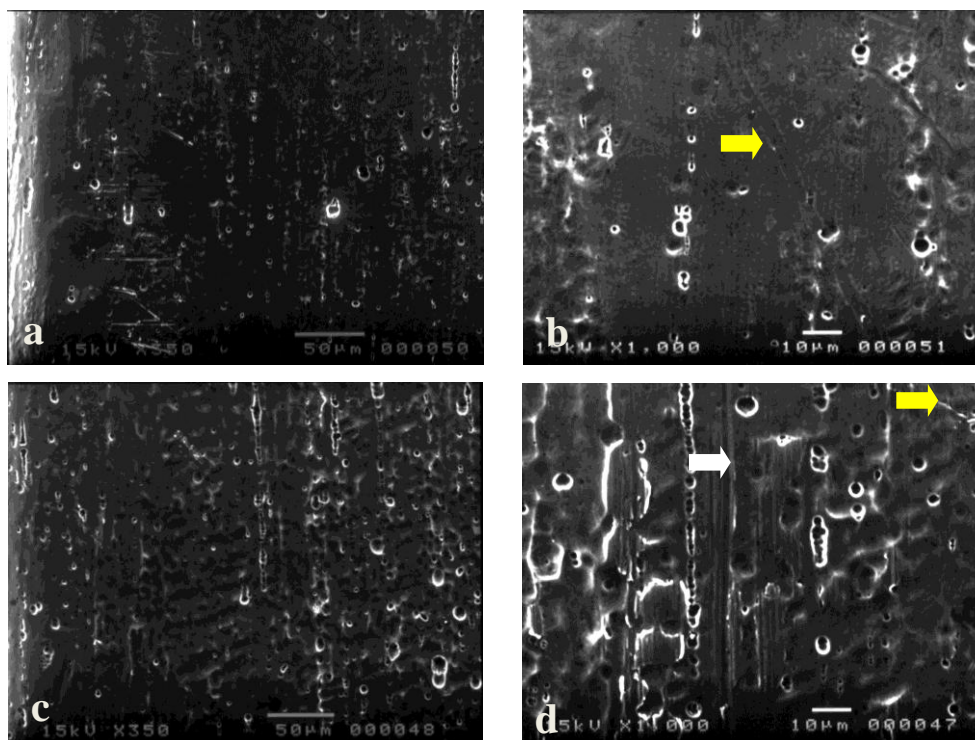


Figura 5.43 - Imagens obtidas por MEV do fio Nickel Titanium Memory Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R mostrando poucos riscos longitudinais (setas brancas) nas quinas e diagonais na face do fio e nas quinas (setas amarelas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).

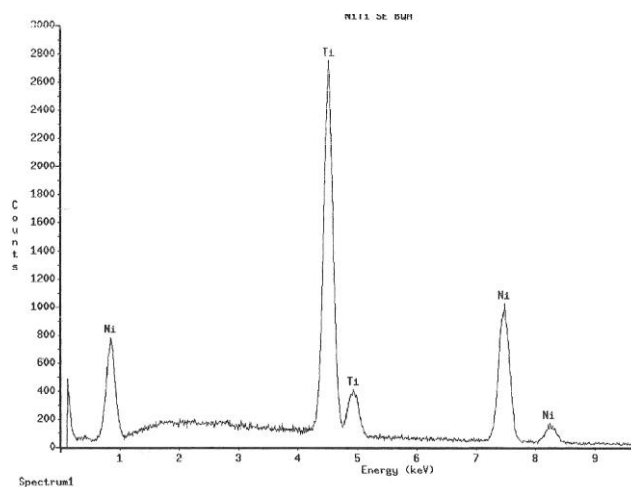


Figura 5.44 – Espectro de EDS do fio Nickel Titanium Memory Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R.

Nickel Titanium Memory Wire deslizado em braquetes In-Ovation C:

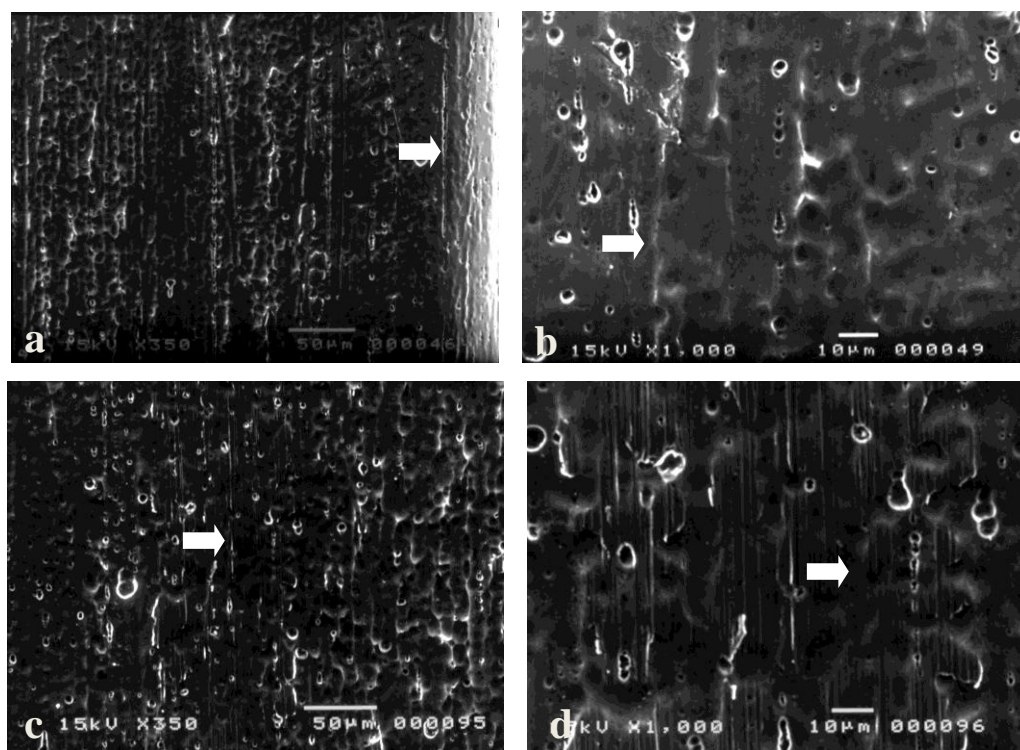


Figura 5.45 - Imagens obtidas por MEV do fio Nickel Titanium Memory Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C mostrando riscos longitudinais na face e quinas do fio (setas brancas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).

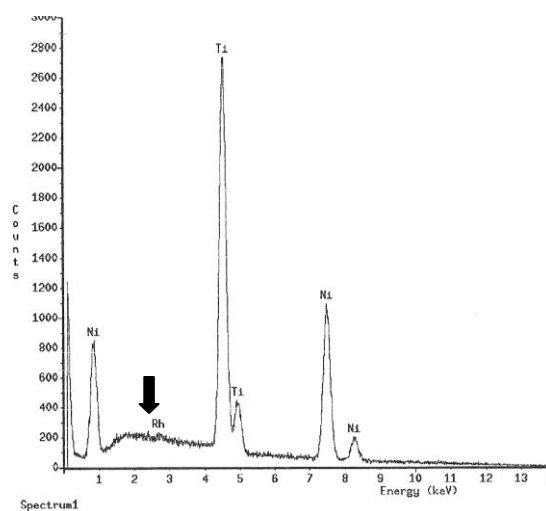


Figura 5.46 - Espectro de EDS do fio Nickel Titanium Memory Wire deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C. A seta indica a presença de ródio.

Therma-Ti deslizado em braquetes In-Ovation R:

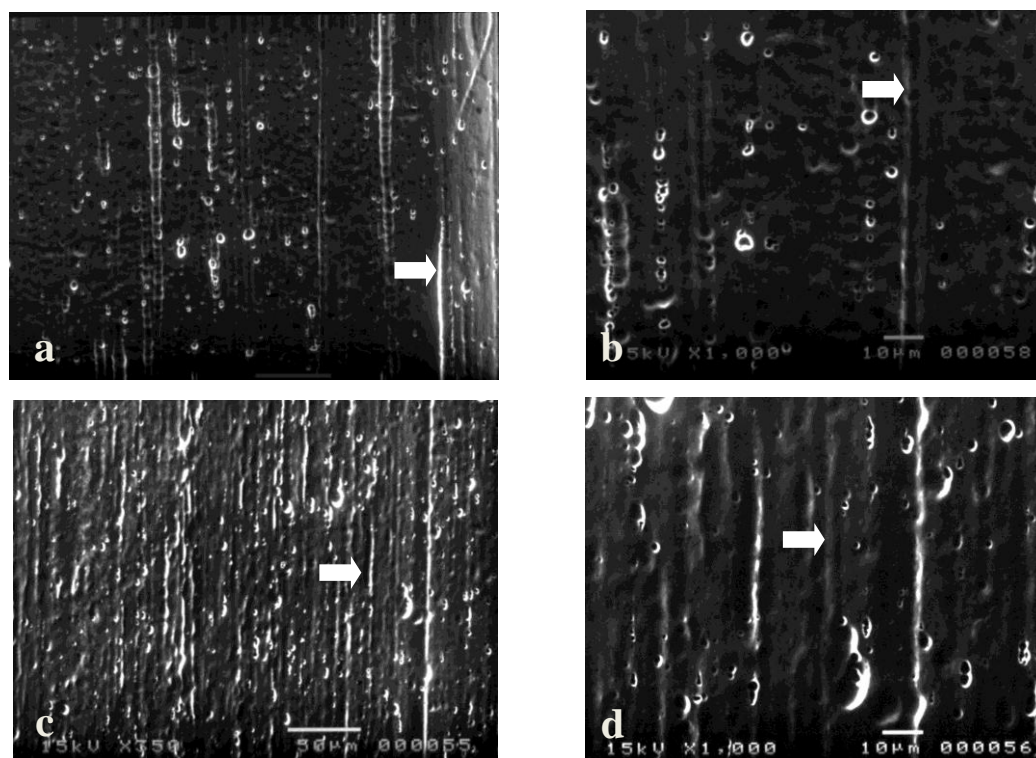


Figura 5.47 - Imagens obtidas por MEV do fio Therma-Ti deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R mostrando riscos longitudinais na face do fio e nas quinas (setas brancas). (a) Quina do fio (350 x); (b) Quina do fio (1.000 x); (c) Face retangular do fio (350 x); (d) (1.000 x).

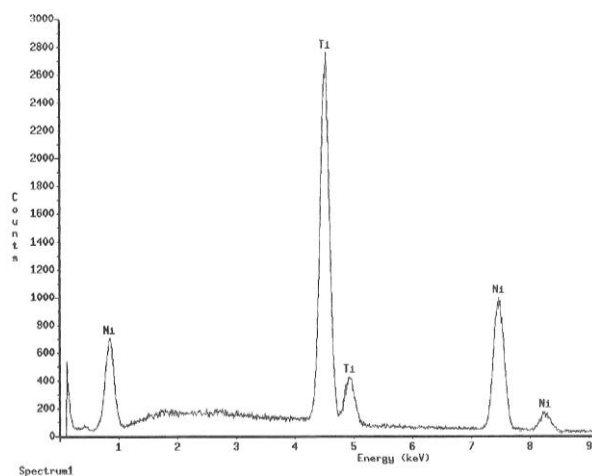


Figura 5.48 - Espectro de EDS do fio Therma-Ti deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation R.

Therma-Ti deslizado em braquetes In-Ovation C:

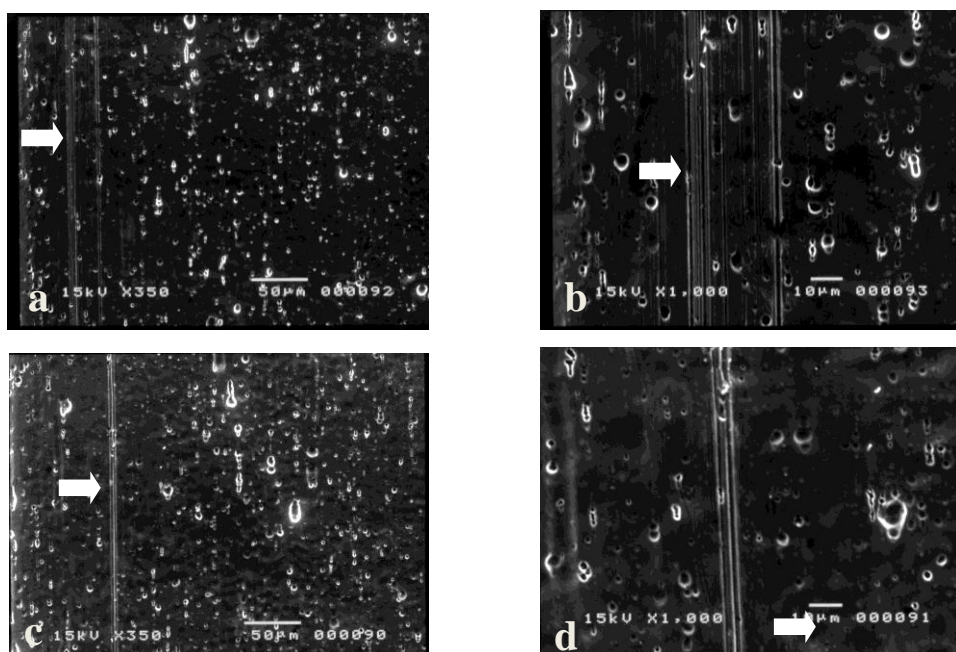


Figura 5.49 - Imagens obtidas por MEV do fio Therma-Ti deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C mostrando poucos riscos longitudinais na face do fio e próximos às quinas (setas brancas). (a) Quina do fio (X350); (b) Quina do fio (X1.000); (c) Face retangular do fio (X350); (d) (X1.000).

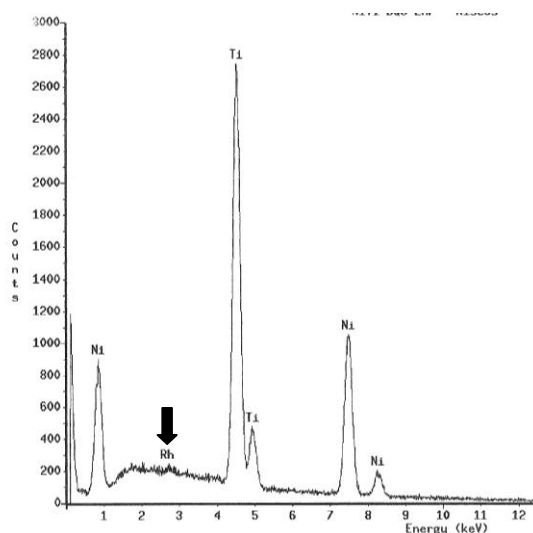


Figura 5.50 - Espectro de EDS do fio Therma-Ti deslizado pelos braquetes auto-ligados In-Ovation C. A seta indica a presença de ródio.

Todos os fios avaliados por MEV mostraram-se mais arranhados longitudinalmente em relação à análise inicial (Fig. 5.35, 5.37, 5.39, 5.41, 5.43, 5.45, 5.47 e 5.49). Além disto as quinias dos fios de aço inoxidável, principalmente nos fios Rounded Retangular Wire, mostraram mais escoamento de material que o normal, indicando o contato dos fios com as canaletas dos braquetes (Fig. 5.35b, 5.37b, 5.39b, 5.41b). Notou-se também, nos fios de NiTi que deslizaram pelos braquetes cerâmicos a presença de ródio nas ranhuras, detectada por EDS (Fig.5.48 e 5.52). O ródio transferido para os fios de NiTi foi proveniente da tampa dos braquetes auto-ligados cerâmicos. Segundo Saunders e Kusy (1999) as ranhuras ocorrem por travamento do fio na canaleta ou tampa do braquete. Além disto, as ranhuras ocorrem com maior facilidade quando um material é mais duro que outro, gerando uma maior tensão na superfície no material menos duro, removendo o material do mesmo. Isto pode levar a um “travamento” ou “imobilização” de um material no outro, como o ródio, que é o recobrimento da tampa metálica do braquete In-Ovation C, em que deslizaram fios de NiTi. No presente trabalho não foi comprovada a remoção de material durante o deslizamento dos fios de aço inoxidável pelos braquetes auto-ligados metálicos, porém esta possibilidade não pode ser descartada, pois os dois materiais eram constituídos de elementos semelhantes, não sendo detectados por EDS.

Kapur et al. (1999) estudaram a superfície de fios após serem deslizados duas vezes por braquetes de aço inoxidável e de titânio. Os autores verificaram ranhuras e desgastes nos fios e braquetes por MEV e relataram que o aumento das forças de atrito estavam relacionadas com estas ocorrências. A afirmativa acima também pode ser válida no presente estudo, pois além das ranhuras, houve remoção de material das tampas dos braquetes auto-ligados cerâmicos ativos. Vários autores mencionaram que estas irregularidades nas superfícies dos fios não são relevantes quando existe espaço livre entre o fio e as paredes da canaleta do braquete (Drescher et al., 1989; Nishio et al., 2004), porém este não é o caso deste trabalho que analisou fios calibrosos e braquetes auto-ligados ativos. Geralmente, as forças de atrito são mais altas em superfícies muito ásperas pois há um maior contato dos braquetes com as irregularidades (Marques et al., 2010), sendo que o atrito também depende da geometria das irregularidades superficiais (Prososki et al., 1991).

Os fios Shiny Bright e principalmente o Rounded Rectangular Wire (Fig. 5.37 e 5.39) mostraram escoamento de material em sentido contrário ao movimento, o que poderia justificar valores de força média estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$) entre os dois fios, achados contrários aos esperados, pois o Rounded Rectangular Wire apresenta bordas arredondadas e menores dimensões, o que teoricamente facilitaria o deslizamento do mesmo.

CAPÍTULO 6: CONCLUSÕES

Os resultados obtidos da caracterização dos materiais permitiram concluir que:

- Os corpos dos braquetes auto-ligados In-Ovation R são constituídos provavelmente por aço austenítico AISI 316L e as tampas por uma liga composta principalmente por níquel, cromo e cobalto. Já os corpos dos braquetes In-Ovation C são compostos por óxido de alumínio e as tampas por alumínio com revestimento contendo ródio.
- Os fios de aço inoxidável são constituídos provavelmente por aços austeníticos AISI 302 ou 304 e os de NiTi, por Ni e Ti em proporção aproximadamente equiatômica.
- Todos os fios de NiTi apresentaram à temperatura ambiente a fase austenítica como fase principal e temperaturas A_f compatíveis com o comportamento superelástico, considerando as temperaturas intrabucais mais frequentes.
- Todos os fios como recebidos do fabricante apresentaram superfícies rugosas, riscadas e com acabamentos superficiais distintos.
- Os braquetes In-Ovation C apresentaram maiores valores médios de microdureza em relação aos In-Ovation R. Os valores médios de microdureza dos fios de aço inoxidável foram semelhantes entre si e maiores em relação aos fios ortodônticos de NiTi. Os valores médios de microdureza dos fios NiTi também foram semelhantes entre si e compatíveis com estrutura austenítica à temperatura ambiente.
- Todos os braquetes e fios apresentaram redução em suas dimensões, se comparadas com as fornecidas pelo fabricante.

Os ensaios de atrito permitiram concluir que:

- As forças médias obtidas para os fios ortodônticos deslizados por braquetes In-Ovation C, mostraram-se maiores que para os braquetes In-Ovation R, sugerindo que uma força de maior magnitude seja utilizada para o mesmo movimento em braquetes In-Ovation C.

- Os valores de forças médias para os fios de aço inoxidável deslizados em braquetes In-Ovation R e In-Ovation C não mostraram diferenças entre si, indicando que não haveria vantagens na utilização de fios retangulares com bordas arredondadas.

- Os fios de NiTi mostraram maiores forças médias quando comparados aos fios de aço em braquetes In-Ovation R e In-Ovation C. Este resultado indica que fechamentos de espaços entre os dentes seriam favorecidos pelo uso do fio de aço.

- Não houve diferenças entre as forças médias dos dois fios de NiTi, quando deslizados em braquetes In-Ovation C. Porém as forças médias para Nickel Titanium Memory Wire foram maiores que para o Therma-Ti, quando deslizados em braquetes In-Ovation R.

- Após os ensaios de tração todos os fios mostraram-se mais arranhados longitudinalmente. As quinas dos fios de aço inoxidável mostraram mais escoamento de material em relação à análise inicial. Os fios de NiTi deslizados pelos braquetes In-Ovation C mostraram ródio nas ranhuras adquiridas, sugerindo que os fios se deterioram com o tempo de uso.

- Os ensaios não reproduzem as condições que ocorrem durante o tratamento ortodôntico, mas servem para avaliar tendências para que respostas melhores sejam alcançadas na prática clínica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. AIRODI, G.; RIVA, G. Innovative Materials: the NiTi alloys in orthodontics. *Bio-medical Materials and Engeneering*, v.6, n.4, p.299-305, 1996.
2. ALLAFI, J.K.; DLOUHY, A.; EGGELER, G. Ni₄Ti₃-precipitation during aging of NiTi shape memory alloys and its influence phase transformations. *Acta Materialia*, v.50, p.4255-4274, 2002.
3. ANDREASEN, G. F. Treatment advantages using nitinol wire instead of 18-8 stainless wire with the edgewise bracket. *Quintessence Int*, n.12, p.43-51, 1980.
4. ANDREASEN, G. F. WASS, K., CHAN, K. C. A review of super-elastic and thermodynamic nitinol wire. *Quintessence Int.*, v.9, p.623-626, 1985.
5. ANDREASEN, G.F.; BRADY, P.R. A use hypothesis for 55 nitinol wire for orthodontics. *Angle Orthodont*, v.42, n.2, p.172-177, 1972.
6. ANDREASEN, G.F.; HILLEMANN, T.B. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc*, n 85, p.1373-1375, 1971.
7. ANDREASEN, G.F.; MORROW, R.E. Laboratory an clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthodont*, v.73, n.2, p.142-151, 1978.
8. ANGOLKAR, P.V.; KAPILA, S.; DUNCANSON, M.G. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.* v.98, p.499-506, 1990.

9. ANUSAVICE, K. J. *Phillips - Materiais Dentários*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412p.
10. ARTICOLO, L. C. et al. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. *Eur. J. Orthod.*, v. 22, n. 4, p. 409-424, 2000.
11. ASSAD-LOSS, T. F.; CAVALCANTE, L. M.; NEVES, R. M. L.; MUCHA, J. N. Avaliação dimensional de *slots* de braquetes metálicos. *RFO*, v.15, n.1, p. 45-51, 2010.
12. ASSAD-LOSS, TF, NEVES, R.M.L., MUCHA, J.N. Composição química e aspecto superficial do *slot* de braquetes metálicos. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial*; v.13, n.3, p 85-96, 2008.
13. BAHIA, M. G.A. *Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos de NiTi Profile*: Escola de Engenharia da UFMG, 2004. (Tese, Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas. Área de concentração: Ciência e Engenharia de Materiais).
14. BARWART, O. The effect of temperature change on the load value of japanese NiTi coil springs in the superelástico range. *Am J Orthod Dent Orthop.*, v.110, n.5, p.553-558, 1996.
15. BASS, J.K.; FINE, H.; CISNEROS, J. Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, v. 103, p.280-285, 1993.
16. BASUDAN AM, AL-EMRAN SE. The effects of in-office reconditioning on the morphology of *slots* and bases of stainless steel brackets and on the shear/peel bond strength. *Br.J. Orthod.* v.28, n.3, p.231-236, 2001.

17. BERGER, J.L. The SPEED appliance: a 14 year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop.*, v.105, p.217-223, 1994.
18. BISHARA, S. E.; FEHR, D.F. Braquetes cerâmicos: algo antigo, algo novo, uma revisão. In: SADOWKSY, L.P. *Atualidades em Ortodontia*. São Paulo: Editorial Premier. 2002, p.189-197.
19. BISHARA, S. E.; TRUELOVE, T. S. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study. Parts I and II. *Am. J. Ortho Dentofacial Orthop.*, v.98, p.145-153, 263-273, 1990.
20. BLAU, P. J. *Friction and wear transitions of materials*. Park ridge, IL: Noyes. 1989, p.285-287.
21. BRANTLEY, W. A.; ELIADES, T. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. NewYork: T.Thieme, 2001, 310p.
22. BUEHLER, W.J., GILFRICH, J.V., RILEY, R.C. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition of TiNi. *J.Appl. Phys.*, v.34, p.1475-1477, 1963.
23. BURROW, S.J. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *Am. J. Orthod.Dentofacial Orthop.* v.135, p.442-447, 2009.
24. BURSTONE, C. J.; QIN, B.; MORTON, J.Y. Chinese NiTi wire: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*, n.87, p.445-452, 1985.
25. BURSTONE, C.J. Controls on orthodontic force. *J Clin Orthod*, v.25, p.266-278,

- 1981.
26. CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M. F.; RICCIARDI, A.; SCRIBANTE, A.; KLERSY, C.; AURICCHIO, F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am.J. Orthod.Dentofacial Orthop.*, v.124, p.395-402, 2003.
 27. CALLISTER, W.D. *Materials Science and Engineering: An Introduction*. New York: Wiley & Sons, 1994, p.128-132.
 28. CASTELETTI, L.C.; PIRES, F.A.F.; LOMBARDI-NETO, A.; PICON, C.A.; TREMILIOSI-FILHO, G.. Caracterização de camadas nitrocementadas por plasma produzidas no aço inoxidável austenítico AISI 316L. *REM: R. Esc. Minas*, v.63, n.1, p.143-146, 2010.
 29. CHIAVERINI, V. *Aços e Ferros Fundidos*, 6a ed., São Paulo, ed. ABM, 1977, 294-319.
 30. DAMON, D.H. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating brackets. *Clin.Orthod.Res.*, v.1, n.1, p.52-61, 1998.
 31. DELAY, L.; KRISHNAN, R.V.; TAS, H.; WARLIMONT, H. Thermoelasticity, pseudoelasticity and memory effects associated with martensitic transformations. Part I – Structural and microestrutural changes associated with the transformations. *Journal of Materials Science*. v.9, p.1521-1535, 1974.
 32. DIAS, J. C. N.; OLIVEIRA, R. C. B.; CORREIA, A.N.; ABREU, H. F. G.; SOBRAL, A. V. C. Estudo da ocorrência da corrosão em aços inoxidáveis AISI 316L E 444 utilizados na indústria petroquímica. 6° COTEQ Conferência sobre Tecnologia de Equipamentos 22° CONBRASCORR, 2002.

33. DOSHIA, U. H.; BHAD-PATIL, W. A. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.139, p.74-79, 2011.
34. DRESCHER, D.; BOURAUUEL C.; SCHUMACHER H.A. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentof. Orthop.*, v.96, p.397-404, 1989.
35. DUNLAP, C.L.; VINCENT, K.; BARKER, B.F. Allergic reaction to orthodontic wire. Report of case. *J.Am. Dent. Assoc*, v.118, p.449-450, 1989.
36. EHSANI, S.; MANDICH, M. A; EL-BIALY, T.H.; FLORES-MIR, C. Frictional Resistance in Self-Ligating Orthodontic Brackets and Conventionally Ligated Brackets. *The Angle Orthodontist*. v. 79, n. 3, p. 592–601, 2009.
37. ELIADES, T.; ELIADES, G.; BRANTLEY, W.A. Orthodontic Brackets. In: BRANTLEY, W. A.; ELIADES, T. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. NewYork: T.Thieme, 2001, cap.7, p. 143-171.
38. ELIADES, T.; TRAPALIS, C.; ELIADES, G.; KATSAVRIAS, E. Salivary metal levels of orthodontic patients: a novel methodological and analytical approach. *Eu. J. Orthod*. v.25, n.1, p.103-106, 2003.
39. ESHBACH, O.W. *Souders M. Handbook of Engineering Fundamentals*. 3ed. New York: Wiley & Sons, 1975, p.515-523.
40. ESMAILI, S. *Ligation properties of a self-ligating composite bracket: An in vitro study*. 2004. 46f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Göteborg University. Göteborg, 2004.

41. ESTRELA, C. *Metodologia científica: ensino e pesquisa em odontologia*. São Paulo: Artes Médicas, 2001.
42. FERNANDES, D.J.; ALMEIDA, R.C.C; QUINTÃO, C.C.A; RUAS, C.N.; MIGUEL, J.A.M. A estética no sistema de braquetes auto-ligáveis. *R.Dental Press Ortodon Ortop Facial*, v.13, n.3, p.97-103, 2008.
43. FERREIRA, F.A.C.V. Biomecânica do movimento dental. In: Ferreira, F.V. *Ortodontia: Diagnóstico e Planejamento Clínico*. 4ª Edição. São Paulo: Editora Artes Médicas, 2001, cap. 18, p.363-398.
44. FILLEUL, M.P. Du bon usage des fils orthodontiques. *Orthont Franç.*, v.64, 1993.
45. FISCHER-BRANDIES, H.; ES-SOUNI, M.; KOCK, N.; RAETZKE; BOCK, O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" X 0.022" NiTi archwires. *Journal of Orofacial Orthopedics.*, n.2, 2003.
46. FUKUDA, T.; SABURI, T.; DOI, K.; NENNO, S. *Mater Trans JIM*, v.33, 1992.
47. GANDINI, P. et al. In vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod.*, v.78, n.5, p.917-921, 2008.
48. GARCIA, A.; SPIM, J.A.; SANTOS, C.A. Ensaio dos Materiais. In: GARCIA, A.; SPIM, J.A.; SANTOS, C.A. *Ensaio dos Materiais*. Rio de Janeiro: LTC Editora. 2000, p.65-89.

49. GIOKA, C.; ELIADES, T. Superelasticity of nickel-titanium orthodontic archwires: metallurgical structure and clinical importance. *Hellenic ortod. Review* ., v.5, p. 111-127, 2002.
50. GOUVÊA, C. A., ITMAN, A., CRUVINEL, L. B., MACEDO, D. T. E CASTELETTI, L. C. Caracterização mecânica de fios ortodônticos de Nitinol. Anais de Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciências dos Materiais, Foz do Iguaçu - PR: 17°CBECIMAT, 2006, p. 4355-4363.
51. GRABER ; VANARSDALL. *Ortodontia: princípios e técnicas atuais*.2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.
52. GRIFFITHS, H.S.; SHERRIFF, M; IRELAND, A.J. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. v. 127, p.670–675, 2005.
53. GRILLO, V.R..*Avaliação da força de atrito gerada em braquetes cerâmicos com e sem canaletas metálicas*: Centro de Pós-Graduação/CPO São Leopoldo Mandic, 2009. (Dissertação, Mestrado em Odontologia. Área de concentração: Ortodontia).
54. GURGEL, J.A.; RAMOS, A.L.; KERR, S.D. Fios ortodônticos. *R.Dental Press Orthodon. Ortop. Facial*, v.6, n.4, p.103-114, 2001.
55. HAMILTON, R.; GOONEWARDENE, M. S.; MURRAY, K. Comparison of active self-ligating brackets and conventional pre-adjusted brackets. *Aust. Orthod. J.*, v.24, n.2, p.102-109, 2008.
56. HARRIS, E.F.; NEWMAN, S.M.; NICHOLSON, J.A. Nitinol arch wire in a simulated oral environment: changes in mechanical properties. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.93, p. 508-513, 1988.

57. HO, K.S.; WEST, V.C. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. *Aust. Orthod. J.*, v.12, n.2, p.95-99, 1991.
58. HODGSON, D.E., WU, M.H., BIERMANN, R.J. *Shape memory alloy*. ASM Handbook, v.2, p.887-902, 1992.
59. HUANG, T. H. Variation in surface topography of different NiTi orthodontic archwires in various commercial fluoride-containing environments. *Dental Materials.*, v.23, n.1, p.24-33, 2007.
60. IJIMA, M.; OHNO, H.; KAWASHIMA, I.; ENDO, K.; BRANTLEY, W. A.; MIZOGUCHI, I. Micro X - ray diffraction study of superelastic nickel-titanium orthodontic wires at different temperatures and stresses. *Biomaterials.*, v.23, p.1769-1774, 2002.
61. JONES, S.P.; TAN, C.C.H.; DAVIES, E.H. The effects of reconditioning on the slot dimensions and static frictional resistance of stainless steel brackets. *Eur J Orthod.*, v.24, p.183-190, 2002.
62. KAPILA, S.; ANGOLKAR, P.V.; DUNCANSON, M.G.; NANDA, R.S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.98, p.117-126, 1990.
63. KAPUR, R., SINHA, P., NANDA, R. Frictional resistance in orthodontic brackets with repeated use. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. v.116, n.4, p.400-404, 1999.
64. KAWASHIMA, I.; OHNO, H.; SACHDEVA, R. Relationship between Af temperature and load changes in Ni-Ti orthodontic wire under different thermomechanical conditions. *Dental Materials Journal*, v.18, n.4, p. 403-412, 1999.

65. KUHN, G.; TAVERNIER, B.; JORDAN, L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, v.27, n.8, p.516-520, 2001.
66. KURITA, T.; MATSUMOTO, H.; ABE, H. Transformation behaviour in rolled NiTi. *Journal of Alloys and Compounds*, v.381, p. 158-161, 2004.
67. KUSY, R. P. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod.*, v.72, n.6, p.501-12, Dec. 2002.
68. KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dent Mater*, v. 5, n. 4, p. 235-240, 1989.
69. KUSY, R.P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod.*, v.67, n. 3, p.197-208, 1997.
70. KUSY, R.P. Nitinol alloys: so, who's on first? Letter to the editor. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.100, p.25A-26-A, 1991.
71. KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J.Biomech.*, v.23, p.913-925, 1990.
72. KUSY, R.P., WHITLEY, J.Q. Resistance to sliding of orthodontic appliances in the dry and wet states influence of archwire alloy, interbracket distance and bracket engagement. *J.Biomech. Mat. Research*, v.52, n.4, p.797-811, 2000.
73. KUSY, R.P; SAUNDERS, C.R.; WHITLEY, J.Q. Mejoramiento de la mecánica de los arcos mediante química de superficie. In: NANDA, R. *Biomecánica en ortodoncia clínica*. São Paulo: Panamericana: 1998. p.45-57.

74. KUSY, R.P; SCHAFER, D.L.. Effect of salivary viscosity on frictional coefficients of orthodontic archwire/bracket couples. *J. Mater Sci: Mater in Med*, v.6, p.390-395, 1995.
75. KUSY, R.P; WHITLEY, J.Q. 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, p.300-312, 1990.
76. LIMA, C. C. ; TREVISAN, R. *Aspersão térmica – fundamentos e aplicações*. São Paulo: Artliber Editora, 1ed. 2001.148p.
77. LIMA, V.N.C.; COIMBRA, M.E.R.; DERECH, C.D.; RUELLAS, A.C.O. A força de atrito em braquetes plásticos e de aço inoxidável com a utilização de quatro diferentes tipos de amarração. *Dental Press J. Orthod.*, v.15, n.2, 2010.
78. MACHADO, L.G.; SAVI, M.A. Aplicações odontológicas das ligas com memória de forma. *RBO*, v.59, n.5, p.302-306, 2002.
79. MALTAGLIATI, L.A. Braquetes autoligados ativos x passivos. *Rev. Clin. Ortodon. Dental Press.*, v.9, n.2, p.6-11, 2010.
80. MARQUES, I. S.V.; ARAUJO, A. M.; GURGEL, J. A. B; NORMANDO, D. Debris, roughness and friction of SS archwires. *Angle Orthodontist*, v.80, n.3, 2010.
81. MARQUES, I.S.V.; ARAÚJO, A.M.; GURGEL, J.A., NORMANDO, D. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthodontist*, v. 80, n. 3, 2010.
82. MARTINS, J.C.R.; SELAIMEN, C.R.P. As novas ligas metálicas e o tratamento ortodôntico contemporâneo. *Clinical Impressions*, n.1, p.1-4, 1998.

83. MATARESE, G. et al. Evaluation of frictional forces during dental 3 nonleveled brackets. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, v.133, n. 5, p.708-715, 2008.
84. MATASA, C.G. Biomateriais em Ortodontia. In: GRABER, T.M.; VANARSDALL, R. L. *Ortodontia: princípios e técnicas atuais*. 3ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002, p.269-295.
85. McLAUGHIN, R.; BENNETT, J.C. Arch form considerations for stability and aesthetics. *Rev.Esp. Ortod.*, v.29, n.46-63, 1999.
86. McNEESE, M. D; LAGOUDAS, D. C; POLLOCK; C. Processing of NiTi from elemental powders by hot isostatic pressing. *Mater. Sci. Eng. A*. p.280-334, 2000.
87. MELTON, K.N.; MERCIER, O. Fatigue of NiTi thermoelastic martensites. *Acta Metallurgica*, v.27, p.137-144, 1979.
88. MILLER, A. D.; LAGOUDAS, D.C. Influence of cold work and heat treatment on the shape memory effect and plastic strain development of NiTi. *Materials Science and Engineering A*, v. 308, n. 1-2, p. 161-175, 2001.
89. MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y., HAMANAKA, H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* v.90, n.1, 1986.
90. MIYASAKI, S.; OTSUKA, K.; SUZUKI, Y. Transformation pseudoelasticity and behaviour in a Ti-50.6at%Ni alloy. *Scripta Metallurgica*, v.15, p.287-292, 1981.
91. MIYAZAKI, S. *Engineering aspects of shape memory alloys*, Ed. Duering et al. Butterworth-Heinemann Ltd., 1990.

92. MOORE, R.J.; WATTS, J.T.F.; HOOD, J.A.A.; BURRITT, D.J. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur. J. Orthod.* v.21, n.3, p. 249, 1999.
93. MOTHÉ, C.G.; AZEVEDO, A.D. *Análise Térmica de Materiais*. 1ed. São Paulo: Editora, p.300, 2002.
94. NIKOLAI, R.J. *Bioengineering analysis of orthodontic mechanics*. Philadelphia: Lea & Febiger, p.5, 1985.
95. NISHIO, C.; MOTTA, A.F.; ELIAS, C.N.; MUCHA, J.N. In vitro evaluation of friction forces between archwires and ceramic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, v.125, p.56-64, 2004.
96. OLIVEIRA, E. J. *Biomecânica básica para ortodontistas*. Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da UFMG, 198 p, 2005.
97. OTSUKA, K., REN, X. Recent developments on research of shape memory alloys. *Intermetallics*, v.7, p.511-528, 1999.
98. OTSUKA, K., WAYMANN, C.M. *Shape memory materials*. Cambridge: Cambridge University Press, 1998. 284 p.
99. PACHECO, M. R.; OLIVEIRA, D. D.; NETO, P.S.; JANSEN, W.C. Avaliação do atrito em braquetes autoligáveis submetidos à mecânica de deslizamento: um estudo in vitro. *Dental Press J Orthod.* v.16, n.1, p.107-115, 2011.
100. PANDIS, N; BOURAUUEL, C; ELIADES, T. Changes in the stiffness of the ligating mechanism in retrieved active self-ligating brackets. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, v.132, n.6, p.834-837, 2007.

101. PICCHIONI, M. S. *Análise comparativa dos níveis de atrito em braquetes convencionais e auto-ligados*: Universidade Metodista de São Paulo, 2007. (Dissertação, Mestrado em Odontologia. Área de concentração: Ortodontia).
102. PLATT, J. A. et al. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 112, n.1, p.69-79, 1997.
103. PRATTEN, D.H.; POPLI, K.; GERMANE, N. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* v.98, p.398-403, 1990.
104. PROSOSKI RR, BAGBY MD, ERICKSON LC. Friction and roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, v.100, p.341-348, 1991.
105. PULIDO, L.E; POWERS, J.M. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracket systems in vitro. *Am. J. Orthod.*, v.83, p.184-183, 1983.
106. RAMAIAH, V. K.; SAIKRISHNA, C.N.; BHAUMIK, S.K. Processing of Ni-Ti Shape Memory Alloy Wires. *Proceedings of International Conference on Smart Materials Structures and Systems*, 28-30, p. SC 141-147, 2005.
107. RAZ, S.B.; SADRNEZHAAD, S.K. Effects of VIM frequency on chemical composition, homogeneity and microstructure of NiTi shape memory alloy. *Mater. Sci. Tech.*, v.20, p.593-598, 2004.
108. READ-WARD, G. E.; JONES, S. P.; DAVIES, E. H. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br. J. Orthod.*, v.24, n.4, p.309-317, 1997.

109. REDLICH, M.; MAYER, Y.; HARARI, D.; LEWINSTEIN, I. Invitro study of frictional forces during sliding mechanics of reduced friction brackets. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, v.124, p.69-73, 2003.
110. RESNICK, R; HALLIDAY, D. *Physics- Parts 1 and 2*: New York: Combined Edition, 1978, p.97-101.
111. McKELVEY, J.P.; GROTCHE, H. *Física- Parte 1*: São Paulo: Harbra, 1979, p.49-55.
112. SEARS, F.; ZEMANSKY, M.W.; YOUNG, H.D.D. *Física - Parte 1: Rio de Janeiro*: LTC, 1982, 251p.
113. RICK, C.F. *Estudo da Liga Base de Zn-Al-Cu-Mg Aplicada na Fabricação de Jóias Folhadas*: Faculdade de Engenharia da PUCRS, 2006. (Dissertação, Mestrado em Engenharia e Tecnologia de Materiais. Área de concentração: Ciência e Tecnologia de Materiais).
114. ROCK, W.P.; WILSON, H.J. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. *Br. J. Orthod.*, v.15, n.4, p.255-259, 1988.
115. SABURI T. Ti-Ni shape memory alloys. In: OTSUKA, K., WAYMANN, C.M. *Shape memory materials*. Cambridge: Cambridge University Press, 1998. p. 49-96.
116. SACHDEVA, R.C.L. Ortodontia com temperatura de transformação variável. Copper Ni-Ti torna isto uma realidade. *Clinical Impressions*, v. 1, n.1, 1997.
117. SAMPAIO, J. *Avaliação da Resistência Friccional em Bráquetes Autoligados*. Faculdade de Odontologia da UFMG, 2009. (Monografia, Especialização em Ortodontia).

118. SAUNDERS, C.R.; KUSY, R.P. Surface modification methodologies for polycrystalline alumina: Effects on morphology and frictional coefficients. *J. Mater. Sci: Mater in Med.* v.4, p.422-430, 1993.
119. SOUZA, S. A. Ensaio de tração. In: SOUZA, S. A. *Ensaio mecânicos de materiais metálicos*. 5ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1982. 286 p.
120. SOUZA, A.C.R.A.: Escola de Engenharia da UFMG, 2006. (Dissertação, Mestrado em Engenharia Metalúrgica e de Minas. Área de concentração: Ciência e Engenharia de Materiais).
121. SPALVINS, T.; KOVACS, W. L. Ed. *Ion Nitriding and Ion Carburizing*, ASM International, 1990.
122. STEINER, C. Power storage and delivery in orthodontic appliances. *Am J Orthod.*, v.37, p.859-80, 1953.
123. STOLZENBERG, J. The efficiency of the Russell attachment. *Am. J. Orthod. Oral Surg.*, v.32, n.10, p.572-582, 1946.
124. STROZ, D. TEM studies of the R-phase transformation in a NiTi shape memory alloy after thermo-mechanical treatment. *Materials Chemistry and Physics.* v. 81, p.460-462, 2003.
125. SWARTZ, M.L. Ceramic brackets. *J. Clin. Orthod.* v.22, p.82-88, 1988.
126. TAMIYA, T.; SHINDO, D.; MURAKAMI, K.; BANDO, Y.; OTSUKA, K. *Mater. Trans. JIM*, v.39,n. 714, 1998.

127. TECCO, S.; TETÉ, S.; FESTA, F. Friction between archwires of different sizes, cross-section and alloy and brackets ligated with low-friction or conventional ligatures. *The Angle Orthodontist*, v. 79, n. 1, p. 111–116, 2009.
128. THOMAS, S.; SHERIF, M.; BIRNIE, D.A. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self ligating brackets and two types of pre-adjusted Edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur. J. Orthod.*, v.20, p.589-596, 1998.
129. THOMPSON, S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, v.33, p.297-310, 2000.
130. THORSTENSON, G.A.; KUSSY, P. Effects of ligation type and method on the resistance to slinding of novel orthodontic brackets with second order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod.*, v.73, p.418-430, 2002.
131. VIAZIS, A.D.; CAVANAUGH, G.; BEVIS, R.R. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: An in vitro report. *Am. J. Dentofacial Orthop.*, v.98, p.214-221, 1990.
132. VIEIRA, D. F. *Metais e ligas metálicas*.2.ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1967. 202p.
133. VOUDOURIS, A J. C.; SCHISMENOSB C.; LACKOVICC K.; KUFTINECD, M. Self-Ligation Esthetic Brackets with Low Frictional Resistance. *Angle Orthodontist*, v. 80, n.1, 2010.
134. WADHWA, R.; KWON, H.K.; CLOSE, J.M. Frictional resistances of diffetent bracket-wire combinations. *Aus Orthod J.*, v.20, n.1, p.25-30, 2004.

135. WAYMAN, C.M.; DUERIG, T.W. An introduction to martensite and shape memory. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, eds. T.W. Duerig et al. , p.3-20, 1990.
136. WILKES, K.E.; LIAW, P.K. The fatigue behaviour of shape-memory alloys. *JOM*, v.52, n.10, p.45-51, 2000.
137. YONEYAMA, T.; DOI, H.; HAMANAKA, H.; YAMAMOTO, M.; KURODA, T. Bending properties and transformation temperatures of heated Ni-Ti alloy wire for orthodontic appliance. *J Biomed Mater Res*, n.27, p. 399-402, 1993.
138. ZHAO, H.; van HUMBEECK, J.; De SCHEERDER, I. Surface Conditioning of Nickel–titanium Alloy Stents for Improving Biocompatibility. *Surface Engineering*. v.17, n.6, p.451, 2001.