

**Mayury Kuramae**

**Avaliação *in vitro* da força de atrito entre  
braquetes e fios ortodônticos na distalização  
do canino superior pela Técnica de Força  
Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield**

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da  
Universidade Estadual de Campinas, para  
obtenção de Título de Doutor em  
Ortodontia.

**Piracicaba  
2006**

**Mayury Kuramae**

**Avaliação *in vitro* da força de atrito entre  
braquetes e fios ortodônticos na distalização  
do canino superior pela Técnica de Força  
Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield**

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da Universidade  
Estadual de Campinas, para obtenção de  
Título de Doutor em Ortodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Maria Beatriz  
Borges de Araújo Magnani

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli  
Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho  
Profa. Dra. Maria Beatriz Borges de Araújo  
Magnani  
Prof. Dr. Paulo César Tukan  
Prof. Dr. Paulo Roberto Aranha Nouer

**Piracicaba  
2006**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

K965a Kuramae, Mayury.  
Avaliação *in vitro* da força de atrito entre braquetes e fios ortodônticos na distalização do canino superior pela Técnica de Força Direcional Sequencial de Tweed-Merrifield. / Mayury Kuramae. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2006.

Orientador: Maria Beatriz Borges de Araújo Magnani  
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas,  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Aparelhos ortodônticos. 2. Fricção. 3. Aço inoxidável. 4. Fios ortodônticos. 5. Microscopia de força atômica. I. Magnani, Maria Beatriz Borges de Araújo. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)

Título em Inglês: Evaluation of frictional forces *in vitro* between brackets and orthodontic wires in upper cusp distalization according to the Tweed-Merrifield Sequential Directional Force Technique

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Orthodontic appliances. 2. Friction. 3. Stainless steel. 4. Orthodontic wires. 5. Microscopy, atomic force

Área de Concentração: Ortodontia

Titulação: Doutor em Ortodontia

Banca Examinadora: Dirceu Barnabé Raveli, Lourenço Correr Sobrinho, Maria Beatriz Borges de Araújo Magnani, Paulo César Tukan, Paulo Roberto Aranha Nouer

Data da Defesa: 21-06-2006

Programa de Pós-Graduação: Radiologia Odontológica



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 21 de Junho de 2006, considerou a candidata MAYURY KURAMAE aprovada.

*Maria Beatriz Borges de Araujo Magnani*

PROFa. DRa. MARIA BEATRIZ BORGES DE ARAUJO MAGNANI

*Dirceu Barnabé Raveli*

PROF. DR. DIRCEU BARNABÉ RAVELI

*Paulo César Tukasan*

PROF. DR. PAULO CÉSAR TUKASAN

*Paulo Roberto Aranha Nouer*

PROF. DR. PAULO ROBERTO ARANHA NOUER

*Laurenço Corrêr Sobrinho*

PROF. DR. LOURENÇO CORRER SOBRINHO

2006 24 749

# Dedicatória

---

**Aos meus pais Teruco Kuramae e**

**Tadamori Kuramae**

Por me ensinarem que a verdadeira conquista é aquela construída com méritos próprios, com honestidade e muita dedicação. A vocês dedico mais essa conquista e deixo registrada minha gratidão por todo apoio e amor ao longo da minha vida.

**Ao meu namorado Marcos Kooji Nakashima**

A sua companhia, o seu sorriso, as suas palavras de apoio e mesmo sua ausência foram para mim expressão de incentivo e amor. Saiba que no mérito das minhas conquistas, há muito da sua presença. Amo você por tudo que representa para mim, por me completar de uma forma tão singular como se fosse um pedaço de mim.

### **Aos meus familiares**

Meus irmãos Eiko, Toyoaki, Tiuji e Eizo agradeço ao apoio sempre presente na minha vida e aos meus sobrinhos Ayumi, Thomas, Kenzo, Ryu, Junji, Oliver e Lika por preencher minha vida de uma imensa alegria..

Agradeço  
especialmente

---

## **A Deus**

Por me iluminar em mais uma jornada, guiando os meus passos para que todos os obstáculos fossem superados.

“Acredita-te em Deus - e em ti mesmo acredita. Conseguirás realizar tudo com o que tens sonhado”.

## **Ao Prof. Dr. Darcy Flávio Nouer**

Meus sinceros agradecimentos por ter nos transmitido seus conhecimentos e experiência clínica adquiridos ao longo da sua vida dedicada ao ensino e qualidade na Ortodontia.

“Há homens que lutam um dia e são bons. Há outros que lutam um ano e são melhores. Há aqueles que lutam muitos anos e são muito bons. Porém, há os que lutam por toda vida, estes são indispensáveis.”

## **À minha orientadora**

**Profa. Dra. Maria Beatriz Borges de Araújo Magnani**

Meus agradecimentos por ter nos proporcionado sua dedicação e amizade ao longo desses anos.

"Há pessoas que passam por este mundo e delas pouco se fica conhecendo. Vivem suas vidas, mas não deixam rastros. Outros, queiram ou não, vão deixando suas marcas que as identificam, os traços que perpetuam o seu nome e as tornam inconfundíveis".

## **Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**

Minha mais sincera gratidão pela sua ativa e direta participação, que resultou não somente nesse trabalho, mas também na minha admiração pela sua competência e caráter.

"Nós somos aquilo que fazemos repetidamente. Excelência, então, não é um modo de agir, mas um hábito".

(Aristóteles)

# Agradecimentos

- À **Universidade Estadual de Campinas** na pessoa do digníssimo reitor Prof. Dr. José Tadeu Jorge.
- À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas**, nas pessoas do Diretor Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho e do Diretor Associado Prof. Dr. Mário Fernando de Góes.
- À **Coordenadoria do Curso de Pós-Graduação da FOP/UNICAMP**, representado pelo Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti.
- À **CAPES** pelo incentivo à pesquisa no Brasil e concessão de bolsa de estudo que contribuiu de forma significativa na concretização desse trabalho.
- À **Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica** Profa. Dra. Solange Maria de Almeida.
- À **Profa. Dra. Vânia Célia Vieira de Siqueira** pela seriedade que nos serviu de exemplo, além dos seus conhecimentos transmitidos.
- Ao **Prof. Dr. João Sarmiento Pereira Neto** por nos oferecer constantemente disponibilidade, apoio e conhecimento.
- Ao **Prof. Dr. Simonides Consani** pelas valiosas sugestões nesse trabalho.

- Ao **Prof. Dr. Paulo Roberto Aranha Nouer** coordenador do curso de pós-graduação em Ortodontia do Centro de Pesquisas Odontológicas-São Leopoldo Mandic pelo apoio constante em todos os momentos necessários, além de ter me dado oportunidade de poder ensinar e aprender, tendo como exemplo sua competência, seriedade e busca do conhecimento constante.
- Aos colegas do Curso de Doutorado **Adriana Simoni Lucato, Bruno Orellana, Edvaldo Luiz Ramalli, Eloísa Marcantoni Boeck, Émerson José Sallum, Fernando Antônio Gonçalves, Ivana Uglík Garbui, Silvia Amélia Scudeller Vedovello e Stenyo Wanderley Tavares** pela amizade, aprendizado mútuo, troca de experiências, apoio e agradável convívio.
- Aos colegas **Fábio Lourenço Romano, Nádia Lunardi, Ricardo Alves de Souza e Vanessa Salvadego de Queiroz** pelo companheirismo e amizade.
- À **área de Materiais Dentários** pela constante disponibilidade e possibilidade do uso de suas dependências.
- Ao Engenheiro **Marcos Blanco Cangiani** da área de Materiais Dentários pela sua valiosa contribuição e atenção prestada.
- Aos técnicos **Adriano**, área de Patologia e **Eleane**, área de Histologia pela orientação no uso do Microscópio Eletrônico de Varredura.
- À **Profa. Dra. Mônica Alonso Cotta** e engenheiro **João Hermes Clerici** do Instituto de Física do Departamento de Física Aplicada da UNICAMP, pela possibilidade da utilização do Microscópio de Força Atômica.
- Ao Engenheiro **Marcus Vinícius do Carmo de Castro** pela orientação estatística desse trabalho.

- À cirurgiã-dentista **Mayra Tamada** pela versão em inglês do resumo.
- Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil **Elizabeth e Tuka** pelo auxílio constante.
- Aos funcionários da Biblioteca, em especial **Marilene Girello e Heloísa Ceccotti**, sempre prestativas e competentes, pela orientação na formatação.
- À secretaria da Coordenaria de Pós-Graduação, em especial as secretárias **Erica Alessandra Pinho Sinhoreti e Raquel Marcondes César Sacchi**, pela atenção e paciência.
- A **todos** que, direta ou indiretamente, contribuíram para a concretização desse trabalho.

"Jamais considere seus  
estudos como uma  
obrigação, mas como uma  
oportunidade invejável  
(...) para aprender a  
conhecer a influência  
libertadora de beleza do  
reino do espírito, para

seu próprio prazer  
pessoal e para proveito  
da comunidade à qual seu  
trabalho pertencer”  
(Albert Einstein)

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b>	<b>01</b>
<b>RESUMO</b>	<b>03</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>05</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>07</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>11</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO</b>	<b>55</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b>	<b>57</b>
4.1 Material	57
4.2 Métodos	59
4.2.1 Preparo dos corpos-de-prova	59
4.2.2 Amarração dos braquetes dos caninos	61
4.2.3 Ensaio para determinação da força de atrito	62
4.2.4 Cálculo da força de atrito	64
4.2.5 Análise microscópica	65
4.2.5.1 Preparo dos braquetes e fios	65

4.2.5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura	68
4.2.5.3 Microscopia de Força Atômica	69
4.2.6 Determinação da rugosidade dos fios ortodônticos	70
4.2.7 Análise estatística	71

<b>5 RESULTADOS</b>	<b>73</b>
5.1 Força de atrito	73
5.1.1 Espessura dos fios ortodônticos	77
5.1.2 Técnica de amarração dos braquetes	81
5.1.3 Tamanho e marca comercial dos braquetes	83
5.1.4 Marcas comerciais dos fios ortodônticos	88
5.2 Rugosidade dos fios ortodônticos	97
5.3 Microscopia Eletrônica de Varredura	104
5.3.1 Braquetes	104
5.3.2 Fios Ortodônticos	110
5.4 Microscopia de Força Atômica	116
<b>6 DISCUSSÃO</b>	<b>137</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b>	<b>147</b>
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>149</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>155</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Co-Cr	-	Cobalto - Cromo
MEV	-	Microscopia Eletrônica de Varredura
MFA	-	Microscopia de Força Atômica
NiTi	-	Níquel - titânio
Ra	-	Rugosidade
$\beta$ -Ti	-	Beta - titânio

## RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar *in vitro* a força de atrito gerada na mecânica de distalização do canino superior pelo uso do gancho “J” na Técnica da Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield, de acordo com as variáveis: tipo e marcas dos braquetes; espessura e marcas dos fios; técnica de amarração e análise das superfícies dos fios e braquetes em microscopia eletrônica de varredura, microscopia de força atômica, além de rugosímetro. Foram utilizados 192 braquetes *Edgewise* de aço inoxidável de dois tipos e duas marcas comerciais e duas marcas de fios ortodônticos (Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brasil e GAC, Central Islip, Nova Iorque, EUA) de aço inoxidável em quatro espessuras, amarrados por ligadura metálica e elastomérica em meio seco e à temperatura ambiente. Foi utilizada uma placa de acrílico retangular simulando um segmento de aparelho fixo composto por quatro braquetes duplos. Cada fio a ser testado teve suas extremidades dobradas justas aos braquetes terminais para que não deslizesse na canaleta e foi amarrado aos braquetes com ligadura de aço inoxidável. A placa de acrílico juntamente com o segmento do fio montado foi fixada no mordente da base da máquina de ensaio universal Instron 4411 (Instron Ltd., High Wycombe, Bucks, Reino Unido) de maneira a ficar posicionada em 45° em relação ao solo, o que foi realizado com o auxílio do esquadro, simulando a angulação do aparelho extrabucal gancho “J” com o plano oclusal, durante a mecânica de distalização do canino superior. O braquete foi puxado a velocidade de 0,5mm/minuto através do segmento do fio por uma distância de 5mm. Os testes foram repetidos três vezes, trocando-se a combinação braquete/fio a ser testada para cada três grupos. Os valores médios foram obtidos e a força de atrito foi calculada. Após o recorte das canaletas dos braquetes e limpeza dos fios e braquetes, esses foram analisados em microscopia eletrônica de varredura e de força atômica. Além disso, sobre a superfície dos fios foi efetuada a leitura da rugosidade de superfície em micrometros. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey (5%). Concluiu-se que: os braquetes duplos proporcionaram maior atrito do que os braquetes simples; os braquetes e fios da

marca Morelli proporcionaram maior atrito do que os da GAC; quanto maior a espessura dos fios, maior foi o atrito; a técnica de amarração que gerou maior atrito foi com ligadura elástica quando comparada à ligadura de aço inoxidável; a rugosidade do fio diminuiu com o uso em alguns casos e os fios da marca GAC apresentaram qualitativamente lisura de superfície superior ao da marca Morelli.

## ABSTRACT

This study aimed to evaluate *in vitro* frictional forces that result from upper cusp distalization due to using the J-Hook, according to the Tweed-Merrifield Sequential Directional Force technique; variables were: bracket type and manufacturer, wire diameter and manufacturer, ligation method and microscopic surface analysis of brackets and wires. One hundred and ninety-two stainless steel Edgewise brackets, of two different types and manufacturers were used, ligated to orthodontic wires of four diameters and two manufacturers (Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brazil and GAC, Central Islip, New York, USA) by means of metallic and elastomeric ligatures, at extraoral environment and ambient temperature. A rectangular acrylic plate was manufactured, imitating a fixed appliance section of four double brackets. The ends of each wire were tightly bended to the terminal brackets, in order to eliminate sliding, and were fixed to the brackets by stainless steel ligatures. Each sample, comprising the acrylic plate, as well as the bracket and wire section, was fixed unto a Instron 4411 testing machine (Instron Ltd., High Wycombe, Bucks, United Kingdom), so that each of them was at a 45° inclination, relative to the horizontal plane, thus imitating the extraoral position of the J-hook, relative to the occlusal plane, during upper cusp distalization. The bracket was pulled for 5mm sliding at a speed of 0.5mm/minute. Tests were performed other three times, each for a different bracket/wire combination, over the three groups. The mean values were obtained and frictional forces were calculated. After cutting bracket slots and cleaning wires and brackets, these were analyzed by scanning electron and atomic force microscopy. Also, surface rugosity, in micrometers, was evaluated. Data underwent Variance analysis and Tukey test (5%). Final observations were: twin brackets provide greater frictional forces; brackets and wires manufactured by Morelli showed greater frictional forces than those by GAC; the larger the wire diameter, the greater the frictional forces; elastomeric ligatures resulted in greater friction than stainless steel ligatures; usage made the wires less roughness just in some cases, and GAC manufactured wires presented greater surface smoothness than those by Morelli.

## 1 INTRODUÇÃO

O atrito pode ser definido como a força que resiste ou se opõe ao movimento quando uma superfície desliza sobre a outra. O tratamento ortodôntico durante a retração de canino e fechamento de espaço pode envolver o deslizamento da canaleta do braquete num fio ortodôntico. Conseqüentemente, um certo grau de atrito é gerado entre esses dois componentes e a resposta biológica dos tecidos e movimentação dentária ocorrerá somente se as forças aplicadas forem adequadas e superarem o atrito na interface canaleta e fio. Inicialmente, o que se denomina de atrito estático deve ser superado para que ocorra a movimentação dentária e, então, quando o dente é movimentado, o atrito dinâmico ocorre e o arco se move no sentido da força aplicada.

As considerações teóricas e implicações clínicas da força de atrito durante a mecanoterapia ortodôntica têm sido avaliadas ao longo dos anos e demonstrou-se que essa força depende de uma complexidade de variáveis, tais como secção transversal do fio (Frank & Nikolai, 1980 e Ho & West, 1991), composição da liga do fio e do braquete (Stannard *et al.*, 1986; Kusy & Whitley, 1989; Angolkar *et al.*, 1990; Tselepis *et al.*, 1994; Kusy & Whitley, 2001; Kapur Wadhwa *et al.*, 2004; Cash *et al.*, 2004 e Clocheret *et al.*, 2004), rugosidade das superfícies (Kusy & Whitley, 1988; Kusy & Whitley, 1990a; Prosky *et al.*, 1991 e Secco, 1999), tamanho da canaleta do braquete (Frank & Nikolai, 1980), largura do braquete (Frank & Nikolai, 1980), material de amarração (Frank & Nikolai, 1980; Edwards *et al.*, 1995 e Khambay *et al.*, 2005), força de amarração (Frank & Nikolai, 1980), tamanho das ligaduras elastoméricas (Chimenti *et al.*, 2005), envelhecimento das cadeias elastoméricas (Rock *et al.*, 1986), uso repetitivo dos braquetes (Kusy & Whitley, 1991 e Kapur *et al.*, 1999b), condições secas e úmidas do meio (Stannard *et al.*, 1986; Ireland *et al.*, 1991; Kusy & Whitley, 1990a e Downing *et al.*, 1995), angulação do braquete (Frank & Nikolai, 1980) e angulação do fio (Dickson *et al.*, 1994). Além disso, sofre influências de fatores biológicos como saliva, placa bacteriana, película adquirida e corrosão (Baker *et al.*, 1987).

Um dos métodos mais comuns de movimentação dentária é por meio da mecânica de deslizamento, que consiste no movimento controlado dos dentes, obtido pela condução dos braquetes ao longo de um arco. Quando um dente é transladado com a mecânica de deslizamento, a coroa move-se antes do ápice da raiz, inclinando o braquete em relação ao fio, fazendo com que toque em dois pontos de contato, promova o atrito e retarde ou até mesmo impeça o movimento do dente no qual o braquete está fixado, reduzindo ou consumindo inteiramente a força disponível para movimentá-lo. Na técnica da Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield, os caninos são retraídos com auxílio de um aparelho extrabucal de tração alta conhecido como gancho “J”. A extremidade desse gancho é colocada diretamente sobre o fio encostada na mesial do braquete do canino com angulação aproximada de 45° em relação ao plano oclusal, sendo transmitida uma força gerada por elásticos extrabuciais de 200-250g. Nessa fase do tratamento, o qual é denominada de preparo da dentição, preconiza-se a colagem de braquetes de forma seqüencial e a utilização de fios retangulares de aço inoxidável (Vaden *et al.*, 2000). Os braquetes utilizados nos caninos podem ser duplos ou simples, sendo que os primeiros exercem melhor controle de giro sobre o dente e os segundos aumentam a distância inter-braquetes (Creekmore, 1976).

Mesmo com conhecimentos avançados nessa área, a Ortodontia tem mostrado grande atenção ao efeito do atrito entre o fio ortodôntico e o braquete durante a movimentação dos dentes no tratamento ortodôntico, em função de grande parte das técnicas envolver a mecânica de deslizamento (Downing *et al.*, 1994). Por outro lado, não se conhecendo a força de atrito do sistema, forças abaixo do ideal podem prolongar o tratamento, ou quando acima, numa tentativa de compensar o atrito, corre-se o risco de aplicar forças excessivas (Sims *et al.*, 1994).

Com o surgimento de novos materiais no mercado odontológico, o estudo do atrito e os fatores que o influenciam podem implicar diretamente na seleção dos materiais a serem utilizados no tratamento ortodôntico, uma vez que

desempenha papel importante na força necessária para deslizar a canaleta do braquete no fio. Assim, o conhecimento das propriedades físicas dos materiais com os quais o ortodontista está habituado a trabalhar tem grande relevância e reflete diretamente no seu cotidiano clínico.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Boester & Johnston (1974) realizaram um estudo com o propósito de examinar clinicamente, por meio da retração do canino, se havia uma magnitude de força que fosse considerada ótima, se havia uma resposta diferencial generalizada para forças diferenciais e se forças mais leves produziram menor desconforto. Foi utilizada uma casuística de sete indivíduos do sexo masculino e três do feminino, com idade de 12 a 16 anos, que necessitaram de extrações dos quatro primeiros pré-molares e retração dos caninos. Os critérios para seleção da amostra foram completa irrupção de todos os dentes anteriores até primeiro molar permanente e necessidade de extração do primeiro pré-molar estabelecido no plano de tratamento. Foram analisadas quatro intensidades de forças: em um quadrante, uma força de 55g foi aplicada; em dois quadrantes, uma força de 140g e 225g; e no quadrante que restou, foi aplicada uma força de 310g. Os resultados do estudo sugeriram que: forças de 55g produziram significativamente menor movimento do que forças de 140g, 225g e 310g; não houve diferenças estatisticamente significativas entre forças de 140g, 225g e 310g, sendo que cada uma produziu aproximadamente a mesma quantidade de fechamento de espaço; nenhuma evidência estatisticamente significativa foi encontrada em suporte aos conceitos de força diferencial; houve relativa perda de ancoragem independente da força aplicada e nenhuma diferença significativa foi encontrada entre forças de 55g, 140g, 225g e 310g que causasse desconforto ao paciente.

Creekmore (1976) afirmou que a rigidez, resistência e deflexão são as propriedades elásticas básicas dos arcos. Rigidez é a quantidade de força requerida para dobrar um arco a certa distância, e quanto maior essa força, mais distante o arco será dobrado. Com o arco rígido, maior será a força da dobra e maior será a força oferecida. Deflexão é uma medida de como a força pode deformar permanentemente o arco. Realizou considerações clínicas sobre as vantagens dos braquetes simples sobre os duplos, no que diz respeito ao aumento da ação da dobra e torque. Citou como desvantagem do braquete simples a sua

largura estreita, que acarreta na ausência da capacidade de controle rotacional dentário e também na falta de controle na inclinação. Afirmou que a largura do braquete faz mais diferença na força e movimento dentário do que a extensão total das espessuras dos arcos retangulares. Um arco 0,018" x 0,025" é somente 2,2 vezes mais rígido do que um arco 0,016" x 0,016". O aumento de 50% na distância inter-braquete diminui o fator de rigidez do arco quando se compara braquetes simples com duplos. Em Ortodontia, necessita-se de menor força para grandes movimentos dentários, portanto, deve-se analisar essa questão tendo-se como prioridade a seleção do braquete a ser utilizado, e para o autor, se isso for subestimado, um grande erro estaria sendo cometido.

Farrant (1976) discutiu 17 diferentes métodos de retração de canino usando aparelho fixo com braquetes *Edgewise*. Foram analisadas as vantagens e desvantagens de cada método e, dentre eles, o uso do gancho "J" apoiado nas aletas mesiais dos caninos. Descreveu que a direção da tração deveria ser a mais próxima possível do plano oclusal, necessitando para isso de uma tração reta tanto superior como inferior. Porém, quando essa técnica é aplicada em ambos os arcos, geralmente, utiliza-se tração alta para o tracionamento superior e a tração reta para a inferior. Relatou ser uma técnica de distalização muito versátil, que pode ser exercida tanto em arcos rígidos como em arcos mais flexíveis, não sendo recomendado, entretanto, o uso do arco extrabucal em arcos mais finos que 0,014", além disso, os caninos devem ser amarrados aos arcos com fio de ligadura de aço inoxidável. Citou como grande vantagem da técnica a ancoragem extrabucal ao invés da dentária no movimento de distalização dos caninos e, como desvantagens, a necessidade de colaboração do paciente, um certo desconforto nas comissuras labiais e algumas vezes, a movimentação mais lenta do canino de um lado em relação ao outro.

Frank & Nikolai (1980) investigaram e compararam a força de atrito gerada na simulação da retração de canino produzida em um arco contínuo. As seguintes variáveis foram analisadas: forma e espessura do arco, tipo e largura do

braquete, angulação de segunda ordem entre braquete e arco passivo, material do arco, força e tipo de amarração, além da distância inter-braquetes. Observaram que em uma dada angulação braquete/fio, os braquetes largos produziram atrito superior aos braquetes estreitos, e quando as angulações foram aumentadas o contato entre o fio e o braquete ocorreu, tornando-se o parâmetro limitador. Sugeriram que o atrito poderia ser minimizado pela diminuição da largura do braquete. Notaram ainda que, clinicamente, o movimento dentário ocorre com uma série de pequenos passos, ao invés de um movimento suave e contínuo. Inicialmente, a força de atrito estático entre o arco e o braquete deve ser superada para iniciar o movimento do dente, e quando o dente é movimentado, a força de atrito cinético ocorre, com a coroa do dente inclinando-se na direção da força aplicada. Gradualmente, por causa dessa inclinação, pontos de contato duplo surgem entre o fio e o braquete; isto eventualmente pára o movimento da coroa e verticaliza a raiz. Após a remodelação periodontal ao longo da raiz, o ciclo continua. Os resultados demonstraram que a largura dos braquetes e a força da amarração apresentaram influência significativa nos níveis de atrito; os arcos retangulares geraram atrito superior em relação aos arcos redondos; a variação da distância inter-braquetes não influenciou substancialmente a força de atrito, e as angulações de segunda ordem foram as que mais influenciaram na magnitude das forças de atrito.

Ayala Perez *et al.* (1980) afirmaram que vários métodos foram descritos para realizar o movimento de distalização dos caninos sem perda de ancoragem posterior, e um desses métodos seria o uso de casquete com gancho “J”. Desde que incorporada à ancoragem extrabucal, ela seria efetiva em casos de máxima ancoragem. O propósito do seu estudo foi analisar a distribuição da força transmitida ao alvéolo e estruturas adjacentes pela visualização fotoelástica, utilizando o casquete com gancho “J” para retração de caninos. Foi utilizado um método tridimensional representando um crânio humano. Esse modelo foi construído com diferentes materiais birrefringentes para simular ossos, dentes e membranas periodontais. Foram aplicados três diferentes vetores de força

representando a tração alta, média e baixa, respectivamente formando ângulos de 40°, 20° e 0° com o plano oclusal e com uma força de 200g de cada lado. A análise fotoelástica foi feita por meio de uma transmissão circular polariscópica e os dados fotoelásticos foram registrados fotograficamente. As áreas de estresse criadas pelos três diferentes vetores de forças foram associadas com vários graus de inclinação do canino. Esse efeito foi maior com a tração baixa do que com a tração média de força. A tração alta produziu a menor tendência de inclinação, estando próxima ao movimento de corpo. Foram observados também estresses transmitidos para estruturas mais profundas dos ossos faciais simulados: suturas fronto-zigomática, zigomática-maxilar e zigomático-temporal. Recomendaram o uso da tração alta para a retração de caninos superiores, já que seus efeitos estariam mais próximos a um movimento de corpo do dente, ou seja, sem inclinações.

Huffman & Way (1983) conduziram uma pesquisa clínica com o objetivo de comparar a quantidade, a velocidade de movimento e a inclinação de caninos retraídos com fios redondos 0,016" e 0,020", com uma força contínua de 200g e com braquetes duplos não-angulados de canaleta 0,022" x 0,028". Em um dos lados da arcada, o canino foi retraído com arco 0,016" e do lado oposto, foi retraído com um arco 0,020". Não houve diferença estatisticamente significativa na velocidade de movimento dentário devido à variação da espessura dos arcos. Após 10 semanas, a quantidade média de movimento para os 21 caninos distalizados com arco 0,016" foi de 3,37mm e para os outros 21 caninos com arco 0,020" foi de 2,99mm. A velocidade média de movimento foi de 1,37mm por mês no arco 0,016" e 1,20mm por mês, no arco 0,020". Após um período de 10 semanas, a quantidade média de inclinação para os 17 caninos distalizados com arco 0,016" foi de 5,3° e para os outros 17 caninos com arco 0,020" foi de 1,7°. Uma vez que menor inclinação ocorreu com arco 0,020" e as velocidades de movimento foram similares, pareceu haver uma vantagem em retraindo caninos através de arco redondo 0,020" ao invés de arco redondo 0,016". Os resultados mostraram também que não foi necessária uma força superior para deslizar um

dente com braquete de canaleta 0,018" x 0,022" num arco 0,020" em relação a um arco 0,016" como alguns estudos *in vitro* sugeriram. Concluíram que apesar do estudo ter mostrado uma tendência dos caninos se moverem mais lentamente em um arco 0,020" do que em um arco 0,016", compatível com os resultados dos estudos *in vitro*, a diferença foi muito pequena, e não teve significância estatística ou clínica.

Garner *et al.* (1986) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a força de atrito durante simulação de retração de canino em um arco contínuo na técnica *Edgewise*. Utilizaram 180 braquetes com canaleta 0,018" x 0,025" combinados com três tipos de fios retangulares: níquel-titânio (NiTi), aço inoxidável e beta-titânio ( $\beta$ -Ti) com espessura de 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025". Os ensaios foram realizados em câmaras testes, onde foi inserida saliva artificial, e os braquetes foram amarrados aos fios com ligadura elástica e fixadas à máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, Canton, Massachusetts, EUA) com velocidade constante de 2mm/minuto. Os resultados mostraram que houve diferença estatisticamente significativa em relação à espessura e composição do fio, sendo que a menor força de atrito foi observada com fio de aço inoxidável 0,016" x 0,022" e a maior com fio de  $\beta$ -Ti 0,017" x 0,025". A média de força de atrito variou de 55,03g para o fio de aço inoxidável 0,016" x 0,022" até 132,68g para o fio de  $\beta$ -Ti. Concluíram que os fios de aço inoxidável requereram menor força para que ocorresse o deslize do braquete no arco, enquanto os fios de  $\beta$ -Ti requereram maior força e o NiTi, uma força intermediária entre os dois.

Stannard *et al.* (1986) avaliaram os coeficientes de atrito cinético para os fios de aço inoxidável (3M Unitek Corporation, Monrovia, Califórnia, EUA),  $\beta$ -Ti (Ormco Corporation, Glendora, Califórnia, EUA), NiTi (3M Unitek Corporation) e cobalto-cromo (Co-Cr) (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colorado, EUA), os quais deslizaram numa superfície lisa de aço inoxidável ou de *Teflon* (DuPont, Inc., Wilmington, Delaware, EUA). Foi utilizada uma máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) que tracionou um arco retangular 0,017" x

0,025” sobre uma superfície aglomerada pneumaticamente controlada. Foi avaliada a relação de atrito cinético pela variação de força normal aplicada, similar à força de amarração, por meio desse controle pneumático. Os coeficientes de atrito foram determinados sob condições secas e úmidas (saliva artificial). Os resultados mostraram que os valores de força de atrito e, portanto, coeficientes de atrito, aumentaram de acordo com aumento da força normal para todos os materiais. Os fios de  $\beta$ -Ti e de aço inoxidável que deslizaram de encontro ao aço e fio de aço inoxidável no *Teflon* exibiram consistentemente valores mais baixos de atrito na condição seca. A saliva artificial aumentou o atrito para os fios de aço inoxidável,  $\beta$ -Ti e NiTi, que deslizaram de encontro à superfície de aço inoxidável e o fio de aço inoxidável, que deslizou no *Teflon*, quando comparado à condição seca. Os fios de aço inoxidável e  $\beta$ -Ti, que deslizaram de encontro às superfícies de *Teflon* e aço inoxidável, respectivamente, mostraram o menor valor de atrito para condições úmidas.

Rock *et al.* (1986) relataram o efeito do envelhecimento das cadeias elastoméricas por um período de um mês na cavidade bucal. Foram selecionados oito materiais diferentes de cadeias elastoméricas e a amostra utilizada foi constituída de casos clínicos com espaço da extração do primeiro pré-molar em associação com mecânica *Edgewise* utilizando-se braquetes duplos (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha). Inicialmente, as más posições dentárias foram corrigidas antes do alinhamento completo por arcos multitransados ou de NiTi. As cadeias foram usadas em arcos de 0,016” Special Plus Australian (TP Industries Inc., LaPorte, Indiana, EUA). Cada cadeia foi deixada por 28 dias e cada amostra foi armazenada na água até ser testada numa máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) no prazo de 24 horas a uma velocidade de 20mm/minuto com uma força de 10N. Nesse período, o valor médio da força exercida foi de aproximadamente 50% abaixo do valor original; todos os materiais testados apresentaram uma diminuição na rigidez, o que contribuiu para uma redução na força exercida e após um período de tratamento de quatro semanas, foram produzidos fechamentos de espaços numa extensão de 0-5mm.

Baker *et al.* (1987) realizaram um estudo com objetivo de determinar a magnitude da força de atrito em diferentes fios ortodônticos e braquetes *Edgewise* quando introduzidos em saliva artificial. Foram construídas nove cartelas de braquetes. No total, 40 braquetes *Edgewise* (“A” Company, San Diego, Califórnia, EUA) foram alinhados, orientados perpendicularmente com a base da cartela do braquete e cimentados para cada uma das nove cartelas. Fios de aço inoxidável (0,018”, 0,020” e 0,018” x 0,025”) foram amarrados aos braquetes com ligadura elástica. O objetivo do estudo foi determinar a magnitude das diferenças da força de atrito em fios de aço inoxidável de várias espessuras: 0,018” e 0,020” redondo e 0,018” x 0,025” retangular e em braquetes *Edgewise*, ambos da “A” Company de canaleta 0,022” x 0,028”. Os fios foram amarrados nas canaletas dos braquetes com ligaduras elásticas de 0,010” (“A” Company). Associando-se braquetes, fios e ligaduras, uma cartela de braquete representando cada espessura de fio foi colocada sobre três condições de meio ambiente: um meio seco controle, uma banheira contendo saliva artificial a 37°C e uma banheira contendo glicerina a 37°C. Um máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) foi usada para registrar graficamente a força requerida para iniciar o movimento do fio no braquete. Para permitir o máximo de relaxamento das ligaduras que foram esticadas durante o procedimento, a primeira leitura foi realizada após três dias e a segunda no sétimo dia. Concluíram que a saliva artificial como lubrificante promoveu uma redução de 5 a 19% nos valores de força requerida quando utilizados fios 0,018”, 0,020” e 0,018” x 0,025” em braquetes *Edgewise* de canaleta 0,022” x 0,028”. A glicerina, sob essas condições, como lubrificante foi ineficiente na redução do valor da força requerida. A espessura do fio mais próxima a da canaleta do braquete diminuiu o potencial de atrito causado pela distorção do arco.

Kusy *et al.* (1988) determinaram representativamente a rugosidade de superfície de seis arcos ortodônticos por meio da técnica de reflexão especular a *laser*. Foram utilizados os fios ortodônticos: aço inoxidável Hi-T (3M Unitek Corporation), Co-Cr Blue Elgiloy e Yellow Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics),

NiTi Titanal (Lancer Pacific, Carlsbad, Califórnia, EUA), Nitinol (3M Unitek Corporation) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation), todos com espessura de 0,017" x 0,025". Entre os quatro grupos de ligas analisados e que são comumente usados em Ortodontia, as de aço inoxidável apresentaram maior lisura, seguido pelo Co-Cr,  $\beta$ -Ti e NiTi. Concluíram que um entendimento claro de parâmetros que contribuem para mecânicas de deslizamento será possível quando esses resultados forem combinados com futuros experimentos de coeficiente de atrito.

Tidy (1989) realizou uma pesquisa *in vitro* com o objetivo de medir a força de atrito do movimento de corpo do dente em um arco contínuo. Construiu um aparelho fixo para simular o movimento dentário num arco previamente alinhado. Foram analisados o efeito da carga, largura do braquete, tamanho da canaleta, espessura e material do fio. Foi simulada a ação de uma força de 50g, 100g, 150g e 200g na superfície da raiz do dente, agindo no centro de resistência a 10mm da canaleta do braquete. Todos os testes foram realizados em meio seco, em uma máquina de ensaio universal Instron (Instron Ltd., Reino Unido) a uma velocidade de 5mm/minuto. Os resultados obtidos confirmaram a dependência da força de atrito da carga aplicada e da largura do braquete, porém, não mostraram dependência significativa das espessuras do arco. A força de atrito aumentou com braquetes estreitos. Por exemplo, para produzir uma força de 100g num dente com arco de aço inoxidável de 0,016" x 0,022" e braquete com canaleta de 0,018", foi necessária uma aplicação de força de 295g para um braquete de 1,1mm de largura, mas somente 176g, 168g e 155g foram requeridas para um braquete com largura de 2,9mm, 3,3mm e 4,2mm, respectivamente. A força de atrito foi, de fato, inversamente proporcional à largura do braquete. O arco e as dimensões da canaleta tiveram relativamente pouca influência na força do atrito. Para produzir uma força de 100g, em um dente com braquete de 3mm com canaleta 0,018" em um arco de aço inoxidável 0,018" x 0,025", foi necessária uma força de 188g. Reduzindo-se o arco para 0,016" x 0,022", reduziu-se a força para 168g, porém, com o aumento da canaleta para 0,022", reduziu-se a força somente para 181g. Os arcos de NiTi e  $\beta$ -Ti apresentaram um aumento significativo do atrito

comparados com o arco de aço inoxidável. Para se conseguir uma força de 100g em um dente com braquete de 3,3mm e canaleta 0,018" em um arco 0,016" x 0,022" foram necessários 381g para o  $\beta$ -Ti e 251g para o NiTi, mas somente 168g para o arco de aço inoxidável. Afirmaram que a força de atrito pode ser minimizada pelo uso de braquetes largos e arcos de aço inoxidável em preferência ao NiTi ou ao  $\beta$ -Ti.

Drescher *et al.* (1989) realizaram um estudo simulando uma translação tridimensional da rotação dentária no intuito de verificar os fatores que afetam a magnitude do atrito. Foram examinadas cinco ligas de fios: aço inoxidável convencional Standard (3M Unitek Corporation), aço inoxidável Hi-T (3M Unitek Corporation), Co-Cr Blue Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics) NiTi (3M Unitek Corporation) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation) em cinco espessuras 0,016", 0,016" x 0,022", 0,017" x 0,025", 0,018" e 0,018" x 0,025". Foi analisado o efeito do atrito de acordo com a largura do braquete de 2,2mm, 3,3mm e 4,2mm com canaleta 0,0185" sem torque e angulação (braquetes *Edgewise Standard*). O efeito da resistência biológica no atrito foi estudada em quatro níveis de força de retardo: 0N, 1N (102g), 2N (204g) e 3N (306g). Verificaram que os seguintes fatores afetaram o atrito em ordem decrescente: força de retardo, ou seja, resistência biológica; a rugosidade da superfície do fio; espessura do fio no sentido vertical; largura do braquete e as propriedades elásticas do fio. Os autores recomendaram a aplicação de fio de aço inoxidável 0,016" x 0,022" combinado com o braquete médio (3,3mm) ou o largo (4,2mm) com canaleta 0,018" para um mecanismo com arco guiado. Existiu uma relação direta entre a força de retardo e a de atrito, devido ao contato duplo entre o braquete e o arco, bem como o braquete e a ligadura do arco. Essa ligação direta enfatizou a necessidade de um nivelamento passivo do arco antes da aplicação de forças para movimentos de distalização. Para o fio de TMA, entretanto, a força efetiva deveria ser aumentada em seis vezes para superar a força de atrito.

Kusy & Whitley (1989) avaliaram quatro ligas de arcos: retangular de aço inoxidável (3M Unitek Corporation), Yellow Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics), Nitinol SE (3M Unitek Corporation) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation) contra uma superfície plana de aço inoxidável de 400 ou 600 granulações a 34°C sobre condições atmosféricas predominantes. Foram avaliadas seis velocidades relativas (10; 1; 0,1;  $5 \times 10^{-2}$ ;  $5 \times 10^{-3}$  e  $5 \times 10^{-4}$  mm/minuto) assim como três tempos que na ordem simulou um nível de movimento de deslizamento dentário que atingiu a média de  $2,3 \times 10^{-5}$  mm/minuto. As medidas dos coeficientes de atrito estático e cinético foram invariáveis para arcos de aço inoxidável e de NiTi. Em contrapartida, um aumento insignificante e uma diminuição definida de ambos os coeficientes ocorreram para os arcos de Co-Cr e de  $\beta$ -Ti, respectivamente. Na presunção de que o deslocamento rotineiramente ocorre sobre um nível amplo de velocidade de deslizamento, a combinação aço inoxidável produziu o menor e mais consistente coeficiente de atrito, entretanto, os arcos de  $\beta$ -Ti na superfície de aço inoxidável produziram o mais elevado coeficiente de atrito. Afirmaram que essas observações deveriam prevalecer sempre que a camada de filme da saliva for quebrada como nos pontos de contato do arco e aletas do braquete.

Angolkar *et al.* (1990) realizaram uma pesquisa *in vitro* com o propósito de determinar a resistência ao atrito oferecido por braquetes cerâmicos utilizados em combinação com fios de diferentes ligas e espessuras, durante o movimento de translação dos braquetes. Os resultados com braquetes cerâmicos também foram comparados com os dos braquetes de aço inoxidável. Fios de diferentes espessuras de secção transversal 0,016", 0,016" x 0,016", 0,016" x 0,022", 0,017" x 0,017", 0,017" x 0,025", 0,018", 0,018" x 0,025" e 0,019" x 0,025" de aço inoxidável Chrome alloy (Ormco Corporation), Co-Cr Blue Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics),  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation) e NiTi nitinol (3M Unitek Corporation) foram testados em braquetes *Edgewise* cerâmicos monocristalino duplos médios Gem (Ormco Corporation) com canaletas 0,018" e 0,022", com torque e angulação zero. Os fios foram amarrados aos braquetes com módulos elastoméricos. Os braquetes foram movimentados ao longo do fio através de uma

máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) a uma velocidade de 5,1mm/minuto e a força de atrito foi medida por uma célula-carga de compressão e registrada num gráfico X-Y (Model 7005B, Hewlett Packard, Anaheim, Califórnia, EUA). O atrito do fio nos braquetes cerâmicos aumentou da mesma forma que houve o aumento da espessura do fio, e arcos retangulares produziram maior atrito do que os fios redondos. Os fios de  $\beta$ -Ti e NiTi foram associados com forças de atrito mais elevadas do que os fios de aço inoxidável ou Co-Cr. Os resultados seguiram a mesma tendência geral daqueles resultados encontrados em braquetes de aço inoxidável, entretanto, fios em braquetes cerâmicos geraram forças de atrito significativamente maiores do que em braquetes de aço inoxidável.

Kapila *et al.* (1990a) afirmaram que a popularidade dos fios de aço inoxidável austenítico aumentou sobre o ouro no período de 1930, devido à sua facilidade de contorneamento, biocompatibilidade, estabilidade no meio ambiente, rigidez, resistência e baixo custo. O fio de aço inoxidável comumente usado em Ortodontia contém aproximadamente 71% de ferro, 18% de cromo, 8% de níquel e menos do que 0,2% de carbono. O carbono intersticial endurecedor contribui muito na rigidez do aço inoxidável e é útil na liberação de tensão após o dobramento do fio em arco, alças ou molas. O aço inoxidável por possuir um módulo de elasticidade alto e, portanto, maior rigidez, faz com que haja a necessidade de se usar fios menos calibrosos na fase do alinhamento e nivelamento, que requer forças leves. Porém, a redução no calibre do fio resulta no aumento da folga entre a canaleta do braquete e o fio, podendo causar a perda do controle durante o movimento dentário. A rigidez alta é, no entanto, vantajosa na resistência à deformação causada por forças de tração intra e extrabucal. A junção do aço inoxidável através da solda à chama pode ser prejudicial, pois temperaturas elevadas resultam no destemperamento do fio e o amolecimento conduz a uma redução na rigidez de tensão e no limite de rigidez. A resistência à corrosão é boa, apesar das junções de soldas poderem sofrer corrosão na cavidade bucal.

Kapila *et al.* (1990b) realizaram uma pesquisa com o objetivo de determinar os efeitos da espessura e liga do fio na força de atrito gerada entre braquete e fio durante o movimento de translação. Foram testadas diversas espessuras de fios de aço inoxidável Chrom Alloy (Ormco Corporation), Co-Cr Blue Elgyloy (Rocky Mountain Orthodontics), NiTi Nitinol (3M Unitek Corporation) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation) em braquetes *Edgewise* de aço inoxidável (Ormco Corporation) com torque e angulação zero nos tamanhos estreito simples (0,050”), duplo médio (0,130”) e duplo largo (0,180”) para canino, com canaletas 0,018” e 0,020”. Os fios foram amarrados aos braquetes com ligaduras elásticas. O movimento do braquete no fio foi realizado por uma máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) e a força de atrito foi medida por uma célula-carga de compressão e registrada num gráfico X-Y (model 7005B, Hewlett Packard, Anaheim, Califórnia, EUA). Os fios de  $\beta$ -Ti e NiTi geraram maior atrito do que os fios de aço inoxidável ou de Co-Cr em todas as espessuras de fios. O aumento na espessura do fio, em geral, resultou no aumento do atrito entre o braquete e o fio. A interação espessura-liga do fio na magnitude de atrito braquete-fio foi estatisticamente significativa ( $p < 0,005$ ). Com maiores espessuras de fios e ligas, braquetes simples estreitos forneceram quantidades inferiores de atrito em relação aos braquetes mais largos. Os níveis de força de atrito nos braquetes de 0,018” alcançaram de 44g com fios de aço inoxidável 0,016” em braquetes estreitos a 336g com fios  $\beta$ -Ti 0,017” x 0,025” em braquetes largos duplos. Similarmente, para braquetes 0,022”, a força de atrito alcançou de 40g com fio de aço inoxidável 0,018” em braquetes simples estreitos a 222g com fios 0,019” x 0,025” de NiTi em braquetes duplos estreitos.

Kusy & Whitley (1990a) avaliaram a rugosidade de superfície e o coeficiente de atrito em 16 combinações de arcos-braquetes. A amostra incluiu um arco retangular para cada um dos quatro principais grupos de ligas (aço inoxidável, Co-Cr,  $\beta$ -Ti e NiTi) e braquetes de aço inoxidável Uni-Twin Dyna Lock (3M Unitek Corporation) e alumina policristalina Transcend (3M Unitek Corporation). Pela avaliação de sub-amostras compostas por braquetes com

canaletas de 0,018” e 0,022”, nenhuma diferença foi observada em sua graduação. Quando testados sobre uma série de oito angulações incidentes, as rugosidades de superfície avaliadas por meio da técnica de reflexão especular a *laser* de braquetes de aço inoxidável e alumina policristalina apresentaram em média rugosidade de 0,148 $\mu$ m e 0,193 $\mu$ m, respectivamente. Após o teste de reflexão especular com uma angulação simples de 82°, a rugosidade da superfície dos fios de aço inoxidável, Co-Cr,  $\beta$ -Ti e NiTi foram em média de 0,053 $\mu$ m; 0,129 $\mu$ m; 0,137 $\mu$ m e 0,24 $\mu$ m, respectivamente. Quando as várias combinações arcos-braquetes foram amarradas com ligaduras de aço inoxidável de .010” a 34°C, prevalecendo as condições atmosféricas, os coeficientes de atrito variaram, sendo menor no aço inoxidável e maior no Co-Cr, NiTi e  $\beta$ -Ti, independente do material ou tamanho da canaleta do braquete. A média de coeficiente de atrito cinético da combinação de aço inoxidável, que foi de 0,139, foi menor que a do arco de aço inoxidável com braquete de alumina policristalina, que foi de 0,174.

Kusy & Whitley (1990b) investigaram se a rugosidade de superfície do material influenciaria o coeficiente de atrito e, conseqüentemente, o movimento dentário. Foram utilizados arcos que deslizaram em superfícies de aço inoxidável e alumina num aparelho ortodôntico simulado. Foram selecionados arcos compostos por quatro ligas: aço inoxidável Standard retangular (3M Unitek Corporation), Co-Cr Yellow Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics), NiTi Nitinol SE (3M Unitek Corporation) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation), todos retangulares na espessura 0,018” x 0,025”, exceto o de TMA com espessura de 0,017” x 0,025”. A partir das medidas da reflexão especular a *laser*, os resultados mostraram que a rugosidade de superfície desses arcos variaram de 0,04 $\mu$ m para o aço inoxidável a 0,23 $\mu$ m para o NiTi. Utilizando-se a mesma técnica, a rugosidade das superfícies de contato variaram de 0,03 $\mu$ m para 1 $\mu$ m naquelas envoltas por aço inoxidável, a 0,26 $\mu$ m naquelas envoltas por alumina. Após isso, cada combinação de área de contato e arco foi submetida a testes de atrito, sendo aplicadas sistematicamente 15 forças normais a 34°C. A partir dos mapas das forças de atrito estático e cinético *versus* forças normais, os coeficientes de atrito no meio

seco foram obtidos, sendo maiores do que aqueles relatados na literatura. A combinação de aço inoxidável teve menor coeficiente cinético (0,120-0,148) do que a combinação aço inoxidável-alumina policristalina (0,187). Quando pressionado contra as várias superfícies, o arco de  $\beta$ -Ti, com rugosidade de superfície igual a 0,14 $\mu$ m, teve os valores mais elevados de coeficiente de atrito (0,445-0,658); embora o arco de NiTi tenha apresentado uma rugosidade de superfície igual a 0,23 $\mu$ m. Foi verificado por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise de raio X de energia dispersiva que a transferência em massa do arco de  $\beta$ -Ti ocorreu pela onto adesão às superfícies de aço inoxidável ou pela abrasão causada pela faceta afiada da superfície de alumina policristalina.

Pratten *et al.* (1990) afirmaram que a resistência ao atrito nos aparelhos ortodônticos é reconhecida por muitos clínicos como sendo prejudicial ao movimento dentário. Realizaram um estudo com o propósito de comparar forças de atrito estático entre braquetes de aço inoxidável (3M Unitek Corporation), cerâmicos Allure (GAC) e Transcend (3M Unitek Corporation). Foram utilizados dois pares de braquetes de cada material em combinação com cada um dos dois tipos de fios retangulares, na espessura 0,017" x 0,022" de NiTi (3M Unitek Corporation) e aço inoxidável (3M Unitek Corporation). Cada par em combinação com arco foi testado cinco vezes em meio seco e saliva artificial (Orex, Young Dental, Saint Louis, Missouri, EUA). Um peso de 300g foi suspenso no arco para simular a força normal e uma força horizontal adicional foi aplicada até que o movimento do arco fosse iniciado. Sob essas condições, os braquetes de aço inoxidável apresentaram menores coeficientes de atrito do que os braquetes cerâmicos. Os fios de aço inoxidável geraram menor atrito que os de NiTi, e o atrito aumentou na presença de saliva artificial em comparação com o meio seco. Esses resultados mostraram que, sob condições experimentais, os braquetes cerâmicos, arcos de NiTi e saliva aumentariam a resistência ao atrito.

Prososki *et al.* (1991) realizaram um estudo medindo e comparando a rugosidade de superfície e a força de atrito estático de nove ligas de fio de NiTi:

Nitinol Ortho Form II (3M Unitek Corporation); NiTi Large Broad Arch, (Ormco Corporation); Orthonol (Rocky Mountain Orthodontics); Marsenol (Glenroe Technologies, Sarasota, Flórida, EUA); Titanal Modern Form (Lancer, Carlsbad, Califórnia, EUA); Refles (TP Industries Inc.); Nitinol SE Ortho Form II (3M Unitek Corporation); Sentalloy Medium Accuform (GAC) e Titanium Memory Wire Force I (American Orthodontics, Sheboygan, Winsconsin, EUA); uma liga de fio de  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation); uma liga de fio de aço inoxidável Permachrome Stainless Steel (3M Unitek Corporation) e uma liga de fio de Co-Cr Blue Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics). A média aritmética de rugosidade em micrometros foi obtida com perfilômetro. A força de atrito foi quantificada puxando-se um segmento do arco amarrado com ligadura de aço inoxidável e braquetes autoligados em quatro modelos clínicos. Os resultados mostraram que as ligas de fio de Co-Cr e de NiTi, com exceção do Sentalloy e Orthonol exibiram menor atrito; a liga de fio de aço inoxidável e de  $\beta$ -Ti mostraram maior atrito; a liga de aço inoxidável apresentou maior lisura, enquanto o NiTi, Marsenol e Orthonol foram mais rugosos, não sendo encontrada correlação significativa entre média aritmética de rugosidade e valores de força de atrito.

Kusy *et al.* (1991) avaliaram em meio seco e úmido por saliva, os coeficientes de atrito dos fios de aço inoxidável 0,018" x 0,025" e 0,021" x 0,025" (3M Unitek Corporation), Co-Cr 0,018" x 0,025" e 0,021" x 0,025" Yellow Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics), NiTi .018" x .025" e .021" x .025" Nitinol SE (3M Unitek Corporation) e  $\beta$ -Ti 0,017" x 0,025" e 0,021" x 0,025" TMA (Ormco Corporation) combinados a braquetes de aço inoxidável Uni-Twin (3M Unitek Corporation) ou alumina policristalina Transcend (3M Unitek Corporation). Para ambos experimentos foram usados fios de ligadura de aço inoxidável 0,010" pressionando-se cada fio dentro do braquete de canaleta 0,018" ou 0,022" a 34°C. No meio seco, independente do tamanho da canaleta, a média de coeficientes de atrito cinético foram menores para todas as combinações de aço inoxidável e maiores para as de fio de  $\beta$ -Ti. Os coeficientes das combinações com braquetes de alumina policristalina foram, em geral, maiores do que as correspondentes que

incluíram os braquetes de aço inoxidável. No meio úmido, os coeficientes cinéticos de todas as combinações de aço inoxidável aumentaram até 0,05 em relação ao meio seco. Em contrapartida, todas as combinações de fios  $\beta$ -Ti no meio úmido diminuíram em 50% dos valores no meio seco. Afirmaram que os relatos de que a saliva pode promover adesividade e lubrificação necessitam de pesquisas adicionais.

Bednar *et al.* (1991) realizaram um estudo *in vitro* simulando a retração de canino para avaliar a diferença da resistência ao atrito entre arcos de aço inoxidável e braquetes cerâmicos amarrados com elastômero, aço inoxidável e de autoligação. Os braquetes testados foram o Allure (GAC), Ormco Mini-Diamond (Ormco Corporation) e Orec SPEED (Strite Industries Ltd., Cambridge, Ontário, Canadá), todos de caninos superiores com canaletas 0,018" x 0,025" e os arcos de aço inoxidável Tru-Chrome (Rocky Mountain Orthodontics) nas espessuras de 0,014", 0,016", 0,018", 0,016" x 0,016" e 0,016" x 0,022". Um aparato teste foi desenhado com o intuito de simular a situação clínica em que os dentes inclinavam levemente enquanto deslizavam ao longo do arco. Todos os testes foram realizados em meio seco com uma máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) a uma velocidade de 12,7mm/minuto. Sob essas condições, os braquetes autoligados não demonstraram possuir menor atrito do que aqueles amarrados com elásticos ou braquetes de aço inoxidável autoligados. Para a maioria das espessuras dos fios, os braquetes cerâmicos amarrados com ligadura elástica demonstraram atrito superior quando comparados com outras combinações de técnicas de amarração do braquete. Esse estudo teve um importante significado clínico para os casos onde se utilizam braquetes de aço inoxidável nos dentes posteriores e braquetes cerâmicos nos dentes anteriores, pois se mecânicas de deslizamento serão utilizadas, os dentes anteriores poderiam ser mais resistentes ao movimento do que os dentes posteriores, por causa do maior atrito nos braquetes cerâmicos. Isso poderia resultar numa maior perda de ancoragem posterior do que se poderia esperar, se somente um tipo de braquete fosse utilizado.

Ireland *et al.* (1991) afirmaram que pesquisas anteriores sobre atrito consideraram o movimento simples do dente através do arco. Sendo assim, realizaram um trabalho com o objetivo de considerar o atrito no encaixe do segmento bucal durante a redução do trespasse horizontal. Um modelo de um segmento bucal foi construído para comparar o atrito nos braquetes de aço inoxidável e cerâmicos, usando fios de aço inoxidável e de NiTi de duas espessuras. Os fios utilizados foram de aço inoxidável (Ormco Corporation) e de NiTi Nitinol (Ormco Corporation) de duas espessuras: 0,017" x 0,025" e 0,019" x 0,025". Também foi testado um novo material para uso em fios estéticos, denominado de super-drawn Polyacetel (Asahi Chemical Ind., Co. Ltd.) com espessura 0,020". Os braquetes testados foram de aço inoxidável ("A" Company) e de cerâmica policristalina Transcend (3M Unitek Corporation) ambos com canaleta 0,022", pré-ajustados e com largura méso-distal de 3 e 3,5mm, respectivamente. Os testes foram realizados numa máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 5mm/minuto. Os braquetes foram amarrados aos fios com ligaduras elásticas Elast-o-loop (Lancer Pacific). Os resultados indicaram que o atrito durante a redução do trespasse horizontal foi minimizado usando dimensões mais largas de fios retangulares e de aço inoxidável ao invés de NiTi. Comparando os braquetes de aço inoxidável e cerâmicos, os últimos apresentaram maior força de atrito, mas somente quando combinados com fios retangulares menores. O efeito da combinação e amarração do braquete e arco reduziu significativamente a diferença. Entretanto, clinicamente pode haver a escolha entre braquetes de aço inoxidável e cerâmico nos segmentos bucais com seleção de fios determinada pelo local mais importante da arcada, dependendo do planejamento do caso clínico. O arco estético se mostrou insatisfatório para uso na Ortodontia.

Ho & West (1991) realizaram um estudo com o objetivo de quantificar a força de atrito dinâmico encontrada quando arcos de  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation), NiTi Orthonol (Rocky Mountain Orthodontics) e fios de aço inoxidável multitransados Dentaflex (Dentaurum); Quad Cat Dentaurum (Dentaurum) e Flex

VIII (Rocky Mountain Orthodontics) são tracionados a uma distância de 2mm através de braquetes cerâmicos (Tomy International, Tóquio, Japão) e de aço inoxidável Dyna Lock (3M Unitek Corporation) *Edgewise* com torque e angulação zero. As seguintes variáveis foram investigadas: material do arco, espessura do arco, angulação arco/braquete, material do braquete, rugosidade da superfície da canaleta do braquete e lubrificação com saliva artificial. Um total de 156 combinações diferentes foi investigado. Uma máquina de ensaio universal Instron (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão) foi usada para tracionar os braquetes amarrados aos arcos e registrar o atrito a uma velocidade de 10mm/minuto. Todas as variáveis e interações testadas foram significativas na determinação do atrito. Foi observado que o atrito aumentou em função da angulação do arco e espessura do arco, exceto nos fios de TMA; o atrito diminuiu com a lubrificação; existiu uma relação definida entre atrito, arco e material do braquete; não existiu uma relação definida entre a rugosidade de superfície e atrito; atritos elevados ocorreram entre braquetes cerâmicos e arcos de TMA; o nível de atrito foi de 1,02 a 9,95N; a magnitude de atrito registrada foi substancialmente maior do que forças aplicadas no movimento ortodôntico clínico. Propuseram que os valores obtidos fossem utilizados como médias de comparação dos efeitos do atrito *in vivo*.

Keith & Jones (1993) investigaram o atrito estático de dois tipos de braquetes cerâmicos e um tipo de braquete de aço inoxidável combinados com fios de aço inoxidável retangulares. Os braquetes estudados foram: os cerâmicos Starfire ("A" Company) e Allure III (GAC) e de aço inoxidável (Dentaurum). As variáveis investigadas foram: material do braquete, força de amarração e se os braquetes eram novos ou usados. Sem exceção, os testes revelaram que os dois tipos de braquetes cerâmicos produziram maior força de atrito em relação aos braquetes de aço inoxidável. Submetido à força de amarração de 500g, o braquete Starfire resultou em maior força de atrito. Com forças de amarração de 200g e 50g, o maior atrito foi verificado com o Allure III. Após um período de simulação de uso do braquete, o atrito tendeu a aumentar com uma maior força de amarração, enquanto que os dois braquetes cerâmicos diminuíram sensivelmente seu atrito

nas duas forças de amarração inferiores. Os braquetes cerâmicos usados provocaram desgastes abusivos das superfícies do fio e conseqüentes detritos, que contribuíram para as mudanças no atrito observado nos braquetes Starfire e Allure III. Os braquetes Dentaurum produziram mínimo atrito em todos os testes e mudanças insignificantes com o uso.

Tselepis *et al.* (1994) realizaram um estudo quantificando a força de atrito dinâmico de deslizamento entre diferentes braquetes e arcos. Investigaram as seguintes variáveis: material do fio, material do braquete, angulação braquete/fio e lubrificação com saliva artificial. Foram utilizadas 32 combinações de arcos/braquetes nos meios seco e úmido. A amostra foi composta por braquetes *Edgewise* de incisivos inferiores, com canaleta 0,018", dos seguintes materiais: aço inoxidável (3M Unitek Corporation), policarbonato (American Orthodontics), porcelana (Tomy International) e safira ("A" Company). E por fios retangulares 0,016" x 0,022" de ligas de aço inoxidável Hi-T (3M Unitek Corporation), Co-Cr Blue Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics), NiTi Nitinol (3M Unitek Corporation) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation). A força de atrito envolvida no deslizamento de um arco amarrado à canaleta do braquete foi medida com uma máquina de ensaio universal (Shimadzu AG-10TA Autograph, Kyoto, Japão) a uma velocidade de 10mm/minuto e os valores médios da força foram calculados. A análise de variância foi utilizada para avaliar os resultados. Observaram que das quatro variáveis investigadas, todas tiveram uma influência significativa no atrito; braquetes de policarbonato mostraram atrito mais elevado, enquanto os braquetes de aço inoxidável, menor atrito; o atrito aumentou com a angulação braquete/arco; a lubrificação reduziu significativamente o atrito; foi registrada uma variação de 0,9 a 6,8N de força de atrito; os valores reais da força registrados foram mais úteis na comparação da influência relativa dos fatores testados no atrito, melhor do que uma avaliação quantitativa do atrito *in vivo*; as forças observadas sugeriram que o atrito pode ser influenciado significativamente na quantidade de força aplicada requerida para movimentar um dente na arcada dentária. Conseqüentemente, a

seleção de fios e braquetes deveria ser uma consideração importante quando a ancoragem posterior for crítica.

Downing *et al.* (1994) realizaram um trabalho *in vitro* com o objetivo de comparar a força de atrito estático e cinético gerada por braquetes cerâmicos e de aço inoxidável em combinação com fios de diferentes espessuras e material sobre condições controladas, durante o movimento de translação do braquete no arco. Foram analisados braquetes com canaleta 0,022" x 0,030" de aço inoxidável Ultratrim Tweed (Dentaurum) e cerâmico Transcend (3M Unitek Corporation) combinados com fios de espessuras 0,018" e 0,019" x 0,025" e de ligas de aço inoxidável (3M Unitek Corporation), NiTi Nitanium (Precision Orthodontics, Surrey, Reino Unido) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation) com uma força de amarração constante fornecida pela ligadura elástica ("A" Company). Foi utilizado um aparato de teste de atrito acoplado a uma máquina de ensaio universal Instron 1195 (Instron Corporation, EUA) a uma velocidade de 5mm/minuto e à temperatura de 34°C. Concluíram que a força de atrito estático foi superior à força de atrito cinético; não houve diferença significativa entre as forças de atrito geradas pelos braquetes de aço inoxidável e cerâmicos; os fios de  $\beta$ -Ti produziram forças de atrito maiores do que os outros materiais e com o aumento da espessura do fio, houve o aumento da força de atrito.

Sims *et al.* (1994) afirmaram que, embora o atrito em aparatologia fixa tenha recebido atenção considerável na literatura, a variação das dobras de segunda e terceira ordem no mesmo braquete ou arco não tinham sido pesquisada. Dessa forma, investigaram *in vitro* o atrito de braquetes com canaleta 0,022" x 0,028" Minitwin, Activa e Standard Straight Wire ("A" Company), aplicando valores de angulação e torque em fios de aço inoxidável 0,018" x 0,025" Nubryte Gold (GAC). A resistência ao deslizamento do fio através de braquetes amarrados foi mensurada em uma máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) a uma velocidade de 5mm/minuto. Os resultados mostraram que os braquetes autoligados Activa produziram menor atrito do que aqueles

amarrados de forma convencional. Os braquetes Minitwin apresentaram uma resistência ao movimento levemente maior do que o braquete Standart durante aplicação de torque, mas o oposto foi encontrado quando a angulação foi aplicada no fio. Aumentando angulação e torque para 6° e 25°, respectivamente, produziram aumentos quase lineares no atrito para todos os braquetes, embora aumentando a angulação houvesse um efeito mais significativo do atrito, particularmente nos braquetes Activa.

Kuroe *et al.* (1994) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as forças de atrito geradas por braquetes Friction-Free comparadas a braquetes *Edgewise* convencionais. Foram utilizados braquetes *Edgewise* de incisivos centrais, caninos e pré-molares superiores Friction-Free (American Orthodontics) e Master Series (American Orthodontics), ambos com canaletas 0,018" x 0,025", arcos nas três espessuras 0,016" x 0,022", 0,017" x 0,022" e 0,017" x 0,025" de Co-Cr Blue Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics), arcos pré-formados de duas espessuras 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,022" de NiTi Sentalloy (GAC). Cada braquete foi amarrado com módulo elastomérico e posicionado no centro do segmento anterior do arco. Um cursor feito de fio 0,016" x 0,022" de Co-Cr foi preso para tracionar o braquete ao longo do arco. O lado oposto do cursor foi fixado numa máquina de ensaio Minebea (Aikoh Engineering Co, Ltd., Nagoya, Japão). O cursor deslizante tracionou os braquetes em ângulo de 30° a partir do segmento anterior de cada arco testado. A força de atrito estático requerido para mover o braquete foi medida com uma célula-carga a uma velocidade de 6mm/minuto. Cada combinação braquete/arco foi testada 10 vezes pelo mesmo operador à temperatura de 15°C e 40% de umidade. Os resultados da análise pela MEV mostraram ambos os braquetes com a superfície da canaleta lisa e os fios de NiTi com rugosidades e irregularidades nas superfícies. A força de atrito dos braquetes dos incisivos amarrados ao arco de Co-Cr aumentaram com a espessura do fio. A força de atrito foi superior com arcos de NiTi. As forças de atrito dos braquetes Friction-Free estiveram todas abaixo das médias, exceto quando combinados com fio 0,017" x 0,025" de Co-Cr, que tiveram somente

aproximadamente 2% de atrito comparados com braquete convencional. Resultados similares foram encontrados entre os braquetes de caninos e de pré-molares superiores. As forças de atrito nos braquetes de caninos foram inferiores as dos incisivos centrais, e estes, inferiores as dos pré-molares. Os braquetes Friction-Free mostraram aproximadamente menores níveis de atrito em cada tipo de braquete.

Dickson *et al.* (1994) investigaram a resistência ao atrito de cinco fios de alinhamento inicial: aço inoxidável australiano 0,016" TP Lightwire (TP Industries Inc.), NiTi 0,016" Titanol (Forestadent Ltd., Milton Keynes, Reino Unido), aço inoxidável coaxial 0,015" Wizard Wire (Orthomax Dental Ltd., Bradford, Reino Unido), fibra óptica 0,017" Optiflex (Ormco Corporation) e aço inoxidável coberto de epóxi 0,016" (Lee White Wire, Orthocare Ltd., Bradford, Reino Unido). Os braquetes utilizados foram da Dentaurum Ultratrim *Edgewise* de aço inoxidável (Dentaurum) de incisivo central superior, canaleta 0,022" x 0,030", torque e angulação zero. O arco foi angulado em zero, 5° e 10° e uma máquina de ensaio universal Instron modelo TT-CM (Instron Ltd., Reino Unido), a uma velocidade de 0,05cm/minuto, ofereceu uma força axial para o deslizamento do arco no braquete. Os resultados demonstraram que o atrito estático aumentou significativamente com o aumento da angulação do fio; o fio de aço inoxidável coberto por epóxi apresentou o atrito mais elevado e o fio coaxial o mais baixo; o fio de fibra óptica apresentou baixo atrito e o coeficiente de atrito seguiu a tendência do atrito estático em todos os testes.

Shivapuja & Berger (1994) afirmaram que o uso cada vez maior de braquetes com sistemas de autoligação elevava-se a questão de como eles seriam comparados com os sistemas convencionais de amarração. Realizaram um estudo *in vitro* para avaliar e comparar esses diferentes grupos, usando cinco braquetes diferentes. Foram avaliados os braquetes com sistemas de autoligação Activa ("A" Company), Edgelok (Ormco Corporation) e SPEED (Strite Industries Ltd.). Cada braquete foi montado num cilindro acrílico e amarrado a um arco de

0,018" (GAC) com ligaduras de aço inoxidável 0,012" (0,30mm) com uma força de amarração de aproximadamente 150g, com poliuretano elastomérico de 0,106" (0,40mm) Las-Tie Carousel Elasto-Ring (GAC) ou por meio de braquetes autoligados. Para cada teste foram utilizados braquetes e arcos novos com o intuito de não criar mudanças na superfície topográfica dos mesmos. Cada grupo de braquetes foi avaliado com uma máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) com cada arco sendo movido a uma distância de 25,4mm a uma velocidade de 0,0254mm/minuto. Os resultados demonstraram que os braquetes autoligados, quando comparados com o método de amarração com elastômero e ligadura de aço inoxidável em braquetes de aço inoxidável e cerâmicos, exibiram significativamente um nível inferior de atrito, significativamente menor tempo de cadeira para remoção e inserção do arco, além de terem promovido melhor controle da infecção.

Vaughan *et al.* (1995) avaliaram o nível de atrito cinético gerado durante a translação *in vitro* na interface braquete/fio. Foram analisados dois tipos de braquetes de aço inoxidável sinterizados: Mini-Taurus (Rocky Mountain Orthodontics) e Miniature Twin (3M Unitek Corporation) com canaletas 0,018" e 0,022". Além disso, foram testados fios de quatro diferentes tipos de ligas: aço inoxidável Chrome Alloy (Ormco Corporation), Co-Cr Blue Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics), NiTi Nitinol (3M Unitek Corporation) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation), cinco espessuras de fios para a canaleta 0,018" (0,016", 0,016" x 0,016", 0,016" x 0,022", 0,017" x 0,017" e 0,017" x 0,025") e oito para a canaleta 0,022" (os cinco citados, além do 0,018", 0,018" x 0,025" e 0,019" x 0,025"). Os fios foram amarrados aos braquetes com ligaduras elásticas. O movimento do braquete através do fio foi efetuado por meio de um instrumento de teste mecânico e o tempo dependente da força de atrito foi medido por uma célula-carga e registrado num gráfico X-Y. O resultados mostraram que, quanto maior a espessura dos fios, menor o atrito gerado com o fio de aço inoxidável e Co-Cr, quando comparado com fio de  $\beta$ -Ti ou NiTi; o aumento na espessura do fio gerou aumento do atrito entre braquete/fio; não houve diferença significativa entre os

fabricantes para os braquetes de aço inoxidável; os níveis de força de atrito nos braquetes com canaleta 0,018” variaram de 46g com o fio Co-Cr 0,016” a 157g com fio  $\beta$ -Ti 0,016” x 0,025”.

Downing *et al.* (1995) investigaram *in vitro*, os efeitos da saliva artificial na resistência ao atrito estático e cinético de várias combinações de braquetes/arcos, sob força de amarração constante durante o movimento de translação do braquete no fio. Foram analisados dois tipos de braquetes, sendo um de aço inoxidável Dentaurum Ultratrim Tweed (Dentaurum) e outro de cerâmica policristalina Transcend TM series 2000 (3M Unitek Corporation) com canaletas 0,022” e 0,030” Standard *Edgewise* de incisivos centrais, com largura 3,5mm, com torque e angulação zero. Foram testados fios de aço inoxidável (3M Unitek Corporation), NiTi Nitanium (Dallas, Texas, EUA) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation) com duas espessuras 0,018” e 0,019” x 0,025”. Foi utilizado como material de amarração cadeia elastomérica clara A TM (“A” Company) e saliva artificial Orthana (Nycomed UK Ltd., Birmingham, Reino Unido). O atrito estático e cinético foi medido numa máquina de ensaio universal Instron 1195 (Instron Ltd., Reino Unido), a uma velocidade de 5mm/minuto. Mediante os resultados, concluíram que a saliva artificial aumentou o atrito para ambos os braquetes, de aço inoxidável e de cerâmica policristalina, em combinação com arcos de diferentes ligas e espessuras; o uso de arcos de  $\beta$ -Ti com ambos os tipos de braquetes produziu menor porcentagem de aumento de atrito; arcos de aço inoxidável e de NiTi mostraram porcentagem similar de aumento de atrito com saliva artificial e, esta não agiu como um agente lubrificante.

Edwards *et al.* (1995) realizaram uma pesquisa *in vitro*, comparando o efeito das várias técnicas de amarração ortodôntica na força de atrito estático de braquetes de aço inoxidável e arcos sobre condições secas e úmidas. As técnicas analisadas foram: ligas elásticas amarradas convencionalmente e no padrão em oito, ligaduras de aço inoxidável e ligaduras revestidas de *Teflon*. A primeira parte da pesquisa envolveu a construção de curvas de calibração para cada material,

verificando-se a força normal estimada aplicada pelas ligaduras. Secundariamente, um par de alicates de ligadura foi modificado e, então as ligaduras puderam ser colocadas com uma força padrão. Os resultados revelaram que as ligas elásticas amarradas no padrão oito produziram significativamente atrito superior em relação aos outros métodos testados, sob condições secas e úmidas; nenhuma diferença significativa no atrito foi encontrada entre ligaduras elásticas amarradas convencionalmente ou ligaduras de aço inoxidável; e as ligaduras revestidas de *Teflon* foram associadas com forças de atrito menores.

Yamaguchi *et al.* (1996) investigaram a relação da força de retração e o local da aplicação da força, força de retardo e largura do braquete durante simulação do movimento dentário de deslizamento através do arco. O ponto 1 para retração estava localizado no centro da canaleta do braquete, e os pontos 2 e 3 a 4mm e 6mm da canaleta do braquete, respectivamente. Foram suspensos pesos de 100g, 200g e 400g a 9mm da canaleta do braquete do ponto, simulando o centro de resistência. Braquetes *Edgewise Standard* (Tomy International) de aço inoxidável largo, médio e duplo estreitos foram presos com duas ligaduras elásticas num fio de aço inoxidável 0,016" x 0,016" Hi-T (3M Unitek Corporation). O braquete foi retraído por meio de uma máquina de ensaio universal Instron 6022 (Instron Ltd., Reino Unido) a uma velocidade de 0,01mm/segundo, percorrendo a distância de 2mm. As medidas foram repetidas seis vezes e os resultados foram analisados pelo teste de comparações múltiplas ANOVA. Para todos os braquetes, com o aumento do peso do retardo, a média da força de retração nos pontos 1 e 2 aumentaram, mas diminuíram no ponto 3. A força média de retração no ponto 1 para o braquete duplo estreito foi significativamente mais elevada ( $p=0,05$ ) do que o braquete duplo largo, em todos os níveis de força de retardo. Entretanto, a média da força de retração nos pontos 2 e 3 para o braquete duplo estreito, foi significativamente mais baixa ( $p=0,05$ ) do que o braquete duplo largo em todos os níveis de força. Esses achados indicaram que o ponto de aplicação de força, a força de resistência de um dente e a largura do braquete é crucial na consideração dos momentos de angulação no braquete.

Ogata *et al.* (1996) avaliaram os efeitos das diferentes combinações de braquetes/arcos e dobras de segunda ordem na força de atrito cinético. Foram avaliados 13 braquetes diferentes, sendo seis com canaleta 0,018" x 0,025" e sete com canaleta 0,022" x 0,028" combinados com seis diferentes espessuras e formas de arcos de aço inoxidável, isto é, 0,016", 0,016" x 0,022", 0,017" x 0,025", 0,018", 0,018" x 0,025" e 0,019" x 0,026", para quatro dobras de segunda ordem de 0; 0,25; 0,50 e 0,75mm. Os braquetes foram amarrados aos arcos, utilizando-se ligaduras elásticas. O movimento do braquete foi realizado com uma máquina de ensaio universal Instron 1135 (Instron Corporation, EUA) e as forças de atrito foram medidas e registradas em gráficos. As dobras de segunda ordem foram criadas por um aparelho especialmente desenhado e construído. Os resultados mostraram que a força de atrito cinético aumentou para cada combinação de braquete/arco testada de acordo com o aumento das dobras de segunda ordem; o atrito também aumentou com o aumento da espessura do fio, sendo que os arcos retangulares produziram maior atrito que os arcos redondos, e os desenhos dos braquetes que limitaram a força de amarração geraram menor atrito com dobras de segunda ordem.

Taylor & Ison (1996) afirmaram que a mecânica de deslizamento utilizando-se braquetes pré-ajustados é uma abordagem comum para alcançar a retração dos incisivos. Uma força direcionada distalmente desliza o arco através dos braquetes e tubos nos segmentos bucais. O atrito nos segmentos bucais contribuiu com resistência na força requerida para obter movimento dentário e também diminuiu o potencial de perda de ancoragem. Realizaram um estudo *in vitro* utilizando uma máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) para avaliar forças de atrito de três tipos de braquetes de aço inoxidável pré-ajustados de 0,022" x 0,028" de pré-molares Standard Straight Wire ("A" Company), braquetes Activa ("A" Company) e braquetes SPEED (Strite Industries Ltd.) combinados com duas espessuras de fios redondos 0,018" e 0,020" (TP Industries Inc.) e três de fios retangulares 0,016" x 0,022"; 0,018" x 0,025" e 0,019" x 0,025" NiTi Nitanium (GAC). Os resultados mostraram que os braquetes SPEED

com fios redondos apresentaram pequena força de atrito, enquanto fios retangulares ofereceram forças superiores, em níveis similares para os dois braquetes Standard Straight Wire; fios redondos nos braquetes Standard apresentaram atrito estático de 178-275g de força; a proporção de atrito dinâmico com estático foi significativa em todos os testes; a amarração com ligaduras colocadas frouxamente ou módulos elastoméricos esticados reduziram as forças de atrito nos braquetes Standard Straight Wire, sendo essa redução maior para fios redondos; e as forças de atrito registradas de arcos presos com módulos elastoméricos mostraram uma redução uniforme num período além de três semanas, dependendo de como o módulo foi posicionado no braquete.

Williams *et al.* (1997) afirmaram que em termos clínicos, o comprimento do arco ortodôntico entre os braquetes adjacentes tem um significado importante na dureza desse arco. Espaços inter-braquetes consideravelmente amplos deixam espaços vazios relativamente grandes no arco ortodôntico. Desse modo, a força liberada para os dentes seria baixa em comparação com o que seria observado com um pequeno espaço inter-braquetes, e o intervalo de trabalho do arco ortodôntico seria facilitado. Quando braquetes largos, como os duplos, fossem utilizados, o comprimento do espaço inter-braquetes seria inevitavelmente reduzido e, além disso, o arco ortodôntico entre as canaletas dos braquetes seria comprimido. Os braquetes exerceriam compressão sobre o fio apoiado na canaleta e, dessa forma, afetariam o grau de ativação do espaço inter-braquetes do arco ortodôntico. A compressão seria mínima quando braquetes estreitos fossem utilizados.

Voudouris (1997) realizou um estudo comparando o mecanismo do braquete *Edgewise* duplo interativo com o duplo convencional. Realizou experimento *in vitro*, MEV e investigação clínica *in vivo* em 83 pacientes, comparando a força de atrito de três sistemas diferentes de braquetes duplos interativos autoligados: tipo A Sigma (American Orthodontics), tipo B Interactwin (Ormco Corporation) e tipo C Damon (“A” Company) com três controles compostos

por braquetes duplos convencionais, denominados respectivamente de D, E e F. O tipo A com arcos redondos demonstrou atrito inferior em relação ao duplo convencional. Ambos os tipos, B e C, mostraram interação passiva com a força de atrito de encaixe aproximadamente igual a zero, requerendo arcos retangulares espessos para leitura total da canaleta dos braquetes. Foi encontrada uma redução significativa no tempo despendido para mudar os arcos, aumentando o tempo clínico. Em adição, houve melhora da higienização dos braquetes comparado com o duplo convencional, minimizando o uso de ligaduras convencionais que retém placa dentária. A respeito do uso reduzido de ligaduras elásticas, resultados clínicos e experimentais mostraram que o duplo interativo conserva o desenho tradicional de quatro aletas de amarração, facilitando a colocação de ligaduras coloridas quando fosse necessário um aumento do atrito para ancoragem e para aumentar a motivação e aceitação do paciente. Além do que, duplos interativos poderiam ser utilizados pelo clínico como duplos convencionais sem os braços interativos.

Read-Ward *et al.* (1997) realizaram um estudo *in vitro* comparando o atrito estático de três braquetes autoligados: Activa (“A” Company), SPEED (Strite Industries Ltd.) e Mobil-Lock Variable Slot Lock (Forestadent, Pforzheim, Alemanha) com braquete de aço inoxidável Ultratrimm (Dentaurum) amarrado convencionalmente. Foram pesquisados os efeitos da espessura do arco (0,020”, 0,019” x 0,025” e 0,021” x 0,025”), angulação braquete/arco (zero, 5° e 10°) e a presença de saliva humana. O estudo demonstrou que o aumento da espessura do fio e a angulação braquete/arco resultou no aumento do atrito estático para todos os tipos de braquetes testados, tendo efeito inconsistente a presença de saliva. Os braquetes Mobil-Lock Variable Slot Lock apresentaram o menor atrito para todos os fios com angulação zero. Entretanto, com a angulação, os valores foram similares aos outros braquetes. Os braquetes Activa apresentaram a segundo menor atrito, embora fossem encontrados valores elevados com fios .019” x .025”. Os braquetes SPEED demonstraram forças baixas com fios redondos, embora com fios retangulares ou na presença de angulação, o atrito

aumentasse grandemente. Os braquetes Ultratrimm produziram grande variação individual, confirmando a dificuldade na padronização da força de amarração, embora sob determinadas condições, forças de atrito significativamente maiores fossem observadas. Concluíram que os braquetes autoligados reduziram o atrito em comparação aos braquetes de aço inoxidável amarrados somente em determinadas circunstâncias.

Thomas *et al.* (1998) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar as características de atrito de dois tipos de braquetes autoligados, o Damon SL (“A” Company) e o Time (Adenta, GmbH, Alemanha), além de dois tipos de braquetes *Edgewise* pré-ajustados, o Tip-Edge (TP Industries Inc.) e o Standard Twin (“A” Company). Os braquetes testes foram colados a barras de aço inoxidável e alinhados usando-se um gabarito pré-formado. Foram utilizados cinco combinações de fios e materiais: 0,014” NiTi Rematitan Lite (Dentaurum), 0,0175” multitrancado de aço inoxidável Dentaflex 3 strand (Dentaurum), 0,016” x 0,022” NiTi Rematitan Lite (Dentaurum), 0,016” x 0,022” aço inoxidável Remanium (Dentaurum) e 0,019” x 0,025” aço inoxidável Remanium (Dentaurum). Os braquetes Standard Twin e Tip-Edge foram amarrados com elastômeros Quicksticks AI (3M Unitek Corporation). Os arcos deslizaram através dos braquetes e o atrito foi mensurado utilizando-se uma máquina de ensaio universal Instron 1193 (Instron Corporation, EUA) com uma célula-carga calibrada entre 0 a 10N movimentados a uma velocidade constante de 0,5mm/minuto, sendo que cada combinação foi testada 10 vezes, trocando-se as amostras a cada teste. Os resultados revelaram que os braquetes Damon SL apresentaram atrito superior em todas as espessuras dos fios testados, seguido do braquete Time. O braquete Standard Twin produziu o maior atrito para todos os fios testados, seguido pelo braquete Tip-Edge. O fio de NiTi 0,016” x 0,022” combinados com todos os braquetes produziram o mais elevado atrito em relação ao fio de aço inoxidável 0,016” x 0,022”. Os braquetes autoligados produziram menor atrito do que os braquetes amarrados com elastômeros.

Bourauel *et al.* (1998) afirmaram que a rugosidade de superfície de fios ortodônticos é um fator essencial que determina a efetividade do movimento dentário guiado no arco. Por intermédio da utilização de microscopia de força atômica (MFA) e reflexão especular a *laser*, a rugosidade de superfície de onze fios ortodônticos de NiTi, de aço inoxidável e  $\beta$ -Ti foi mensurada. Os resultados foram comparados com os obtidos utilizando-se perfilômetro. O fio mais liso, ou seja, o de aço inoxidável, apresentou uma rugosidade óptica de  $0,10\mu\text{m}$  comparado com  $0,9\mu\text{m}$  do MFA e  $0,06\mu\text{m}$  do perfilômetro. A rugosidade de superfície para o  $\beta$ -Ti foi analisada pelos três métodos apresentando valores em torno de  $0,21\mu\text{m}$ , enquanto que o fio de NiTi apresentou valores com uma variação de  $0,10\mu\text{m}$  a  $1,30\mu\text{m}$ . Os autores concluíram que a rugosidade de superfície não afetava somente a efetividade da mecânica de deslizamento, mas também a corrosão e a estética dos componentes ortodônticos, os fabricantes de fios ortodônticos deveriam se empenhar na melhora da qualidade das superfícies de seus produtos.

Secco (1999) realizou um estudo com o objetivo de determinar a magnitude da força necessária para que ocorresse o deslizamento do braquete no fio, determinar o valor da força de atrito, o coeficiente de atrito entre braquetes e fios, além de comparar a rugosidade dos fios. Foi utilizado um sistema que simulou a situação na qual os dentes inclinavam suavemente até criar pontos de contato duplos e opostos entre a canaleta dos braquetes e o fio. O sistema gerou uma tensão de 100g no centro de resistência a 10mm da canaleta do braquete, agindo no sentido oposto ao da força aplicada para movimentar o dente. Foram avaliadas três marcas de fios e braquetes: Tecnident (Tecnident, São Carlos, São Paulo, Brasil), Morelli (Morelli) e Dentaurum (Dentaurum). Foram utilizados braquetes de aço inoxidável com canaleta  $0,022''$  e três espessuras de fios:  $0,016'' \times 0,022''$ ,  $0,018'' \times 0,025''$  e  $0,021'' \times 0,025''$ . Os testes foram realizados numa máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) a uma velocidade de 5mm/minuto. Os resultados apresentaram força de deslizamento de 198g e 199g para fios Tecnident e Morelli, respectivamente; estes resultados foram

maiores e diferiram da força requerida para deslizar o braquete no fio Dentaurum, que foi de 178g. A variação da espessura dos arcos não interferiu significativamente na força de deslizamento, assim como na força de atrito. A força de atrito desenvolvida pelos fios foi de 98g e 99g para Tecnident e Morelli, respectivamente, sendo superior à desenvolvida para Dentaurum, que foi de 78g. O percentual médio da força dissipada pelo atrito entre o braquete e o fio ortodôntico durante o deslizamento foi de 49,8% para o conjunto braquetes/fios Tecnident e Morelli e 44% para o Dentaurum. O material da Tecnident apresentou maior coeficiente de atrito (0,164534); no entanto, a Morelli (0,150190) não diferiu estatisticamente da Dentaurum, que apresentou o menor coeficiente de atrito (0,147943). A rugosidade média dos fios da Tecnident foi de 0,15 $\mu$ m, aproximadamente 50% mais rugoso que os valores encontrados para os fios da Morelli (0,07 $\mu$ m) e da Dentaurum (0,07 $\mu$ m).

Kapur *et al.* (1999a) mediram e compararam o atrito gerado entre braquetes de titânio Rimatitan (Dentaurum), de aço inoxidável Ultra-Minitrim (Dentaurum) e aço inoxidável (GAC) com canaletas 0,018" x 0,030" e 0,018" x 0,022". Cada um dos três braquetes foi avaliado em combinação com fios de aço inoxidável Remanium nas espessuras 0,016" x 0,016", 0,016" x 0,022", 0,017" x 0,025", 0,018" x 0,025" e 0,021" x 0,025". O atrito foi medido numa máquina de ensaio universal Instron 4468 (Instron Corporation, EUA) com uma célula-carga de 10 libras, a uma velocidade de 0,02"/minuto. A amostra foi composta por 180 braquetes e 180 fios ortodônticos. Foi utilizado o teste ANOVA para verificar diferenças significativas entre os três conjuntos braquetes/fios com ambas as canaletas 0,018" e 0,022", seguido pelo teste de comparação múltipla *Student-Newman-Keuls* ao nível de  $p < 0,05$  para determinar diferenças entre os grupos. Os braquetes de titânio mostraram força de atrito estático e dinâmico inferior com o aumento da espessura do fio, entretanto, os braquetes de aço inoxidável mostraram força de atrito estático e dinâmico superior com o aumento da espessura do fio.

Kapur *et al.* (1999b) realizaram um estudo onde mediram e compararam o atrito gerado por um projeto experimental repetitivo e não-repetitivo, para avaliar se o uso do braquete influenciava o atrito. Foram testados braquetes *Edgewise* com canaletas 0,018” e 0,022” Rematitan Titanium (Dentaurum), Ultraminitrim (Dentaurum) e aço inoxidável GAC combinados com fios de aço inoxidável Remanium (Dentaurum) num aparato desenhado especialmente. O atrito foi medido numa máquina de ensaio universal Instron 4468 (Instron Corporation, EUA). O teste ANOVA foi utilizado na determinação das diferenças entre as 10 amostras individuais braquete/fio em cada combinação para estudar a influência do uso na força de atrito estático e cinético. O teste *t Student* foi usado para comparar as forças de atrito estático e cinético no estudo repetitivo e não-repetitivo para cada canaleta do braquete e tamanho do fio. Os resultados mostraram haver uma distinta tendência para a média da força de atrito ser maior com o uso repetitivo dos braquetes.

Loftus *et al.* (1999) mediram as forças de atrito durante movimento dentário simulado de deslizamento por meio de um modelo que representou a condição clínica. O modelo seguido de angulação do dente foi estabelecido entre o arco e os cantos do braquete, diagonalmente oposto às aletas, seguindo também a rotação através do arco contactando de forma oposta aos cantos do fio de ligadura ou à proteção bucal dos braquetes autoligados e a base da canaleta. Foram testados braquetes de pré-molares de aço inoxidável convencionais Victory (3M Unitek Corporation) e autoligados Damon SL (“A” Company), bem como cerâmicos Transcend (3M Unitek Corporation) e aqueles com canaletas metálicas, Clarity (3M Unitek Corporation), todos com canaleta 0,022” combinados com fios 0,019” x 0,025” de aço inoxidável Hi-T II (3M Unitek Corporation), NiTi Nitinol Activ-Arch (3M Unitek Corporation) e  $\beta$ -Ti TMA (Ormco Corporation). Cada uma das 12 combinações braquete/arco foi testada 10 vezes. Nenhuma interação significativa foi detectada entre braquetes e arcos ( $p=0,89$ ), mas os efeitos dos braquetes e fios foram significativos ( $p>0,001$ ). As diferenças entre braquetes de aço inoxidável convencionais e autoligados e braquetes com canaleta metálica

não foram significativos. Entretanto, os braquetes cerâmicos convencionais geraram atrito significativamente superior em relação aos outros braquetes testados. Os arcos de  $\beta$ -Ti produziram atrito mais elevado do que os fios de NiTi, mas nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os dois e os braquetes de aço inoxidável. Tentativas para identificar diferenças nos riscos das superfícies dos arcos produzidas por diferentes braquetes tiveram insucesso.

Vaden *et al.* (2000) afirmaram que o tratamento pela Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield pode ser organizado em quatro fases: preparo da dentição; correção da dentição; finalização da dentição e restabelecimento da dentição. Durante cada fase do tratamento, existem certos objetivos que devem ser atingidos. A fase de preparo da dentição, ou seja, a fase que prepara a maloclusão para ser corrigida, tem por objetivos: nivelamento, movimento dentário individual e correção das rotações; retração dos caninos superiores e inferiores; e preparo da ancoragem dos últimos molares. Essa etapa leva aproximadamente seis meses e são utilizados arcos confeccionados em fio de aço inoxidável retangular 0,017" x 0,025" no arco superior e, 0,018" x 0,022", no arco inferior. Para retrain os caninos superiores e inferiores são usados aparelhos extrabucais de tração alta, conhecidos como gancho "J". Ao final da fase do preparo da dentição, a dentição deverá estar totalmente colada e nivelada, os caninos deverão ter sido retraídos, todas as rotações deverão estar corrigidas e os últimos molares inferiores deverão se encontrar distalmente inclinados na posição de preparo de ancoragem.

Thorstenson & Kusy (2001) avaliaram as propriedades de atrito de braquetes convencionais de aço inoxidável Mini Diamond (Ormco Corporation) combinados com fios de aço inoxidável retangulares e amarrados com ligadura de aço inoxidável, além das propriedades de atrito de braquetes autoligados Damon SL (Ormco Corporation) amarrados aos mesmos fios, com angulação de segunda ordem. O deslizamento no arco desses braquetes foi passivamente limitado dentro da canaleta. Como controle, foram medidas as propriedades de atrito dos

braquetes autoligados abertos amarrados com ligadura de aço inoxidável. A resistência ao deslizamento de braquetes convencionais e de braquetes autoligados fechados foram medidos com força de amarração de 200 a 600cN e com angulação de  $-9^\circ$  a  $9^\circ$ . A resistência ao deslizamento dos braquetes autoligados fechados foi medida na mesma angulação, mas nenhuma força de amarração externa foi aplicada. Na configuração passiva, os braquetes convencionais exibiram atrito similar ao autoligados abertos, enquanto os braquetes autoligados fechados não exibiram atrito. Na configuração ativa, todos os braquetes exibiram aumento do atrito ao deslizamento, assim como ao aumento da angulação. Em todas as angulações, a resistência ao deslizamento de braquetes autoligados fechados foi menor que os braquetes convencionais por causa da ausência da força de amarração.

Kusy & Whitley (2001) compararam *in vitro* a resistência ao atrito de dois braquetes cerâmicos de canaleta metálica, o Luxi (Rocky Mountain Orthodontics) e o Clarity (3M Unitek Corporation), com dois braquetes convencionais de aço inoxidável Mini-Taurus (Rocky Mountain Orthodontics) e Mini-Twin (Ormco Corporation). No método 1, foi variada a angulação de segunda ordem de 0 a  $12^\circ$ , mantendo a força de amarração constante em 0,3kg; no método 2, foi variada a força de amarração de 0,1Kg a 0,9Kg, mantendo a angulação de 0 a  $11^\circ$ . O equipamento simulou um sistema tridimensional de braquete em que as distâncias inter-braquetes foram sempre de 18mm. Todos os pares foram avaliados a  $34^\circ\text{C}$ , utilizando-se a mesma espessura de fio de aço inoxidável 0,019" x 0,026" e fios de ligadura de aço inoxidável 0,010". Na região passiva, as forças de atrito estático e cinético e coeficientes de atrito foram parâmetros chave; na região ativa, forças de ligação estática e cinética e coeficientes de atrito foram parâmetros críticos. A partir dos resultados dos métodos 1 e 2, dos quatro parâmetros mencionados e um conhecimento do ângulo de contato crítico para amarração, mapas tridimensionais de atrito foram construídos em meios secos e úmidos pelo qual a resistência ao atrito poderia ser determinada com qualquer força de amarração ou angulação de segunda ordem. Esses mapas

tridimensionais mostraram que braquetes cerâmicos com canaleta metálica poderiam funcionar de forma similar aos braquetes de aço inoxidável convencionais e que as inserções de ouro de 18 quilates mostraram ser superiores às inserções de aço inoxidável. Afirmaram que como as morfologias de metais introduzidos são melhoradas, os braquetes cerâmicos com canaleta metálica fornecerão não somente boa estética entre os braquetes cerâmicos, mas também atrito mínimo entre os braquetes convencionalmente amarrados.

Redlich *et al.* (2003) avaliaram a força de atrito estático durante mecânica de deslizamento criado entre arcos e dispositivos ditos pelos fabricantes de braquetes “com atrito reduzido”. Foram utilizadas cinco diferentes marcas: Grupo A-Nu Edge (TP Industries Inc.), Grupo B-Discovery (Dentaurum), Grupo C-Synergy (Rocky Mountain Orthodontics), Grupo D-Friction Free (American Orthodontics) e Grupo E-TIME, um braquete autoligado (American Orthodontics). O Grupo F-Omni Arch (GAC) serviu como grupo controle. Cada grupo continha 75 braquetes de aço inoxidável com canaleta 0,022” x 0,028”. Foram testados três espessuras de fios de aço inoxidável: 0,018”; 0,018” x 0,025” e 0,019” x 0,025”. Para considerar as dobras de segunda ordem, os braquetes foram agrupados em fios com dobras de 5° ou 10°. Cada braquete foi colocado num dispositivo especial, que foi encaixado na base de uma máquina de ensaio universal Instron 4502 (Instron Ltd., Reino Unido). Um arco amarrado ao braquete foi preso à parte superior da máquina e tracionado a uma velocidade de 10mm/minuto a uma distância de 5mm. Foram encontradas diferenças significativas na força de atrito estática entre os diferentes grupos. O Grupo D (Friction Free) mostrou o menor valor de força de atrito e o Grupo E (TIME) mostrou maior valor em relação aos braquetes controle. Esse estudo demonstrou que nenhum dos braquetes provou o “atrito reduzido” como descrito pelos seus fabricantes.

Iwasaki *et al.* (2003) afirmaram que a eficiência do movimento dentário associado com mecânicas ortodônticas pode ser comprometida pelo atrito entre o arco e braquete. Examinaram as forças de amarração do braquete e mastigação

quando um braquete desliza ao longo do arco. Preliminarmente, os dados de cinco ortodontistas e cinco residentes em Ortodontia caracterizaram a média da força de amarração afrouxada e apertada da ligadura de aço inoxidável. Esses valores foram reproduzidos por um operador calibrado num dispositivo utilizado para estimar mudanças na medida das forças *in vitro* e intraoral, representado pelo  $\mu$  (coeficiente de atrito estático). Com o dispositivo no local, 10 indivíduos mastigaram chiclete no local para determinar se a variação eliminou o atrito quando comparado com as medidas *in vitro*. Os testes de análise de variância e de Tukey HSD determinaram os efeitos do tipo de amarração e variáveis do meio ambiente. Nenhuma diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,01$ ) foi encontrada entre os valores de  $\mu$  *in vitro* e intraoral para amarrações de aço inoxidável apertada e afrouxada. Valores de  $\mu$  intraoral para amarração elástica foram significativamente maiores do que os valores de  $\mu$  *in vitro* ( $p \leq 0,001$ ). Os resultados sugeriram que a vibração introduzida pela mastigação não eliminou o atrito quando o braquete deslizou ao longo do arco. Em adição, houve considerável variação intraoperador na força de amarração, embora as técnicas tenham sido bem controladas. Variações nas forças de amarração clínica são similares ou maiores do que esses dados experimentais. Essas variações podem afetar a eficiência do tratamento.

Hain *et al.* (2003) afirmaram que durante movimento dentário ortodôntico com o sistema *Edgewise* pré-ajustado, o atrito gerado na interface braquete/arco tende a impedir o movimento desejado, e que o método de amarração é importante contribuinte para essa força de atrito. Realizaram um estudo *in vitro* em que investigaram o efeito do método de amarração no atrito e avaliaram a eficácia de um módulo elastomérico liso da TP Orthodontics, que alega reduzir o atrito na interface módulo/fio. Módulos lisos foram comparados com módulos regulares não-lisos, ligaduras de aço inoxidável e o sistema de braquetes autoligados SPEED (Strite Industries Ltd.). Foi avaliado o efeito do uso de módulos lisos com braquetes cerâmicos reforçados com metal, Clarity (3M Unitek Corporation) e mini-braquetes, Minitwin (3M Unitek Corporation). Os

resultados mostraram que o movimento dentário através do arco de aço inoxidável 0,019" x 0,025", o módulo elástico liso lubrificado com saliva pode reduzir o atrito estático na interface módulo/arco em mais de 60%; o braquete SPEED produziu menor atrito comparado com os outros três sistemas de braquetes testados quando módulos elásticos regulares foram utilizados. O uso de módulos lisos, entretanto, com todos os tipos de braquetes amarrados reduziu significativamente o atrito abaixo dos valores registrados nos grupos SPEED. As ligaduras de aço inoxidável amarradas frouxamente geraram menor atrito.

Cash *et al.* (2004) realizaram um estudo *in vitro* em que compararam a o atrito estático e cinético de oito diferentes arcos testados em braquetes *Edgewise* simples de aço inoxidável com canaleta 0,022" x 0,028", o Dyna-Lock (3M Unitek Corporation) para incisivo central superior. Os arcos avaliados tinham a espessura de 0,019" x 0,025" fabricados com as seguintes ligas:  $\beta$ -Ti, de "baixo atrito" colorido de  $\beta$ -Ti-aqua, honeydew, purple e violet (Ormco Corporation),  $\beta$ -Ti íon implantado TMA (Ormco Corporation), Timolium (TP Industries Inc.), e de aço inoxidável como controle. Previamente ao teste de atrito, as dimensões dos braquetes e arcos foram medidas por uma imagem digital direta via computador de mesa conectado a um microscópio binocular. A força de atrito foi avaliada usando uma máquina de ensaio universal Instron 1193 (Instron Corporation, EUA). Todos os experimentos foram realizados a temperatura ambiente, sem amarração, em meio seco com adição de 20° de torque. Os resultados demonstraram que o atrito estático e cinético foi estatisticamente significativo ( $p < 0,001$ ) para todos os tipos de arcos. Foram encontrados que os arcos de  $\beta$ -Ti com íon implantado e de TMA padrão tiveram vantagens significativas sobre o aço inoxidável. As ligas dos arcos puderam ser classificadas da seguinte forma: aço inoxidável produziu menor resistência ao atrito seguido pelo honeydew, TMA com íon implantado e Timolium, com aqua, purple e violet produzindo valores de atrito tão altos quanto o TMA padrão. Foi encontrado também que a porcentagem de diferença entre o arco e a espessura da canaleta alegada pelos fabricantes e suas medidas no experimento produziu tolerância num nível de +5,37 a -6,67%.

Clocheret *et al.* (2004) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o comportamento do atrito de 15 fios e 16 braquetes diferentes. Todos os fios foram comparados com um braquete padrão de aço inoxidável, o Miniature Twin (3M Unitek Corporation) com canaleta .018". Foram pesquisados arcos com duas espessuras, ou seja, 0,017" x 0,025" e 0,016" x 0,022". Todos os braquetes foram comparados com um fio de aço inoxidável padrão de espessura 0,017" x 0,025". Para a realização dos testes na avaliação do comportamento do atrito dos braquetes e fios, foi utilizada uma máquina adaptada denominada de MTM, desenvolvida pelo Departamento de Engenharia de Metalurgia e Materiais da Universidade de Leuven, Bélgica. Os testes foram feitos de acordo com um estudo piloto a uma frequência de 1Hz e com um deslocamento tangencial recíproco de 200µm, enquanto o fio permaneceu centralizado na canaleta do braquete sob uma carga de 2N. Os resultados indicaram uma diferença significativa entre os fios e braquetes avaliados. A média do coeficiente de atrito dos fios variou de 0,16 para o fio Imagination NiTi (Gestenco, Göteborg, Suécia) a 0,69 para o fio True Chrome Resilient Purple (Rocky Mountain Orthodontics), enquanto que para os braquetes houve uma variação de 0,39 para o Ultratrimm (Dentaurum) a 0,72 para o Master Series (American Orthodontics). O fato de um grande número de fios e braquetes disponíveis comercialmente ter sido avaliado com o mesmo aparato e de acordo com o mesmo protocolo, permitiu uma comparação direta de diferentes combinações de fios e braquetes, e poderia contribuir na escolha de uma combinação ótima de fio e braquete no que diz respeito ao atrito.

Khambay *et al.* (2004) realizaram uma pesquisa com o objetivo de investigar o efeito do tipo de elastômero e amarração dos braquetes com ligadura de aço inoxidável na resistência ao atrito. Para sua avaliação foi utilizado um sistema de teste para medir o valor médio do atrito, fios de aço inoxidável e de TMA (3M Unitek Corporation) cada um com espessura de 0,017" x 0,025" em combinação com o braquete autoligado Damon II (Ormco Corporation) de pré-molares com angulação e torque zero e com canaleta 0,022". Foram avaliados quatro tipos de módulos elastoméricos: púrpura, cinza, *SuperSlick*, *Alastik* e

ligadura de aço inoxidável 0,09". As amostras foram testadas numa máquina de ensaio (Nene M 3000, Wellingborough, Reino Unido) com uma célula-carga de 5Kg a uma velocidade de 5mm/minuto. Cada combinação braquete/fio com cada método de amarração foi testada 10 vezes em presença de saliva humana e as médias da resistência ao atrito foram registradas e comparadas através da análise da variância. Os resultados mostraram que o braquete autoligado Damon II e o convencional de aço inoxidável produziram uma média de atrito insignificante com quaisquer dos fios testados. Em relação aos fios 0,017" x 0,025" e 0,019" x 0,025" de aço inoxidável e 0,017" x 0,025" de TMA, as ligaduras de aço inoxidável produziram menor média de atrito. Com o fio 0,019" x 0,025" de TMA, os elastômeros púrpura produziram a menor média de atrito. Não houve um padrão consistente nas médias de atrito por meio das várias combinações do tipo e espessura do fio e método de amarração. Sobre as condições do experimento, o uso de braquetes autoligados passivos foi o método que praticamente eliminou o atrito.

Kapur Wadhwa *et al.* (2004) realizaram um estudo com objetivo de comparar as propriedades de atrito entre braquetes cerâmicos e de aço inoxidável. Foram utilizados braquetes de pré-molares superiores com canaleta .018" e  $-7^\circ$  de torque e angulação zero. Foram utilizados 60 braquetes para cada tipo de braquete, sendo eles: cerâmico Clarity (3M Unitek Corporation), cerâmico Contour (ClassOne Orthodontics, Lubbock, Texas, EUA), cerâmico Transcend (3M Unitek Corporation) e de aço inoxidável Miniature Twin (3M Unitek Corporation). A resistência ao deslizamento foi avaliada com 80mm de extensão de fios 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025" de aço inoxidável (ClassOne Orthodontics),  $\beta$ -Ti (ClassOne Orthodontics) e NiTi (ClassOne Orthodontics). Para eliminar a influência do fator uso, cada braquete foi testado somente uma vez e cada fio deslizou somente uma vez em cada braquete. Foi desenhado um aparato especial pela Escola de Engenharia da Universidade de Pittsburg utilizando uma máquina de ensaio universal Instron 4468 (Instron Corporation, EUA) com célula-carga de

10 libras a uma velocidade de 0,02"/minuto. O braquete Clarity demonstrou valores de força de atrito comparáveis aos do braquete de aço inoxidável Miniature Twin. As diferenças entre o Clarity, Countour e Miniature Twin não foram estatisticamente significativas, porém, o Transcend mostrou maior força de atrito estático e cinético em relação aos demais braquetes. Os fios de  $\beta$ -Ti produziram maior força de atrito estático e cinético do que os fios de aço inoxidável e NiTi. Não houve diferença entre as ligas de aço inoxidável e NiTi. Os fios 0,016" x 0,022" exibiram menor força de atrito do que os fios 0,017" x 0,025" em todas as combinações braquete/fio. Não houve diferenças com o braquete Clarity e Contour. As médias das forças de atrito cinético e estático das duas espessuras de fios foram estatisticamente diferentes, com exceção para o Transcend com os fios de aço inoxidável e  $\beta$ -Ti e para o Miniature Twin e fio de  $\beta$ -Ti.

Henao & Kusy (2004) avaliaram o comportamento da força de atrito de quatro braquetes autoligados: Damon II (Ormco Corporation), In-Ovation (GAC), SPEED (Strite Industries Ltd.) e TIME (American Orthodontics) com braquetes convencionais: Mini Diamond SDS (Ormco Corporation), Mini Diamond (GAC), Tip-Edge (TP Industries Inc.) e Mini Mono High Tech (Forestadent), amarrados com ligadura elastomérica (Rocky Mountain Orthodontics) e utilizando uma máquina de ensaio universal Instron modelo TTCM (Instron Corporation, EUA). As análises dos dois tipos de braquetes foram feitas por meio do deslizamento das amostras de três espessuras de fios nos quadrantes de *typodonts* em meio seco e úmido. Foram caracterizadas nos quadrantes maloclusões progressivas do pré-tratamento. Enquanto as espessuras dos arcos foram aumentadas, as forças exibidas por todos os braquetes aumentaram em taxas diferentes. Quando combinados com um fio de menor espessura, os braquetes autoligados tiveram melhor desempenho em relação aos braquetes convencionais. Para os arcos de 0,014" no quadrante superior direito, o máximo de força exibida variou de 125 e 810cN para os braquetes autoligados e convencionais, respectivamente. Quando combinados com arcos espessos, as forças exibiram um desempenho superior.

Para os arcos 0,019" x 0,025" no quadrante superior esquerdo, o máximo de forças exibido, variou de 1635 e 2080cN para braquetes autoligados e convencional, respectivamente. Com o aumento da maloclusão, as forças também aumentaram. Por exemplo, no quadrante com pouca maloclusão e com arco mais fino, o máximo de forças exibido para o braquete autoligado e convencional variou de 80 a 810cN, respectivamente, enquanto no quadrante de maloclusão mais acentuada testado com a menor espessura de fio, o máximo de forças exibido para o braquete autoligado e convencional variou de 870 e 1345cN, respectivamente. Para os valores máximos entre os meios seco e úmido, houve diferenças significativas entre o ambiente somente para o braquete In-Ovation no quadrante superior esquerdo.

Chimenti *et al.* (2005) realizaram um estudo *in vitro* com objetivo de avaliar o efeito da variação no tamanho de ligaduras elásticas na força de atrito estático gerada pela mecânica de deslizamento em meio seco. Além disso, foi analisada a força de atrito gerada pelas ligaduras elásticas tratadas com uma material de lubrificação, o silicone. Para análise da força de atrito estático foi utilizada uma máquina de ensaio universal Instron 4301 (Instron Corporation, EUA) com fio retangular de aço inoxidável 0,019" x 0,025" ligado a um modelo de segmento do aparelho ortodôntico composto por um tubo de segundo molar, tubo conversível de primeiro molar, e três braquetes pré-ajustados de aço inoxidável de segundo pré-molar, primeiro pré-molar e canino (STEP brackets, Leone SpA, Sesto Fiorentino, Forenze, Itália), todos com canaleta 0,022". O fio foi amarrado ao segmento do aparelho com ligaduras elásticas com diferentes dimensões: pequena, média e grande (Silver mini modules, Leone SpA). O atrito estático produzido pelo protótipo de ligaduras elásticas lubrificadas com silicone também foi mensurado. As ligaduras elásticas pequena e média produziram significativamente menor atrito do que as ligaduras grandes. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre as ligaduras pequena e média. A diminuição na força de atrito dos módulos pequeno e médio foi atribuída principalmente à menor espessura dessas ligaduras, quando comparadas com as

ligaduras grandes. As ligaduras elásticas lubrificadas geraram significativamente menor força de atrito do que as não-lubrificadas nas diferentes dimensões. Concluíram que a variação nas dimensões das ligaduras elásticas foi capaz de influenciar a força de atrito estático gerada pela mecânica de deslizamento. O uso de ligaduras elásticas pequenas e médias determinou uma diminuição de 13-17% no atrito estático em relação às ligaduras grandes. Módulos lubrificadas com silicone puderam reduzir o atrito estático de 23-34% e nas ligaduras pequenas e médias não-lubrificadas de 36-43% comparados com as ligaduras grandes não-lubrificadas.

Khambay *et al.* (2005) determinaram a média de força de tensão de quatro diferentes módulos elastoméricos, a força de assentamento no arco de diferentes métodos de amarração e seu efeito na força de atrito. Para determinar a média da força de tensão, cada módulo elastomérico (púrpura, cinza, *Alastik* e *SuperSlick*) foi estendido 5mm, usando dois ganchos acoplados à célula-carga de uma máquina de ensaio Nene M3000. Para calcular o assentamento da força no arco foi soldado um braquete de pré-molar superior (3M Unitek Corporation) a uma lâmina de aço inoxidável e colada a um bloco. A base do braquete foi removida e o corte ficou abaixo e dentro do bloco. O comprimento do fio-teste foi determinado e dobrado em forma de “U”, tendo a porção média 20mm de comprimento. As extremidades livres do arco foram presas na célula-carga da máquina de ensaio. Foram testados duas espessuras de fios 0,017” x 0,025” e 0,019” x 0,025”, ambos de aço inoxidável. A célula-carga foi ativada e a força com que cada arco foi deslocado dentro da canaleta pelo método de amarração foi mensurada. Quatro tipos de módulos elastoméricos foram testados juntos com ligadura pré-formada de aço inoxidável 0,09”. Houve diferenças estatisticamente significativas nas médias de força de tensão e médias da força de assentamento do arco entre os módulos elastoméricos. Os módulos cinza em ambas espessuras de arco produziram a menor média de força de assentamento do arco, enquanto que as ligaduras de aço inoxidável produziram as maiores forças. As ligaduras de aço inoxidável em ambos os arcos produziram a menor média de força de atrito,

enquanto que os módulos cinza produziram significativamente maiores médias de força de atrito.

### 3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro* a força de atrito estático gerada na mecânica de distalização do canino superior pelo uso do gancho “J” na Técnica da Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield, de acordo com as seguintes variáveis:

- Tipo e marcas comerciais dos braquetes;
- Espessura e marcas comerciais dos fios;
- Técnica de amarração;
- Análise da superfície dos braquetes em MEV;
- Análise da superfície dos fios em rugosímetro, MEV e MFA.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 MATERIAL

Para a realização deste estudo foram utilizados 192 braquetes de aço inoxidável de caninos de dois tipos e duas marcas comerciais (Quadro 1, Figura 1A e 1B, 2A e 2B) e fios ortodônticos de aço inoxidável em quatro espessuras e de duas marcas comerciais (Quadro 2, Figura 3) amarrados por ligadura de aço inoxidável e elástica (Quadro 3, Figura 4A e 4B) em meio seco à temperatura ambiente (24°C +/-1).

Quadro 1 - Braquetes utilizados no estudo.

BRAQUETE	CANALETA	PRESCRIÇÃO	TORQUE E ANGULAÇÃO	REF.	LOTE	FABRICANTE
Standard Edgewise simples de aço inoxidável	0,022" x 0,028"	Edgewise	Zero	10.30.203	404648	Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brasil
				37-132-32	15931	GAC, Central Islip, Nova Iorque, EUA
Standard Edgewise duplo de aço inoxidável	0,022" x 0,028"	Edgewise	Zero	10.30.208	374353	Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brasil
				37-232-22	15406	GAC, Central Islip, Nova Iorque, EUA

Quadro 2 - Fios ortodônticos utilizados no estudo.

MATERIAL	NOME COMERCIAL	ESPESSURA	LOTE	FABRICANTE
Aço inoxidável (Cr-Ni)	Morest standard	0,017" x 0,022"	481002	Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brasil
		0,018" x 0,025"	408613	
		0,019" x 0,025"	482222	
		0,021" x 0,025"	478923	
Aço inoxidável (Cr-Ni)	Nubryte Standard	0,017" x 0,022"	195722	GAC, Central Islip, Nova Iorque, EUA
		0,018" x 0,025"	149443	
		0,019" x 0,025"	172878	
		0,021" x 0,025"	180846	

Quadro 3 - Ligaduras utilizadas no estudo.

MATERIAL	LOTE	FABRICANTE
Elastômero	36095 – validade: 07/2005	GAC, Central Islip, Nova Iorque, EUA
Fio de aço inoxidável 0,010"	B353	Tomy International Inc., Tóquio, Japão

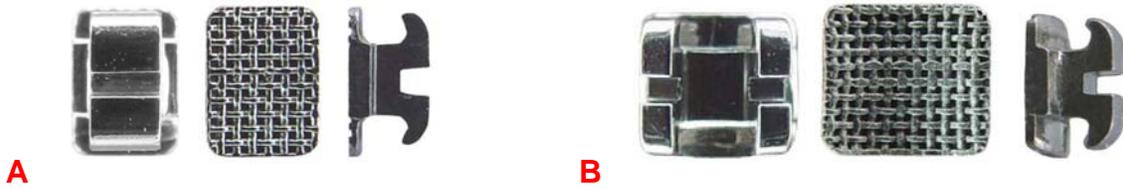


Figura 1 - (A) Braquete simples Morelli; (B) Braquete duplo Morelli.

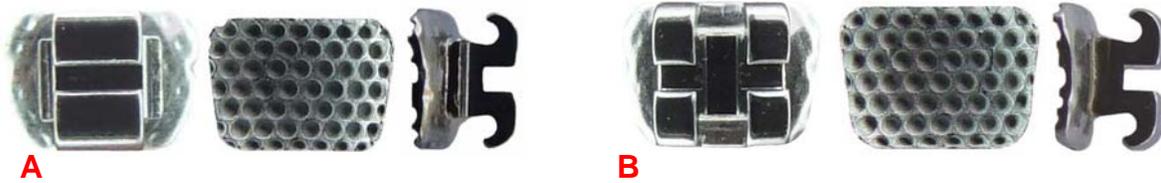


Figura 2 - (A) Braquete simples GAC; (B) Braquete duplo GAC.



Figura 3 - Fios ortodônticos de aço inoxidável GAC e Morelli.

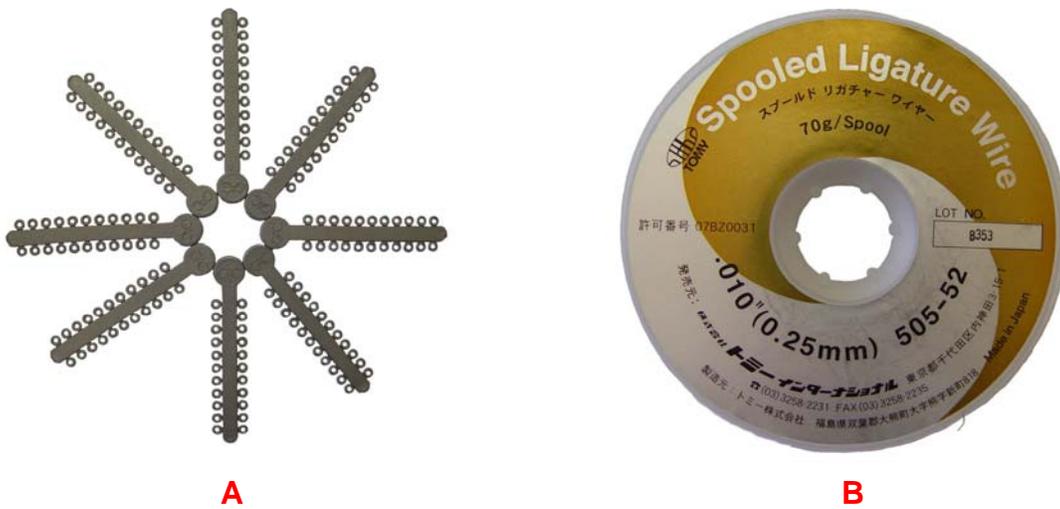


Figura 4 - (A) Ligadura elástica; (B) Ligadura de aço inoxidável.

## 4.2 MÉTODOS

### 4.2.1 PREPARO DOS CORPOS-DE-PROVA

Foi utilizada uma placa de acrílico retangular na dimensão de 4 x 14cm e espessura de 0,5cm, onde a 2cm de uma das extremidades foi confeccionado um entalhe de 1,5cm de profundidade e 1,2cm de largura (Figura 5A). Sobre essa placa de acrílico, foi montado um segmento de aparelho fixo composto por quatro braquetes duplos *Edgewise* (Morelli). Foi demarcada na placa, a posição da colagem de cada um dos quatro braquetes; a seguir, esse local foi abrasionado com uma lixa de granulação 120 (3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) para assegurar a retenção dos braquetes, que foram colados a uma distância de 0,8cm entre si e a 1,6cm na região do entalhe. A distância das bordas superiores dos braquetes com a extremidade superior da placa foi de 0,4cm (Figura 5B). Para a colagem dos braquetes foi utilizado o sistema adesivo Concise Ortodôntico (3M Unitek Corporation) manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Antes que ocorresse a polimerização, um fio na espessura 0,021" x 0,025" de aço inoxidável (GAC) foi encaixado nas canaletas dos braquetes, permitindo o alinhamento dos mesmos (Figura 5C) e logo após a polimerização, esse fio foi removido (Tidy, 1989; Secco, 1999). Cada fio a ser testado teve suas extremidades dobradas com alicate 139 (Starlet, São Paulo, São Paulo, Brasil) de forma que ficassem justos aos braquetes terminais da placa de acrílico e não pudessem deslizar dentro das canaletas dos braquetes. A seguir, o fio foi amarrado aos braquetes com ligadura de aço inoxidável e, posteriormente, o braquete de canino foi amarrado a esse fio na região do entalhe da placa (Figura 5D).

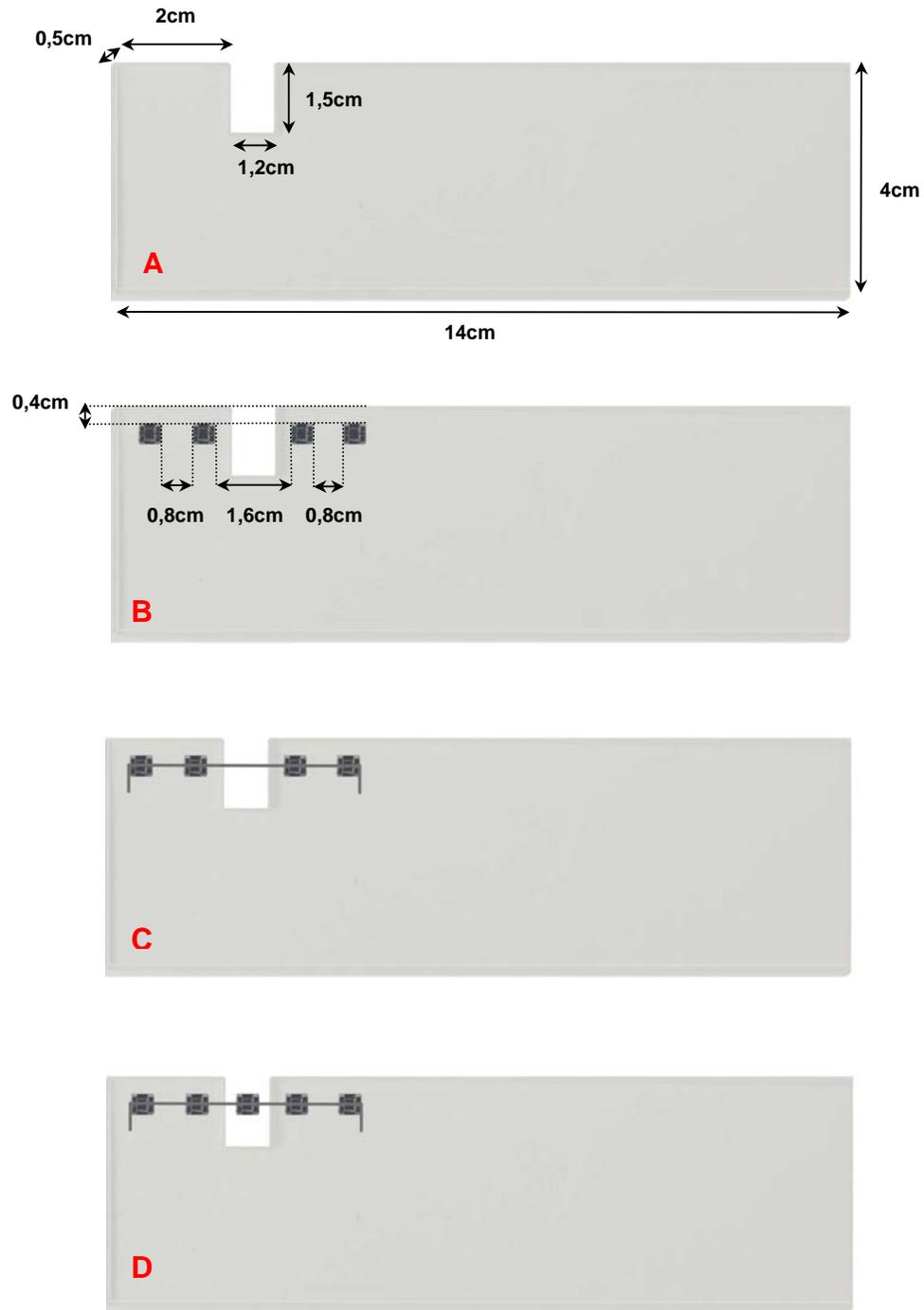


Figura 5 – (A) Recorte na placa de acrílico; (B) Colagem dos braquetes; (C) Fio posicionado para permitir alinhamento dos braquetes antes da polimerização do compósito e (D) Fio ortodôntico e braquete de canino a serem testados posicionados.

#### 4.2.2 AMARRAÇÃO DOS BRAQUETES DOS CANINOS

A amarração com ligadura elástica foi realizada com aplicador de amarrilho elástico de aço inoxidável (Morelli), abraçando as aletas mesial e distal do braquete (Figura 6A).

A amarração com ligadura de aço inoxidável foi feita da seguinte forma: inicialmente, as ligaduras de aço inoxidável foram confeccionadas com alicate formador de ligadura (Starlet). Cada ligadura possuía 15cm de comprimento. A 10cm de suas extremidades livres, as mesmas foram cruzadas entre si e, a partir desse ponto, foram dadas três voltas no sentido horário, manualmente. No local da última volta, a ligadura foi presa à ponta do porta-agulha Mathieu (Instrumentos Cirúrgicos Esmeralda Ltda, São Paulo, SP, Brasil). O conjunto foi levado ao braquete e suas aletas foram abraçadas e puxadas no sentido do porta-agulha. A seguir, foram dadas mais três voltas no sentido horário. O afrouxamento da amarração foi verificado pela observação da oscilação da ligadura de aço inoxidável para confirmar se havia um pequeno vão entre o fio e a ligadura. Em seguida, a extremidade da ligadura foi dobrada sobre o fio.

Para evitar eventual interferência que pudesse ser causada pela umidade ou oleosidade das mãos, o operador usou luvas de látex em todo o procedimento.

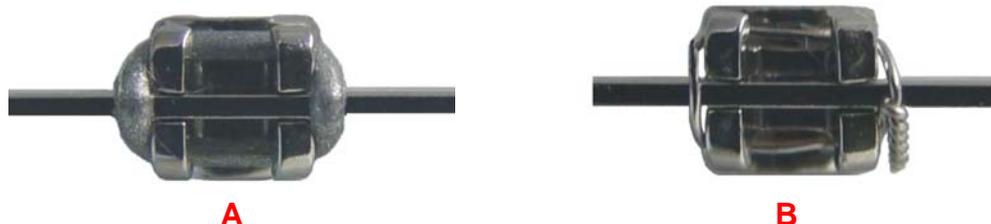


Figura 6 - (A) Amarração com ligadura elástica; (B) Amarração com ligadura de aço inoxidável.

### 4.2.3 ENSAIO PARA DETERMINAÇÃO DA FORÇA DE ATRITO

A placa de acrílico com o segmento de fio montado foi fixada no mordente da base da máquina de ensaio universal Instron 4411 (Instron Ltd., Reino Unido), de maneira a ficar posicionada 45° em relação ao solo, o que foi obtido com o auxílio de esquadro, simulando a angulação do aparelho extrabucal gancho “J” com o plano oclusal durante a mecânica de distalização do canino (Figuras 7A e 7B).

O Gancho “J” foi confeccionado utilizando-se 15cm de fio de aço inoxidável 0,047” (Morelli). As extremidades do fio foram destemperadas com miniflan (Blazer Corporation, Maspeth, Nova Iorque, EUA). Posteriormente, 1cm de uma das extremidades foi desgastada com disco mandril em baixa rotação reduzindo o calibre do fio em 50%. A seguir, o local foi polido com polidores montados em baixa rotação. Com a ponta arredondada do alicate 139 foi confeccionada uma circunferência de 2mm de diâmetro. Na outra extremidade do fio, com o mesmo alicate, foi dada uma curvatura no fio em forma de “J” e na sua ponta foi confeccionado uma outra circunferência de 6mm de diâmetro.

Uma das extremidades do gancho “J” foi posicionada na aleta mesial do braquete e a outra extremidade foi fixada com fio 0,016” de aço inoxidável (GAC) no mordente superior da máquina Instron. A máquina foi acionada e o braquete foi tracionado, deslizando a uma velocidade de 0,5mm/minuto através do segmento do fio, num percurso de 5mm (Figura 8). O valor de pico registrado no Instron foi considerado como o atrito estático, ou seja a força necessária para iniciar o movimento do braquete no fio. Os testes foram repetidos três vezes para cada três grupos, trocando-se a combinação braquete/fio, alterando-se a técnica de amarração a ser analisada.

Antes dos ensaios de força de atrito foi verificada a quantidade de atrito que poderia ser gerada pelo Gancho “J”, isoladamente. Os testes foram feitos num total de 10 vezes e foi verificado que o valor de atrito gerado no Gancho “J” foi de

0,0005g. Esse valor foi considerado no cálculo de atrito, subtraindo-o pelo valor obtido nos resultados dos ensaios de força de atrito.

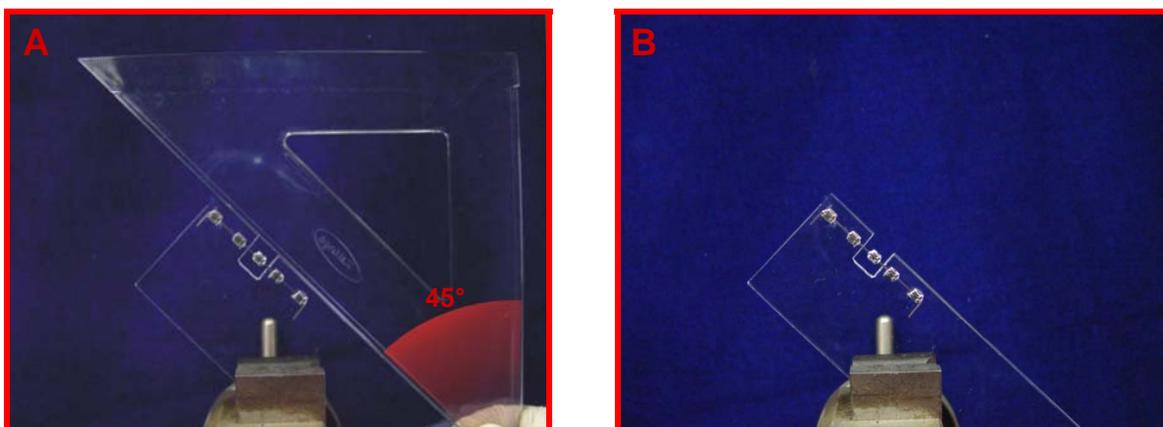


Figura 7 - (A) Posicionamento da placa de acrílico; (B) Placa de acrílico posicionada em 45°.

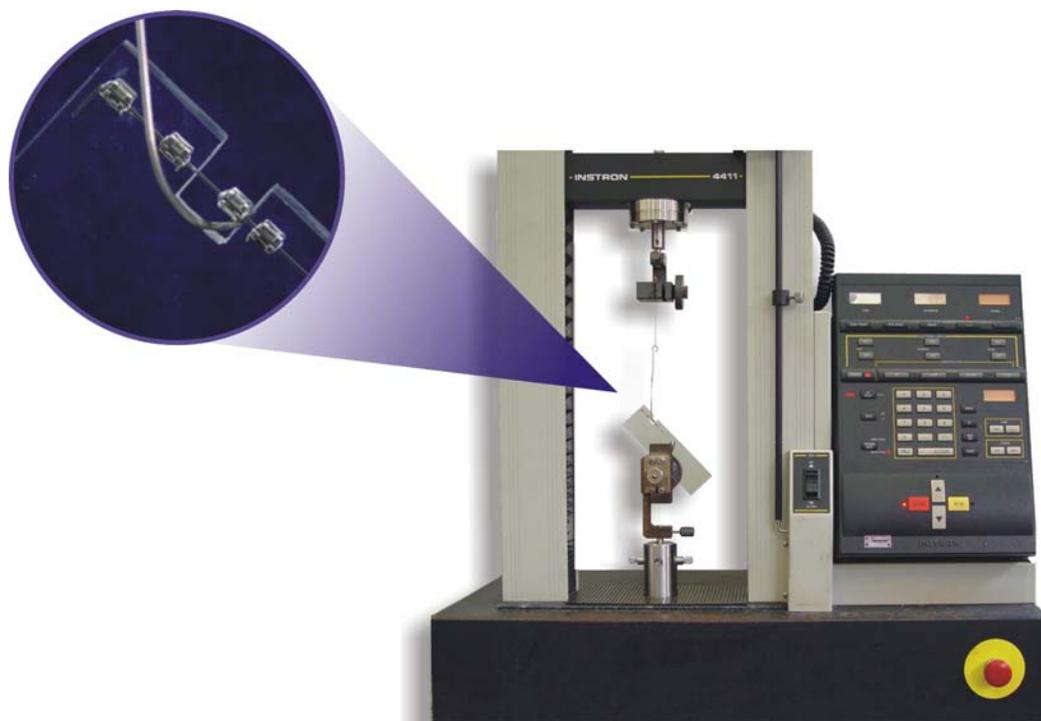


Figura 8 – Aparato posicionado na máquina de ensaio universal Instron 4411.

#### 4.2.4 CÁLCULO DA FORÇA DE ATRITO

Foram considerados os componentes de força representados na Figura 9, em que:

$F_x$  = componente da força na direção X

$F_y'$  = componente de força na direção Y

F = força registrada na Instron

$\Theta$  = ângulo

Sendo que  $F_x$  correspondeu à força de atrito,  $F_y'$  à força de compressão no fio e F à força exercida pelo Gancho “J” puxado na Instron e registrada na mesma.

Aplicou-se a fórmula de relações trigonométricas, obtendo-se:

$$F_x = F \cdot \cos \theta$$

Uma vez que  $\cos \theta = \sqrt{2}/2 = 0,7071$ , logo:

$$F_x = F \cdot 0,7071$$

Portanto, a força de atrito foi calculada pela fórmula:

$$F_{\text{atrito}} = F \cdot 0,7071$$

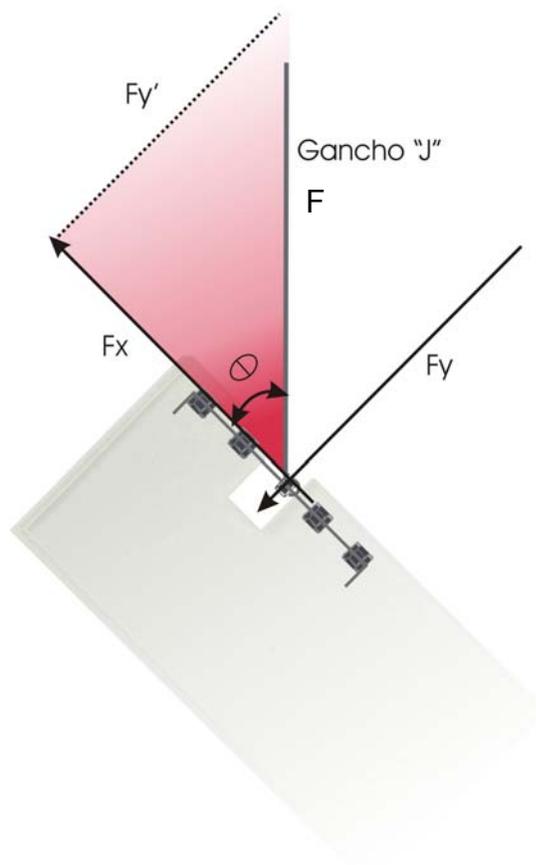


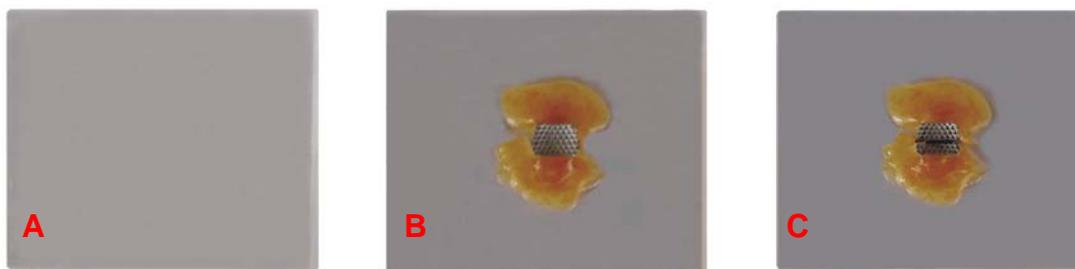
Figura 9 – Desenho esquemático da resultante de forças na placa de acrílico.

## 4.2.5 ANÁLISE MICROSCÓPICA

### 4.2.5.1 PREPARO DOS BRAQUETES E FIOS

Os braquetes foram cortados para que a análise resultante do atrito fosse realizada nas paredes de fundo e paredes laterais da canaleta do braquete. Para o corte dos braquetes foi utilizada uma cortadeira Model 650 SBT-South Bay Technology Inc. (SBT, San Clemente, Califórnia, EUA) com disco dimantado Buehler-Diamond Wafering Blade Series 15 HC Dimond nº 11-4244 (Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, EUA) de diâmetro de 100mm (Figura 11). Na realização do corte foi utilizada uma placa de acrílico de dimensão 3,5 x 2,5cm (Figura 10A). Os

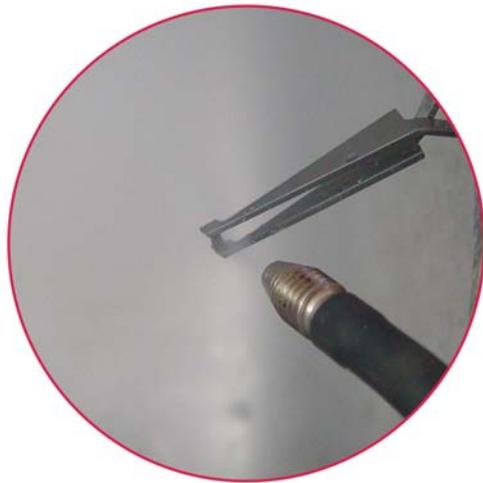
braquetes foram posicionados e fixados à placa com cera pegajosa (Herpo Produtos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 10B). A placa foi posicionada na cortadeira e o braquete seccionado tomando-se o cuidado para que o disco atingisse apenas a base do braquete e não sua canaleta, evitando-se que essa fosse riscada (Figura 10C). As duas metades foram separadas manualmente com dois alicates 325 (Instrumentos Cirúrgicos Esmeralda Ltda). A seguir, os braquetes seccionados foram limpos inicialmente com jatos de vapor de água (Figura 12) a 120°C e pressão constante de três bar a 70g/minuto, utilizando-se o Vaporetto 2000 (Polti Eletrodomésticos, Araras, São Paulo, Brasil). Posteriormente, os braquetes juntamente com os fios ortodônticos, foram colocados num béquer com acetona grau eletrônico e levados ao aparelho de ultra-som MS-200 (Horiba Ltda, Kyoto, Japão) com água destilada por 15 minutos (Figura 13). Em seguida, foram retirados, colocados sobre papel absorvente e secos com jatos de gás nitrogênio puro.



*Figura 10 - (A) Placa de acrílico; (B) Braquete fixado à placa de acrílico com cera pegajosa, e (C) Braquete após o seccionamento com disco diamantado.*



*Figura 11 - Cortadeira Modelo 650 SBT.*



*Figura 12 - Limpeza do braquete seccionado com vapor.*



*Figura 13 – Aparelho de ultra-som (MS 200) utilizado para limpeza final dos braquetes e fios ortodônticos.*

#### **4.2.5.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA**

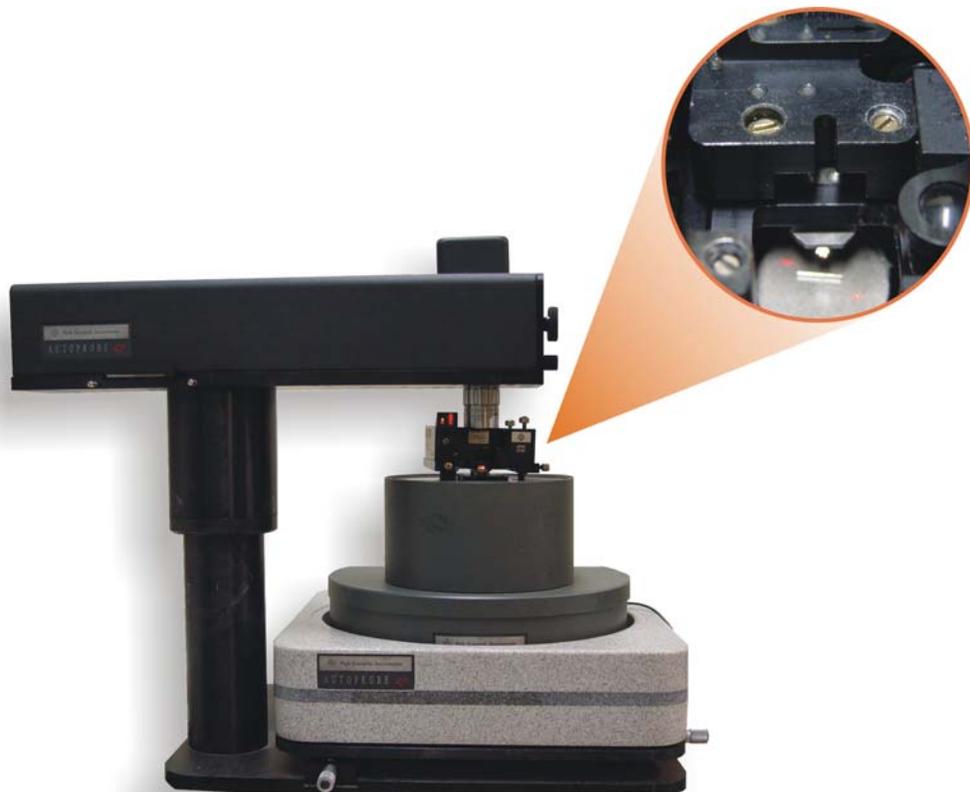
A superfície mais larga dos fios e superfície das paredes de fundo e lateral das canaletas dos braquetes, antes e após ensaio de força de atrito, foi observada em MEV, utilizando-se o equipamento JEOL JSM-5600 LV-Scanning Electron Microscope, Tóquio, Japão (Figura 14).



*Figura 14 – Microscópio Eletrônico de Varredura JEOL JSM-5600 LV.*

#### **4.2.5.3 MICROSCOPIA DE FORÇA ATÔMICA**

Para observação em MFA foi utilizado o modo contato com o equipamento Park Scientific Instruments (Autoprobe Electronics Module, Sunnyvale, Califórnia, EUA) do Instituto de Física do Departamento de Física Aplicada da UNICAMP (Figura 15). Foram analisadas as superfícies mais largas dos fios antes e após o ensaio de força de atrito.

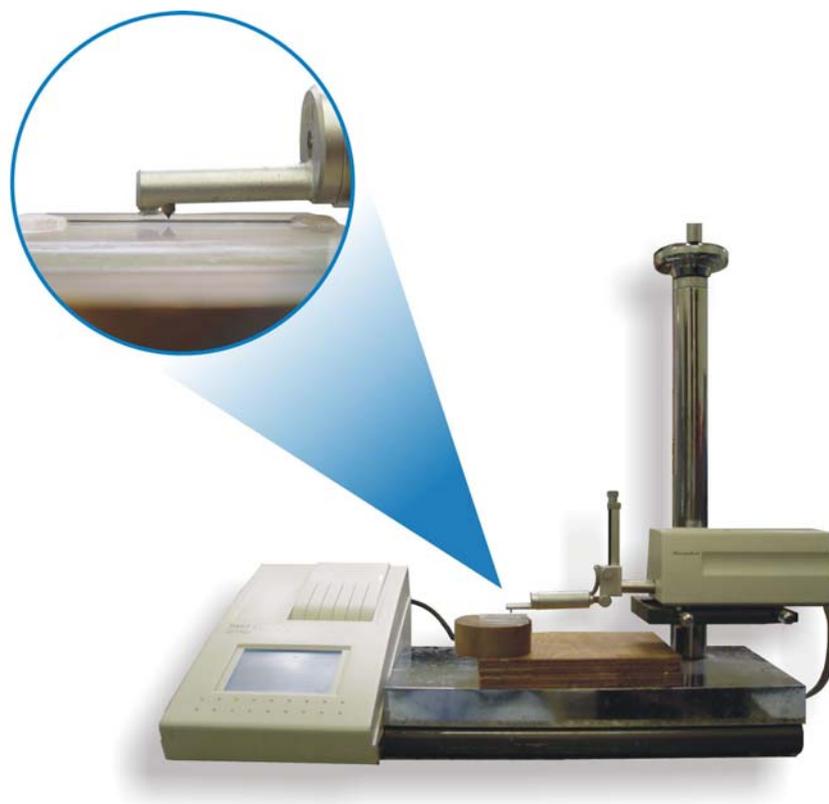


*Figura 15 – Microscópio de Força Atômica.*

#### **4.2.7 DETERMINAÇÃO DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE DOS FIOS ORTODÔNTICOS**

A rugosidade de superfície dos fios, antes e após ensaio de força de atrito, foi verificada com rugosímetro Surf Corder SE 1700 (Kosaka Lab, Tóquio, Japão) (Figura 16). A rugosidade média ( $R_a$ ) representou o desvio médio aritmético entre o pico mais alto e vale mais profundo registrado (profundidade média da rugosidade), após a agulha do rugosímetro percorrer um trecho de 4mm de extensão na superfície mais larga do fio, com filtragem de 0,8. Os fios foram separados em grupos, sendo que em cada grupo havia três amostras de fios. Em

cada extensão do fio foram efetuadas três leituras, no sentido longitudinal. A média das leituras em cada grupo foi considerada a rugosidade de superfície.



*Figura 16 – Amostra posicionada na rugosímetro Surf Corder SE 1700 para análise da rugosidade de superfície.*

#### **4.2.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Os dados foram submetidos à Análise da Variância e ao teste de Tukey, com nível de significância de 5%.

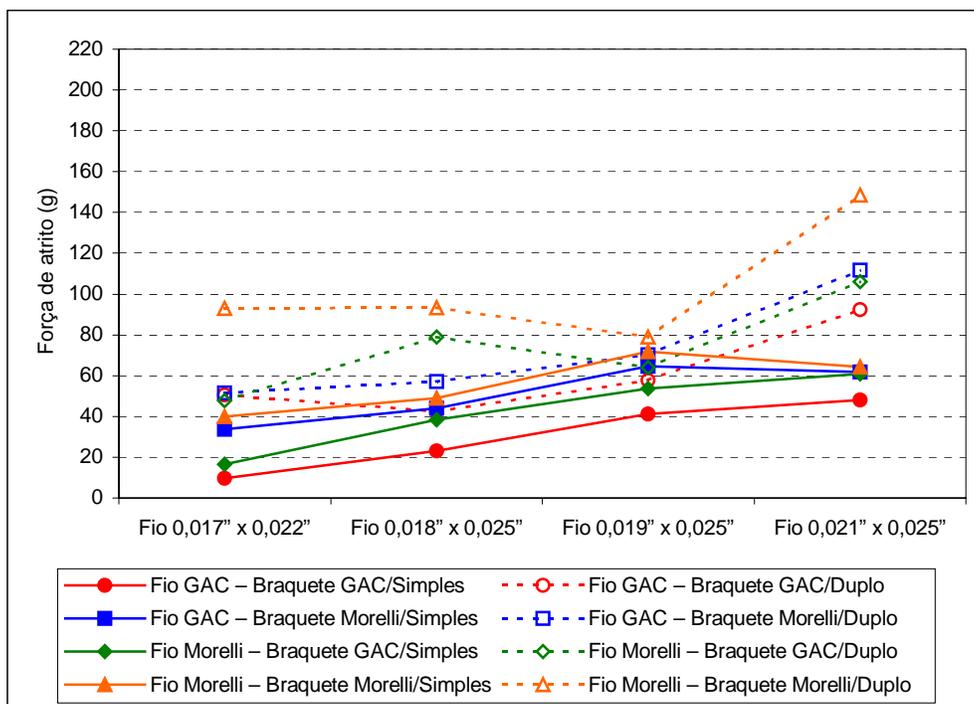
## 5 RESULTADOS

### 5.1 FORÇA DE ATRITO

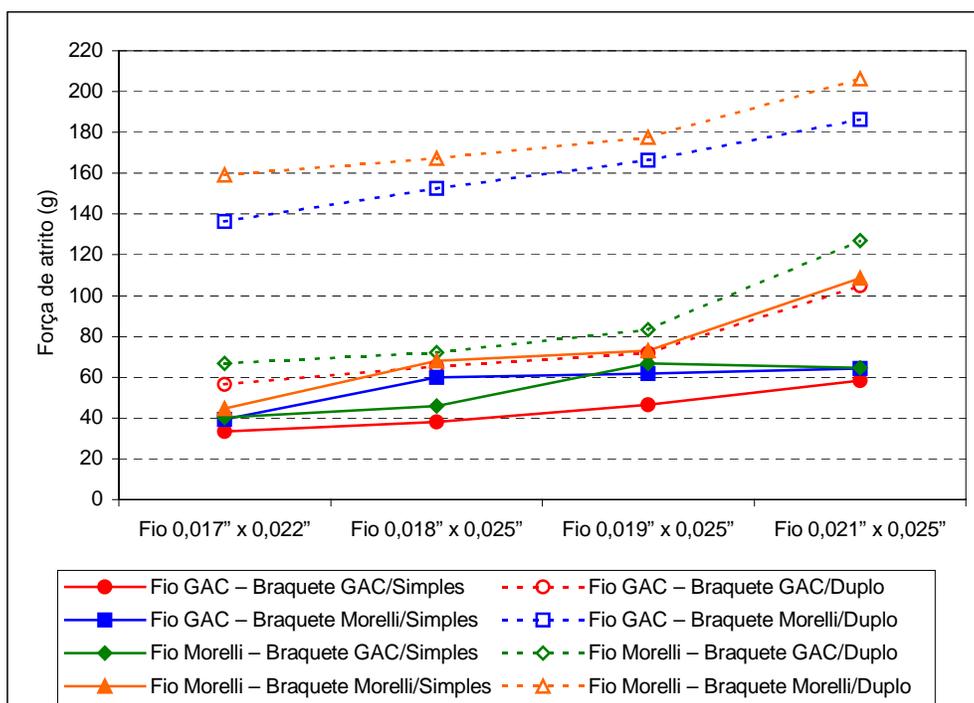
Na Tabela 1 encontram-se as médias e desvios-padrão para os dados obtidos. As médias foram separadas de acordo com as duas técnicas de amarração analisadas. No Gráfico 1 está ilustrado as médias para amarração com ligadura de aço inoxidável e no Gráfico 2, as médias com ligadura elástica.

**Tabela 1** – Médias e desvios-padrão para força de atrito (g).

Amarração	Fio	Espessura	Braquete			
			GAC		Morelli	
			Simple	Duplo	Simple	Duplo
Ligadura de aço inoxidável	GAC	Fio 0,017" x 0,022"	9,7 (0,1)	50,5 (0,2)	33,7 (0,4)	51,4 (1,6)
		Fio 0,018" x 0,025"	23,2 (0,5)	42,4 (1,0)	44,1 (0,5)	57,1 (0,6)
		Fio 0,019" x 0,025"	41,1 (0,5)	57,9 (0,2)	64,5 (0,6)	70,2 (0,5)
		Fio 0,021" x 0,025"	48,1 (0,6)	92,5 (1,0)	61,8 (0,5)	111,6 (1,1)
	Morelli	Fio 0,017" x 0,022"	16,6 (0,3)	47,8 (0,2)	40,0 (0,5)	92,9 (0,8)
		Fio 0,018" x 0,025"	38,4 (0,5)	78,8 (0,4)	49,0 (0,3)	93,3 (0,9)
		Fio 0,019" x 0,025"	53,7 (0,8)	64,1 (0,8)	71,7 (1,3)	79,0 (0,3)
		Fio 0,021" x 0,025"	60,9 (0,7)	105,9 (0,4)	64,4 (0,4)	148,5 (0,4)
Ligadura elástica	GAC	Fio 0,017" x 0,022"	33,4 (0,6)	56,5 (0,6)	39,5 (0,7)	136,4 (0,2)
		Fio 0,018" x 0,025"	38,0 (0,6)	65,2 (0,5)	60,0 (0,4)	152,5 (0,8)
		Fio 0,019" x 0,025"	46,6 (1,6)	71,7 (1,4)	61,7 (0,9)	166,4 (0,6)
		Fio 0,021" x 0,025"	58,3 (0,9)	104,8 (1,1)	64,1 (0,7)	186,3 (0,5)
	Morelli	Fio 0,017" x 0,022"	40,3 (0,9)	66,9 (0,5)	44,5 (1,0)	159,3 (0,8)
		Fio 0,018" x 0,025"	45,8 (1,1)	72,2 (0,7)	68,2 (1,2)	167,2 (0,1)
		Fio 0,019" x 0,025"	66,8 (0,2)	83,3 (0,5)	73,1 (0,7)	177,7 (0,5)
		Fio 0,021" x 0,025"	64,7 (0,9)	127,1 (0,6)	108,5 (0,0)	206,2 (0,5)



**Gráfico 1** – Médias para força de atrito com uso de ligadura de aço inoxidável.



**Gráfico 2** – Médias para força de atrito com uso de ligadura elástica.

Mediante os resultados foi observado que, de modo geral, as médias da força de atrito para a amarração com ligadura elástica foram maiores do que com a ligadura de aço inoxidável.

Conforme a espessura do fio aumentou, a força de atrito também aumentou, embora o fato não tenha ocorrido em todos os casos em que se utilizou a ligadura de aço inoxidável.

As médias de atrito obtidas com o uso de braquetes duplos foram maiores em comparação com o uso de braquetes simples. O braquete da marca Morelli se destacou gerando maior atrito. A combinação que gerou maior atrito foi a do braquete duplo Morelli com fio Morelli, isto para ambas as técnicas de amarração. O uso de ligadura elástica com a combinação braquete duplo Morelli e fio GAC também gerou um atrito considerável. A combinação que gerou menor atrito foi com braquete simples da GAC com fio GAC, para ambas as técnicas de amarração.

Quanto à variabilidade, alguns grupos apresentaram baixa variação (desvios-padrão de 0,1) e outros, variações maiores chegando a um desvio-padrão de 1,6. Porém, todos esses valores foram relativamente baixos se comparados com a variação entre os grupos. Para verificar se os fatores foram significativos, ou seja, se existiu diferença significativa entre as médias, foi utilizado *Análise de Variância para 5 fatores fixos* (ANOVA).

Para se utilizar a técnica com segurança, deve-se verificar duas hipóteses: igualdade das variâncias e normalidade dos resíduos. Após verificar a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obteve-se o nível descritivo de 0,999, pelo qual concluiu-se que as variabilidades dos grupos não foram significativamente diferentes. Verificada a normalidade dos resíduos por meio do *teste de Anderson-Darling*, foi obtido o nível descritivo de 0,180, pelo qual concluiu-se que os resíduos seguiram a distribuição normal. Com estes resultados pôde-se utilizar a ANOVA com segurança.

A Tabela 2 apresenta o resultado da ANOVA, pelo qual pôde-se concluir que a interação de maior grau entre técnica de amarração, marca do fio, espessura do fio, marca do braquete e tipo de braquete foi significativa, indicando um alto grau de interação entre os fatores.

**Tabela 2 – Análise de Variância para força de atrito.**

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrados médios	Estatística F	Nível descritivo
Amarração (A)	1	42148,5	42148,5	78711,53	0,000
Marca do Fio (MF)	1	10602,9	10602,9	19800,74	0,000
Espessura (E)	3	49085,4	16361,8	30555,39	0,000
Marca do Braquete (MB)	1	60000,7	60000,7	112050,31	0,000
Braquete (B)	1	121384,0	121384,0	226682,41	0,000
A * MF	1	10,5	10,5	19,70	0,000
A * E	3	40,0	13,3	24,91	0,000
A * MB	1	13097,7	13097,7	24459,75	0,000
A * B	1	14855,6	14855,6	27742,52	0,000
MF * E	3	569,6	189,9	354,54	0,000
MF * MB	1	367,8	367,8	686,83	0,000
MF * B	1	652,7	652,7	1218,88	0,000
E * MB	3	22,5	7,5	14,03	0,000
E * B	3	6831,4	2277,1	4252,48	0,000
MB * B	1	17163,7	17163,7	32052,95	0,000
A * MF * E	3	777,1	259,0	483,74	0,000
A * MF * MB	1	0,1	0,1	0,27	0,604
A * MF * B	1	455,7	455,7	851,04	0,000
A * E * MB	3	576,6	192,2	358,91	0,000
A * E * B	3	1274,1	424,7	793,11	0,000
A * MB * B	1	14291,1	14291,1	26688,28	0,000
MF * E * MB	3	658,3	219,4	409,77	0,000
MF * E * B	3	559,8	186,6	348,45	0,000
MF * MB * B	1	352,8	352,8	658,86	0,000
E * MB * B	3	66,0	22,0	41,11	0,000
A * MF * E * MB	3	369,4	123,1	229,96	0,000
A * MF * E * B	3	316,2	105,4	196,82	0,000
A * MF * MB * B	1	530,9	530,9	991,43	0,000
A * E * MB * B	3	1438,8	479,6	895,65	0,000
MF * E * MB * B	3	420,1	140,0	261,48	0,000
A * MF * E * MB * B	3	667,6	222,5	415,55	0,000
Resíduo	128	68,5	0,5		
<b>Total</b>	<b>191</b>	<b>359656,0</b>			

Para que fosse possível o estudo da interação e descobrir onde havia diferenças significativas, foi feita *Comparação Múltipla pelo método de Tukey*, o qual compara as médias dos grupos dois a dois.

Como o resultado foi extenso, as tabelas foram inicialmente separadas em uma tabela composta por duas partes (Tabelas 3 e 4) (Anexo). Para facilitar, foram criadas tabelas menores a partir da tabela original, comparando-se para cada grupo as médias ao longo das espessuras (Tabela 5 a 24) (Anexo). As diferenças estatisticamente significativas encontram-se hachuradas.

A quantidade de comparações foi bastante grande e houve poucas comparações que não apresentaram diferenças significativas. Para facilitar a interpretação dos resultados, esses foram abordados nos tópicos abaixo.

### **5.1.1 ESPESSURA DOS FIOS ORTODÔNTICOS**

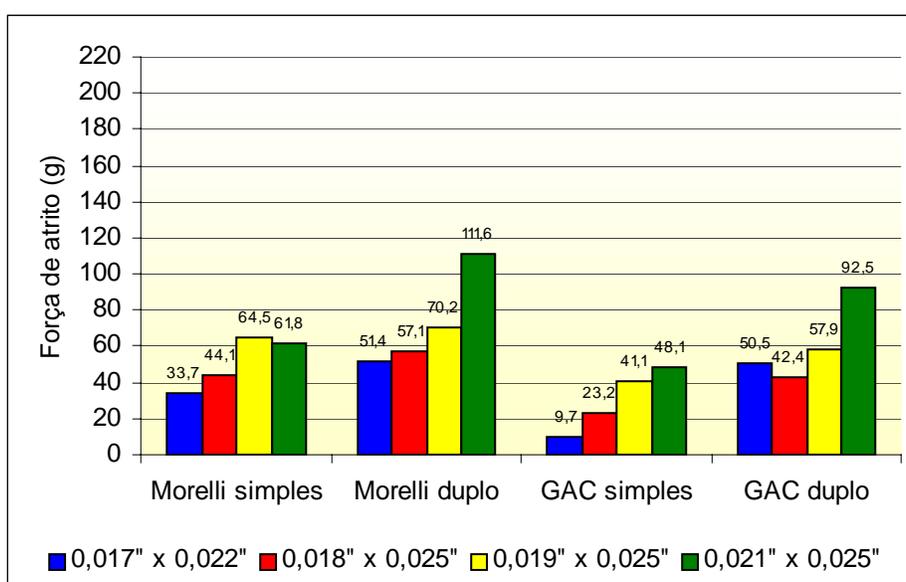
Estão apresentadas nas Tabelas 25, 26, Gráficos 3 e 4 os resultados de acordo com o aumento da espessura dos fios utilizando-se ligadura de aço inoxidável. Somente não houve diferença significativa, utilizando-se fio GAC, entre: braquete duplo Morelli e braquete duplo GAC na espessura 0,017" x 0,022", e braquete simples Morelli e braquete duplo GAC na espessura 0,018" x 0,025" (Tabela 25 e Gráfico 3). Com fio Morelli não houve diferenças significativas na combinação braquete duplo Morelli entre as espessuras 0,017" x 0,022" e 0,018" x 0,025" (Tabela 26 e Gráfico 4). As demais foram significativamente diferentes.

Nas Tabelas 27, 28, Gráficos 5 e 6 estão apresentados os resultados de acordo com o aumento da espessura dos fios com uso da ligadura elástica. Não houve diferença significativa, utilizando-se fio GAC, na combinação com braquete simples Morelli entre as espessuras 0,018" x 0,025" e 0,019" x 0,025" e entre as espessuras 0,019" x 0,025" e 0,021" x 0,025" (Tabela 27 e Gráfico 5) e, utilizando-se fio Morelli, nas combinações: braquete simples GAC entre as espessuras 0,019" x 0,025" e 0,021" x 0,025" (Tabela 28 e Gráfico 6). As demais foram significativamente diferentes.

**Tabela 25** – Valores médios de força de atrito (g) com fios GAC e ligadura de aço inoxidável.

Espessura fios	braquetes			
	Morelli		GAC	
	simples	duplo	simples	duplo
0,017" x 0,022"	33,7 (0,4) a,A	51,4 (1,6) a,B	9,7 (0,1) a,C	50,5 (0,2) a,B
0,018" x 0,025"	44,1 (0,5) b,A	57,1 (0,6) b,B	23,2 (0,5) b,C	42,4 (1,0) b,A
0,019" x 0,025"	64,5 (0,4) c,A	70,2 (0,5) c, B	41,1 (0,5) c,C	57,9 (0,2) c,D
0,021" x 0,025"	61,8 (0,5) d,A	111,6 (1,1) d, B	48,1 (0,6) d,C	92,9 (1,0) d,D

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



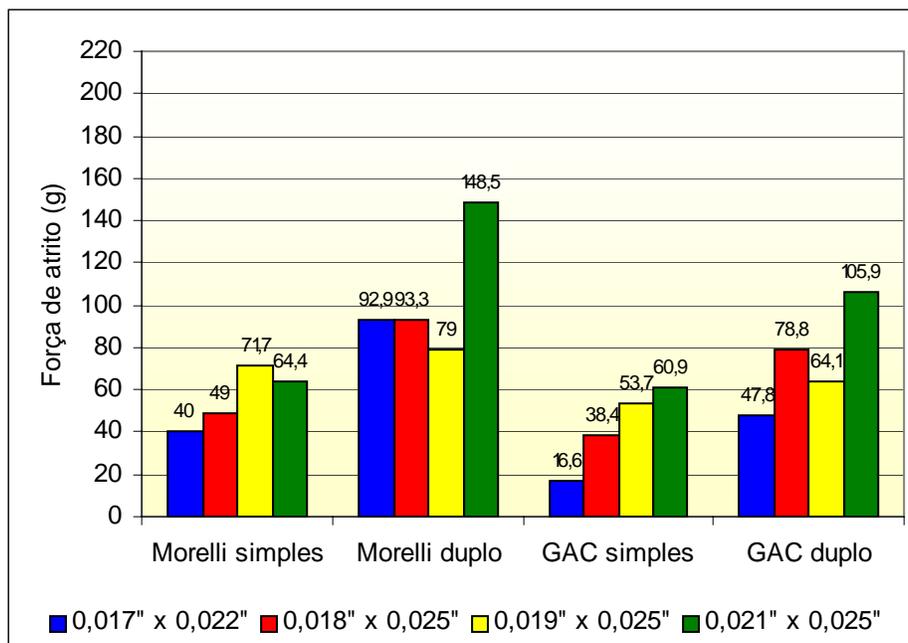
**Gráfico 3** – Força de atrito (g) com fios GAC nas diferentes espessuras amarrados com ligadura de aço inoxidável aos braquetes Morelli e GAC (simples e duplo).

**Tabela 26** – Valores médios de força de atrito (g) com fios Morelli e ligadura de aço inoxidável.

Espessura fios	braquetes			
	Morelli		GAC	
	simples	duplo	simples	duplo
0,017" x 0,022"	40,0 (0,5) a,A	92,9 (0,8) a,B	16,6 (0,3) a,C	47,8 (0,2) a,D
0,018" x 0,025"	49,0 (0,3) b,A	93,3 (0,9) a,B	38,4 (0,5) b,C	78,8 (0,4) b,D

0,019" x 0,025" 71,7 (1,3) c,A 79,0 (0,3) b,B 53,7 (0,8) c,C 64,1 (0,8) c,D  
 0,021" x 0,025" 64,4 (0,4) d,A 148,5 (0,4) c,B 60,9 (0,7) d,C 105,9 (0,4) d,D

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



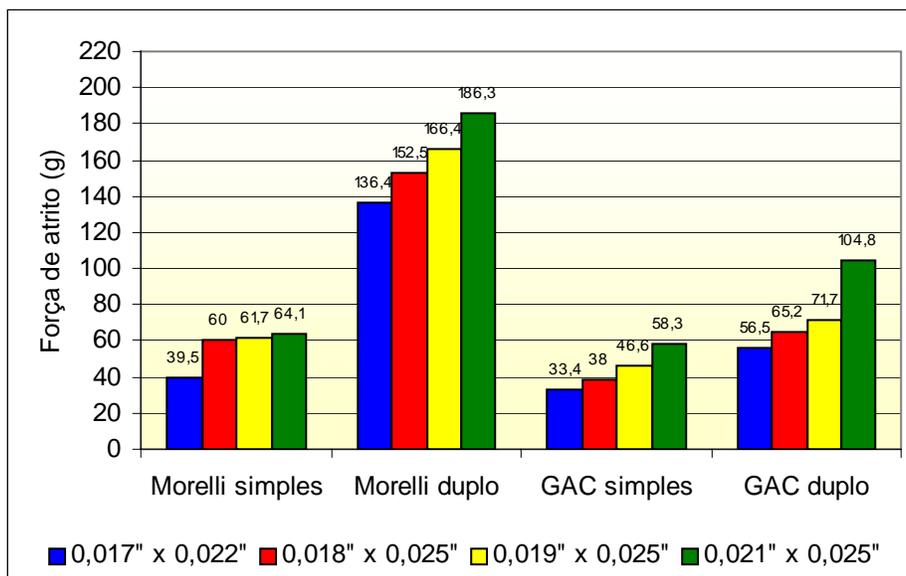
**Gráfico 4** – Força de atrito (g) com fios Morelli nas diferentes espessuras amarrados com ligadura de aço inoxidável aos braquetes Morelli e GAC (simples e duplo).

**Tabela 27** – Valores médios de força de atrito (g) com fios GAC e ligadura elástica.

Espessura fios	braquetes			
	Morelli		GAC	
	simples	duplo	simples	duplo
0,017" x 0,022"	39,5 (0,7) a,A	136,4 (0,2) a,B	33,4 (0,6) a,C	56,5 (0,6) a,D
0,018" x 0,025"	60,0 (0,4) b,A	152,5 (0,8) b,B	38,0 (0,6) b,C	65,2 (0,5) b,D

0,019" x 0,025" 61,7 (0,9) cb,A 166,4 (0,6) c,B 46,6 (1,6) c,C 71,7 (1,4) c,D  
 0,021" x 0,025" 64,1 (0,7) dc,A 186,3 (0,5) d,B 58,3 (0,9) d,C 104,8 (1,1) d,D

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



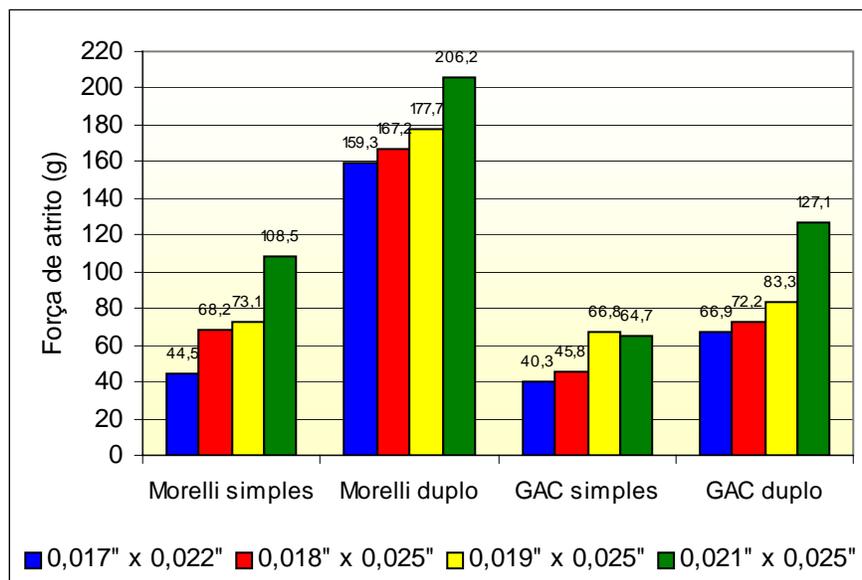
**Gráfico 5** – Força de atrito (g) com fios GAC nas diferentes espessuras amarrados com ligadura elástica aos braquetes Morelli e GAC (simples e duplo).

**Tabela 28** – Valores médios de força de atrito (g) com fios Morelli e ligadura elástica.

Espessura fios	braquetes			
	Morelli		GAC	
	simples	duplo	simples	duplo
0,017" x 0,022"	44,5 (1,0) a,A	159,3 (0,8) a,B	40,3 (0,9) a,C	66,9 (0,5) a,D
0,018" x 0,025"	68,2 (1,2) b,A	167,2 (0,1) b,B	45,8 (1,1) b,C	72,2 (0,7) b,D

0,019" x 0,025"	73,1 (0,7) c,A	177,7 (0,5) c,B	66,8 (0,2) c,C	83,3 (0,5) c,D
0,021" x 0,025"	108,5 (0,0) d,A	206,2 (0,5) d,B	64,7 (0,9) c,C	127,1 (0,6) d,D

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



**Gráfico 6** – Força de atrito (g) com fios Morelli nas diferentes espessuras amarrados com ligadura elástica aos braquetes Morelli e GAC (simples e duplo).

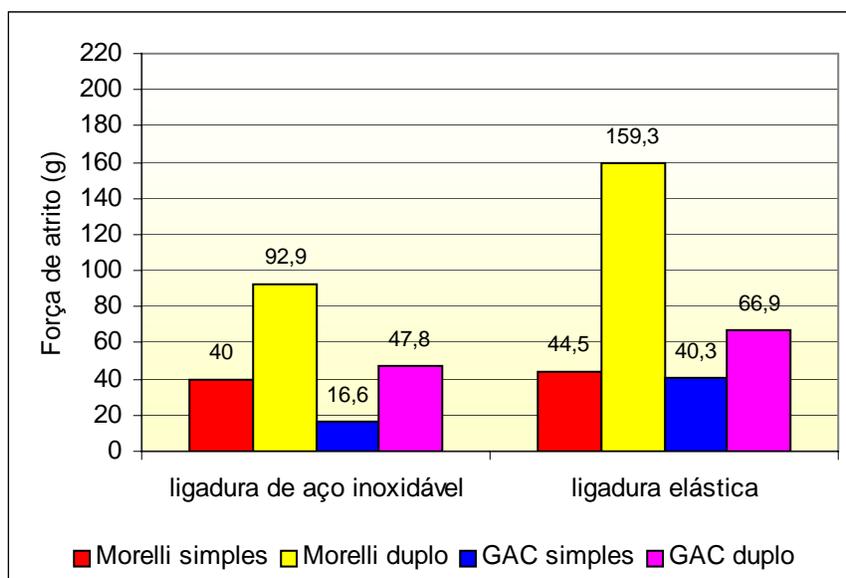
### 5.1.2 TÉCNICA DE AMARRAÇÃO DOS BRAQUETES

Na Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield preconiza-se na fase de Preparo da Dentição, a distalização do canino superior com fio 0,017" x 0,022", portanto, é apresentado nas Tabelas 29, 30, Gráficos 7 e 8, os valores médios de força de atrito nas duas marcas de fios nessa espessura com braquetes simples e duplos, variando-se a técnica de amarração. Foi observado que houve diferenças estatisticamente significativas entre as duas técnicas, sendo que o uso da ligadura elástica gerou maior força de atrito do que a ligadura de aço inoxidável para ambas as marcas dos fios.

**Tabela 29** - Valores médios de força de atrito (g) com fio Morelli 0,017" x 0,022".

Amarração	Morelli		GAC	
	simples	duplo	simples	duplo
Ligadura de aço	40,0 (0,5) a,A	92,9 (0,8) a,B	16,6 (0,3) a,C	47,8 (0,2) a,D
Ligadura elástica	44,5 (1,0) b,A	159,3 (0,8) b,B	40,3 (0,9) b,C	66,9 (0,5) b,D

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

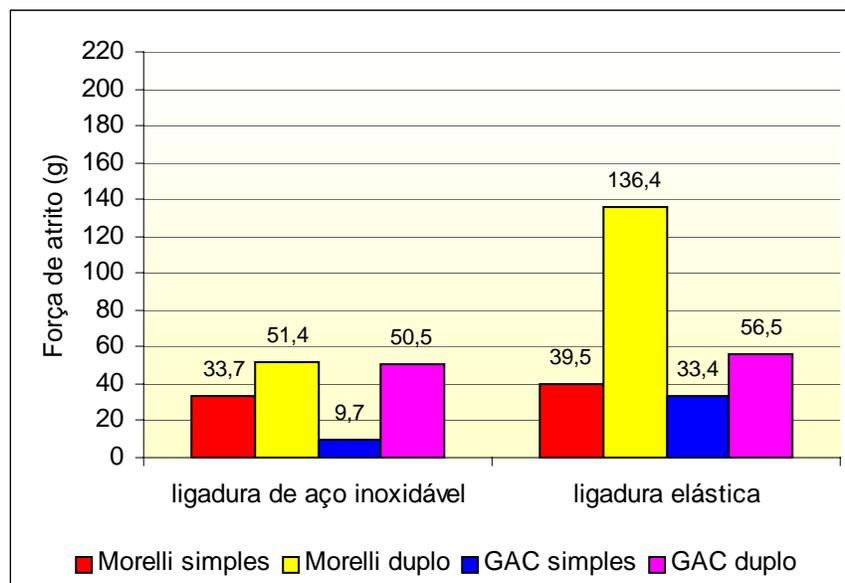


**Gráfico 7** – Força de atrito (g) com fio Morelli 0,017'' x 0,022'' em braquetes Morelli e GAC (simples e duplo) nas duas técnicas de amarração.

**Tabela 30** - Valores médios de força de atrito (g) para os fios GAC 0,017'' x 0,022''.

Amarração	Braquetes			
	Morelli		GAC	
	simples	duplo	simples	duplo
Ligadura de aço	33,7 (0,4) a,A	51,4 (1,6) a,B	9,7 (0,1) a,C	50,5 (0,2) a,B
Ligadura elástica	39,5 (0,7) b,A	136,4 (0,2) b,B	33,4 (0,6) b,C	56,5 (0,6) b,D

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



**Gráfico 8** – Força de atrito (g) com fio GAC 0,017” x 0,022” em braquetes Morelli e GAC (simples e duplo) nas duas técnicas de amarração.

### 5.1.3 TAMANHO E MARCA COMERCIAL DOS BRAQUETES

Na Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed–Merrifield preconiza-se o uso de fio na espessura 0,017” x 0,022”, portanto, estão apresentados nas Tabelas 31, 32, 33, 34, Gráficos 9, 10, 11 e 12, os valores de força de atrito nessa espessura nas duas marcas comerciais com as duas técnicas de amarração. Os resultados mostraram que houve diferenças estatisticamente significativas para todos os casos, exceto para o fio GAC amarrado com ligadura de aço inoxidável entre braquete duplo Morelli e braquete duplo GAC (Tabela 32 e Gráfico 10).

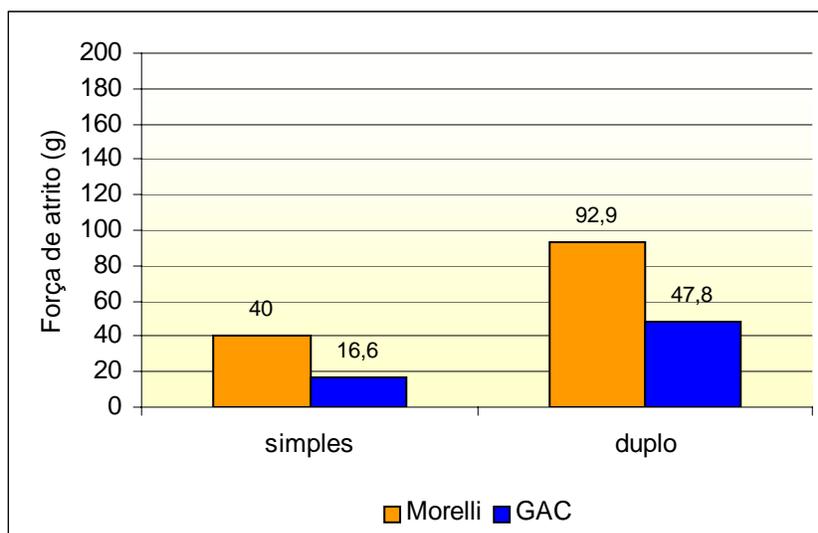
Os resultados mostraram que os braquetes simples proporcionaram uma menor força de atrito para ambas marcas comerciais nas duas técnicas de

amarração. Em relação às marcas comerciais dos braquetes, foi observado que os da marca GAC, simples e duplo, apresentaram menor força de atrito.

**Tabela 31** – Valores médios da força de atrito (g) com fio Morelli 0,017” x 0,022” com ligadura de aço inoxidável.

Braquetes	Marcas comerciais	
	Morelli	GAC
Simple	40,0 (0,5) a,A	16,6 (0,3) a,B
Duplo	92,9 (0,8) b,A	47,8 (0,2) b,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

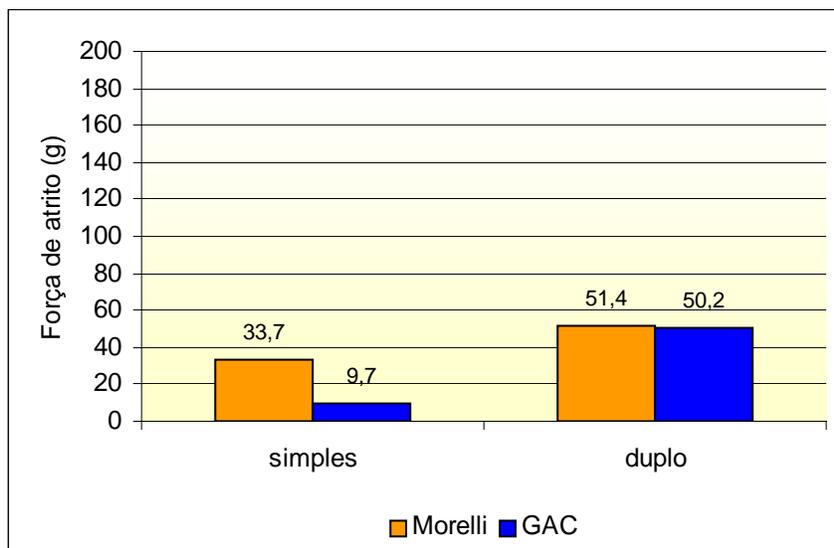


**Gráfico 9** – Força de atrito (g) com fio Morelli 0,017” x 0,022” e braquetes Morelli e GAC (simple e duplo) com ligadura de aço inoxidável.

**Tabela 32** – Valores médios da força de atrito (g) com fio GAC 0,017” x 0,022” com ligadura de aço inoxidável.

Braquetes	Marcas comerciais	
	Morelli	GAC
Simple	33,7 (0,4) a,A	9,7 (0,1) a,B
Duplo	51,4 (1,6) b,A	50,5 (0,2) b,A

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

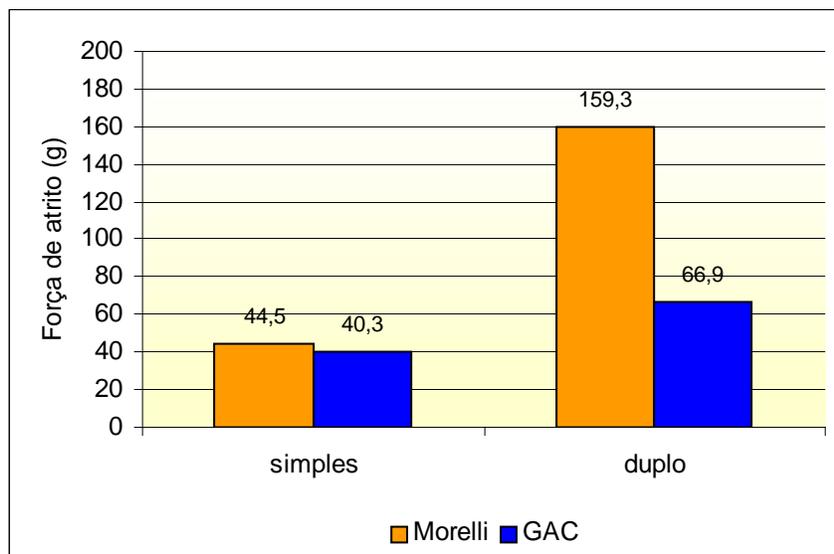


**Gráfico 10** – Força de atrito (g) com fio GAC 0,017" x 0,022" e braquetes Morelli e GAC (simples e duplo) com ligadura de aço inoxidável.

**Tabela 33** – Valores médios da força de atrito (g) com fio Morelli 0,017" x 0,022" com ligadura elástica.

Braquetes	Marcas comerciais	
	Morelli	GAC
Simple	44,5 (1,0) a,A	40,3 (0,9) a,B
Duplo	159,3 (0,8) b,A	66,9 (0,5) b,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

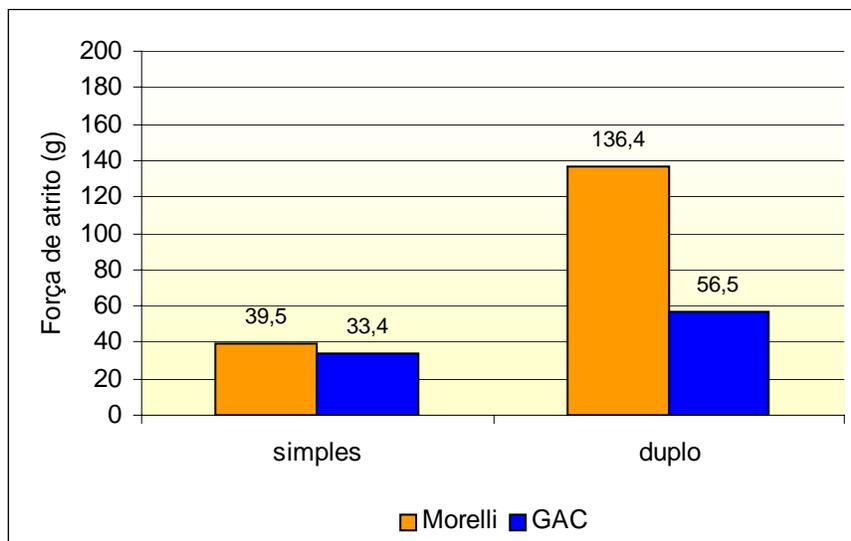


**Gráfico 11** – Força de atrito (g) com fio Morelli 0,017” x 0,022” e braquetes Morelli e GAC (simples e duplo) com ligadura elástica.

**Tabela 34** – Valores médios da força de atrito (g) com fio GAC 0,017” x 0,022” com ligadura elástica.

Braquetes	Marcas comerciais	
	Morelli	GAC
Simple	39,5 (0,7) a,A	33,4 (0,6) a,B
Duplo	136,4 (0,2) b,A	56,5 (0,6) b,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



**Gráfico 12** – Força de atrito (g) com fio GAC 0,017" x 0,022" e braquetes Morelli e GAC (simples e duplo) com ligadura elástica.

#### 5.1.4 MARCAS COMERCIAIS DOS FIOS ORTODÔNTICOS

As Tabelas 35, 36, 37, 38, Gráficos 13, 14, 15 e 16 ilustram as médias de força de atrito em braquetes simples e duplos GAC e Morelli com amarração pela ligadura de aço inoxidável de acordo com as marcas comerciais dos fios. Somente não houve diferenças estatisticamente significativas na combinação

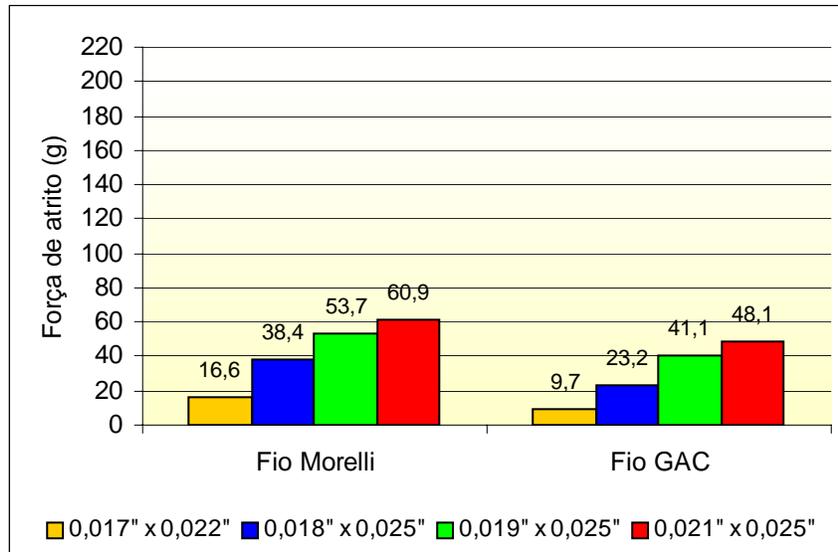
braquete duplo Morelli com fio Morelli entre as espessuras 0,017” x 0,022” e 0,018” x 0,025” (Tabela 38 e Gráfico 16). De forma geral, observou-se maiores níveis de atrito nos fios da marca Morelli.

Utilizando-se a ligadura elástica (Tabelas 39, 40, 41, 42, Gráficos 17, 18, 19 e 20). Os resultados mostraram que não houve diferenças estatisticamente significativas nas combinações: braquetes simples GAC com fio Morelli entre as espessuras 0,019” x 0,025” e 0,021” x 0,025” (Tabela 39 e Gráfico 17); braquete simples Morelli com fio GAC entre as espessuras 0,018” x 0,025” e 0,019” x 0,025” e entre as espessuras 0,019” x 0,025” e 0,021” x 0,025” (Tabela 40 e Gráfico 18). Os demais apresentaram diferenças estatisticamente significativas, indicando que os fios Morelli proporcionaram maiores forças de atrito.

**Tabela 35** – Valores médios da força de atrito (g) nos braquetes simples GAC amarrados com ligadura de aço inoxidável de acordo com a espessura do fio e suas marcas comerciais.

Espessura	Fios	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017” x 0,022”	16,6 (0,3) a,A	9,7 (0,1) a,B
0,018” x 0,025”	38,4 (0,5) b,A	23,2 (0,5) b,B
0,019” x 0,025”	53,7 (0,8) c,A	41,1 (0,5) c,B
0,021” x 0,025”	60,9 (0,7) d,A	48,1 (0,6) d,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

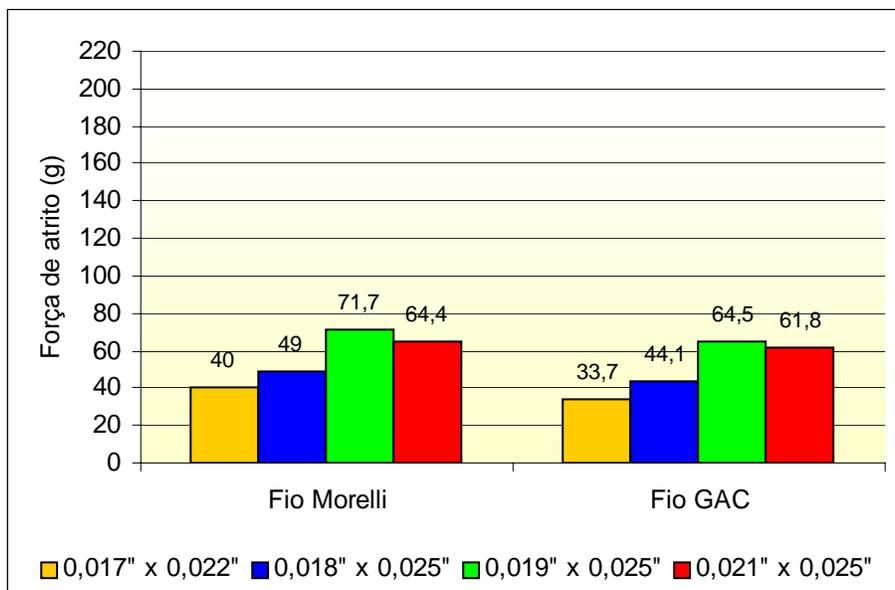


**Gráfico 13** – Força de atrito (g) nos braquetes simples GAC amarrados com ligadura de aço inoxidável de acordo com a espessura do fio e sua marca comercial.

**Tabela 36** – Valores médios da força de atrito (g) nos braquetes simples Morelli amarrados com ligadura de aço inoxidável de acordo com a espessura do fio e suas marcas comerciais.

Espessura	Fios	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017" x 0,022"	40,0 (0,5) a,A	33,7 (0,4) a,B
0,018" x 0,025"	49,0 (0,3) b,A	44,1 (0,5) b,B
0,019" x 0,025"	71,7 (1,3) c,A	64,5 (0,6) c,B
0,021" x 0,025"	64,4 (0,4) d,A	61,8 (0,5) d,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

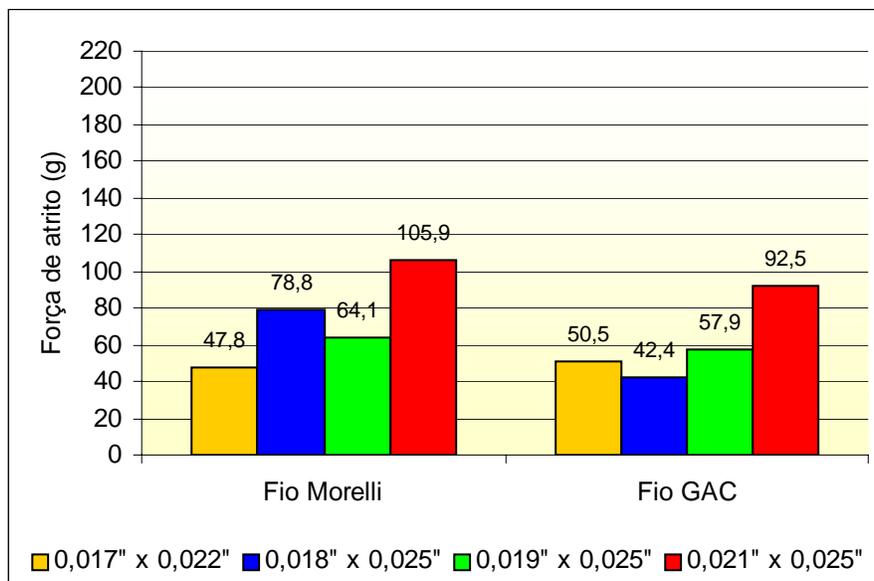


**Gráfico 14** – Força de atrito (g) nos braquetes simples Morelli amarrados com ligadura de aço inoxidável de acordo com a espessura do fio e sua marca comercial.

**Tabela 37** – Valores médios da força de atrito (g) nos braquetes duplo GAC amarrados com ligadura de aço inoxidável de acordo com a espessura do fio e suas marcas comerciais.

Espessura	Fios	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017" x 0,022"	47,8 (0,2) a,A	50,5 (0,2) a,B
0,018" x 0,025"	78,8 (0,4) b,A	42,4 (1,0) b,B
0,019" x 0,025"	64,1 (0,8) c,A	57,9 (0,2) c,B
0,021" x 0,025"	105,9 (0,4) d,A	92,5 (1,0) d,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

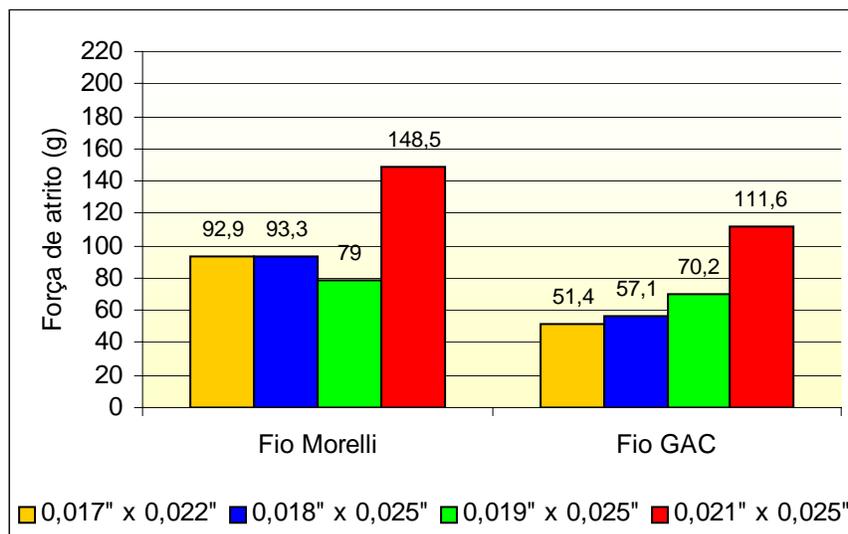


**Gráfico 15** – Força de atrito (g) nos braquetes duplo GAC amarrados com ligadura de aço inoxidável de acordo com a espessura do fio e sua marca comercial.

**Tabela 38** – Valores médios da força de atrito (g) nos braquetes duplo Morelli amarrados com ligadura de aço inoxidável de acordo com a espessura do fio e suas marcas comerciais.

Espessura	Fios	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017" x 0,022"	92,9 (0,8) a,A	51,4 (1,6) a,B
0,018" x 0,025"	93,3 (0,9) a,A	57,1 (0,6) b,B
0,019" x 0,025"	79,0 (0,3) b,A	70,2 (0,5) c,B
0,021" x 0,025"	148,5 (0,4) c,A	111,6 (1,1) d,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

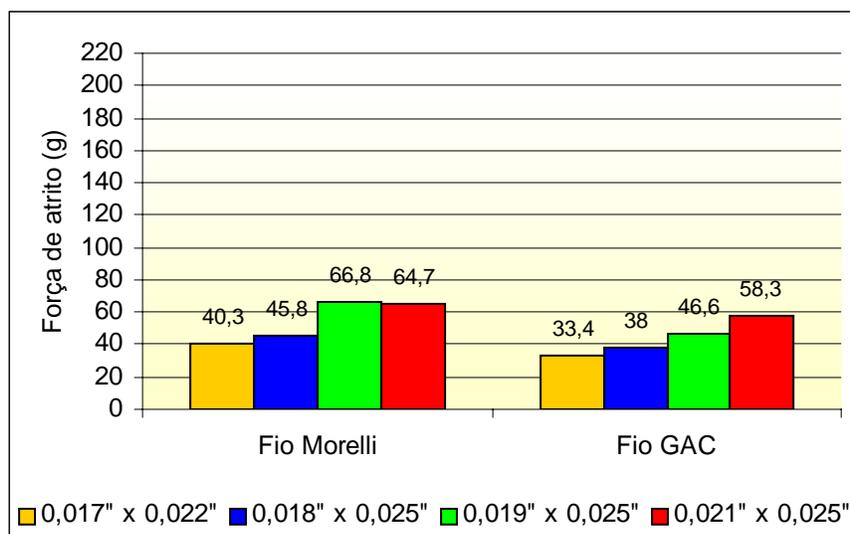


**Gráfico 16** – Força de atrito (g) nos braquetes duplo Morelli amarrados com ligadura de aço inoxidável de acordo com a espessura do fio e sua marca comercial.

**Tabela 39** – Valores médios da força de atrito (g) nos braquetes simples GAC amarrados com ligadura elástica de acordo com a espessura do fio e suas marcas comerciais.

Espessura	Fios	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017" x 0,022"	40,3 (0,9) a,A	33,4 (0,6) a,B
0,018" x 0,025"	45,8 (1,1) b,A	38,0 (0,6) b,B
0,019" x 0,025"	66,8 (0,2) c,A	46,6 (1,6) c,B
0,021" x 0,025"	64,7 (0,9) c,A	58,3 (0,9) d,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

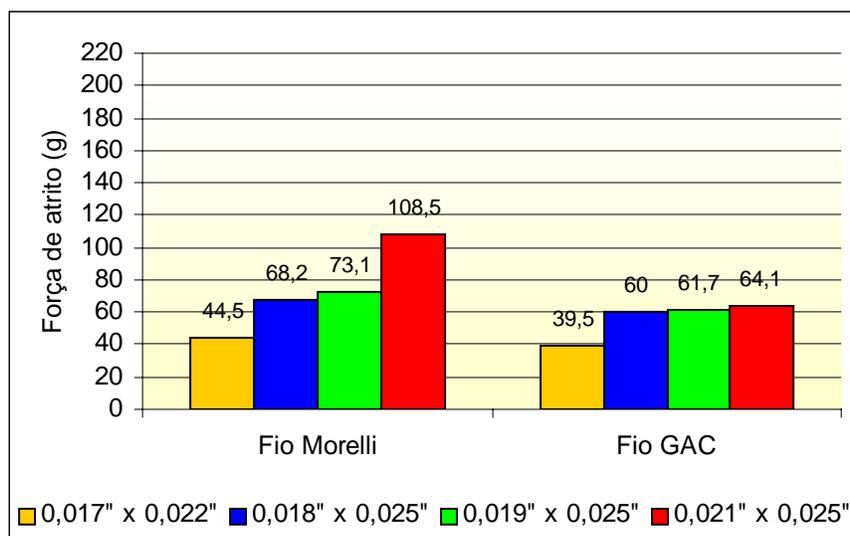


**Gráfico 17** – Força de atrito (g) nos braquetes simples GAC amarrados com ligadura elástica de acordo com a espessura do fio e sua marca comercial.

**Tabela 40** – Valores médios da força de atrito (g) nos braquetes simples Morelli amarrados com ligadura elástica de acordo com a espessura do fio e suas marcas comerciais.

Espessura	Fios	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017" x 0,022"	44,5 (1,0) a,A	39,5 (0,7) a,B
0,018" x 0,025"	68,2 (1,2) b,A	60,0 (0,4) b,B
0,019" x 0,025"	73,1 (0,7) c,A	61,7 (0,9) cb,B
0,021" x 0,025"	108,5 ( 0,0) d,A	64,1 (0,7) dc,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

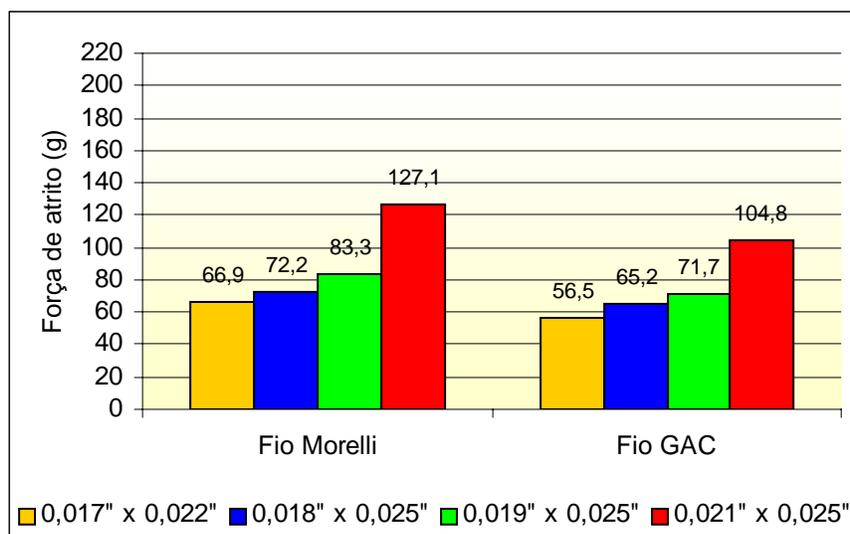


**Gráfico 18** – Força de atrito (g) nos braquetes simples Morelli amarrados com ligadura elástica de acordo com a espessura do fio e sua marca comercial.

**Tabela 41** – Valores médios da força de atrito (g) nos braquetes duplo GAC amarrados com ligadura elástica de acordo com a espessura do fio e suas marcas comerciais.

Espessura	Fios	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017" x 0,022"	66,9 (0,5) a,A	56,5 (0,6) a,B
0,018" x 0,025"	72,2 (0,7) b,A	65,2 (0,5) b,B
0,019" x 0,025"	83,3 (0,5) c,A	71,7 (1,4) c,B
0,021" x 0,025"	127,1 (0,6) d,A	104,8 (1,1) d,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

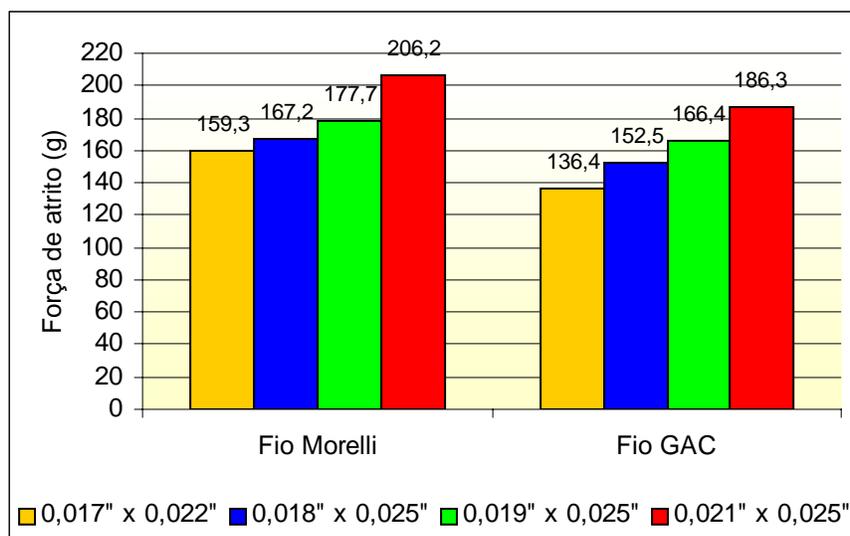


**Gráfico 19** – Força de atrito (g) nos braquetes duplo GAC amarrados com ligadura elástica de acordo com a espessura do fio e sua marca comercial.

**Tabela 42** – Valores médios da força de atrito (g) nos braquetes duplo Morelli amarrados com ligadura elástica de acordo com a espessura do fio e suas marcas comerciais.

Espessura	Fios	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017" x 0,022"	159,3 (0,8) a,A	136,4 (0,2) a,B
0,018" x 0,025"	167,2 (0,1) b,A	152,5 (0,8) b,B
0,019" x 0,025"	177,7 (0,5) c,A	166,4 (0,6) c,B
0,021" x 0,025"	206,2 (0,5) d,A	186,3 (0,5) d,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



**Gráfico 20** – Força de atrito (g) nos braquetes duplo Morelli amarrados com ligadura elástica de acordo com a espessura do fio e sua marca comercial.

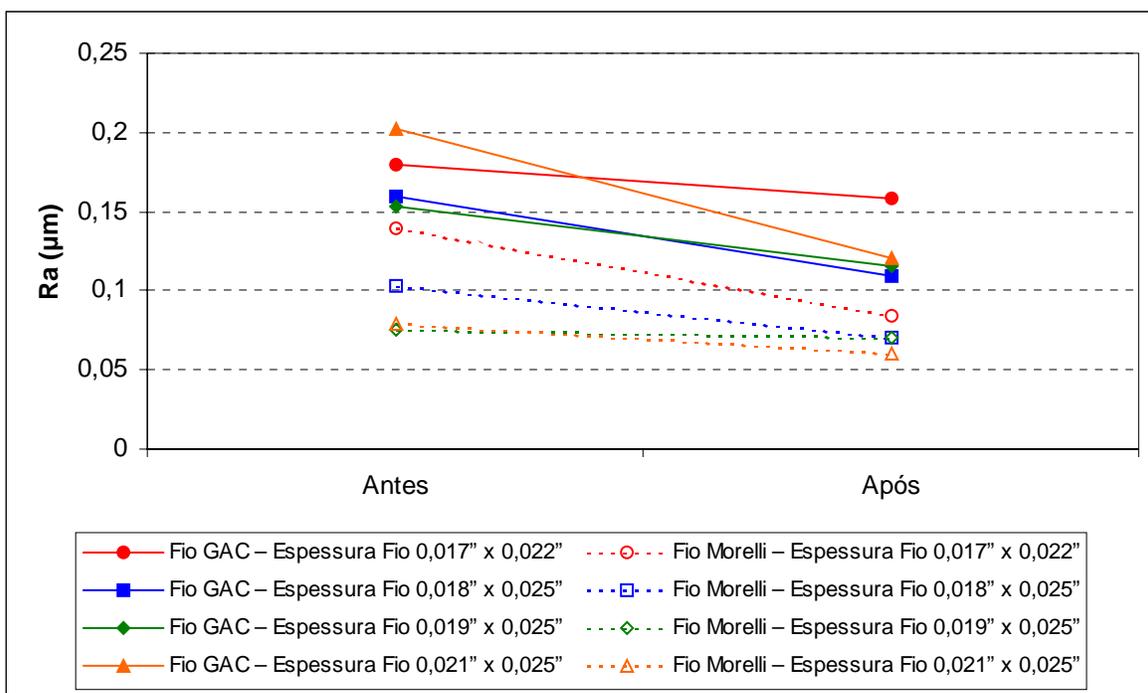
## 5.2 RUGOSIDADE DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Os fios ortodônticos tiveram suas rugosidades (Ra) avaliadas em dois momentos, antes e após o teste de ensaio de força de atrito. Para essa avaliação foram medidas em triplicata, três amostras de cada fio das duas marcas comerciais e de cada espessura. Portanto, obteve-se um total de 24 amostras com 114 leituras. Foi utilizada a média das três leituras na análise.

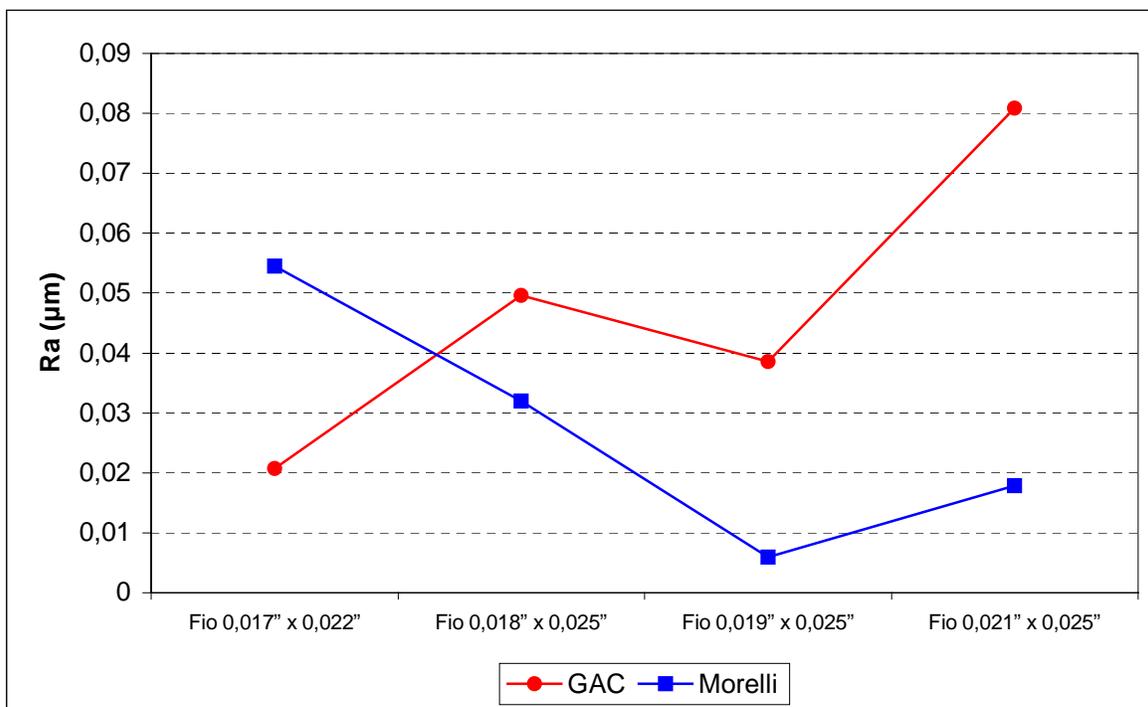
Na Tabela 43 e Gráfico 21 e 22 encontram-se as médias e desvios-padrão para os dados obtidos.

**Tabela 43** – Médias e desvios-padrão da rugosidade ( $\mu\text{m}$ ) nos fios GAC e Morelli antes e após o uso.

Fio	Espessura	Momento		Variação
		Antes	Após	
GAC	0,017" x 0,022"	0,1796 (0,0097)	0,1589 (0,0075)	0,0207 (0,0068)
	0,018" x 0,025"	0,1594 (0,0115)	0,1098 (0,0455)	0,0496 (0,0395)
	0,019" x 0,025"	0,1538 (0,0120)	0,1152 (0,0104)	0,0386 (0,0084)
	0,021" x 0,025"	0,2020 (0,0211)	0,1210 (0,0093)	0,0809 (0,0224)
Morelli	0,017" x 0,022"	0,1392 (0,0275)	0,0846 (0,0073)	0,0545 (0,0213)
	0,018" x 0,025"	0,1029 (0,0269)	0,0709 (0,0070)	0,0320 (0,0222)
	0,019" x 0,025"	0,0760 (0,0118)	0,0700 (0,0109)	0,0060 (0,0016)
	0,021" x 0,025"	0,0787 (0,0119)	0,0609 (0,0033)	0,0178 (0,0107)



**Gráfico 21** – Médias da rugosidade nos fios GAC e Morelli antes e após o uso.



**Gráfico 22** – Médias da variação de rugosidade nos fios GAC e Morelli antes e após o uso.

De modo geral, as médias para todas as espessuras de fios com suas respectivas marcas comerciais, apresentaram diminuição na rugosidade.

As médias de Ra do fio Morelli apresentaram-se menores que a do GAC antes e após o uso. Em relação às espessuras, não houve um padrão fixo determinado entre elas, porém, observou-se uma tendência do fio com espessura 0,017" x 0,022" apresentar rugosidade maior. Essa tendência ocorreu antes e após o uso na marca Morelli e na marca GAC, após o uso. Para a marca GAC o fio com maior espessura apresentou alta rugosidade, diferente do que ocorreu na marca Morelli. Quanto à variabilidade, alguns grupos apresentaram baixa variação (desvios-padrão abaixo de 0,015) e outras variações maiores, destacando o fio 0,018" x 0,025" GAC após o uso, que apresentou uma variabilidade muito maior que os demais grupos.

Para verificar se os fatores foram significativos, ou seja, se existiu diferença significativa entre as médias, utilizou-se *Análise de Variância para medidas repetidas*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obteve-se nível descritivo de 0,494, pelo qual concluiu-se que as variabilidades dos grupos não foram significativamente diferentes. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obteve-se o nível descritivo de 0,470, pelo qual concluiu-se que os resíduos seguiram a distribuição normal. Com estes resultados pôde-se utilizar a ANOVA com segurança.

Na Tabela 44, tem-se o resultado da ANOVA pelo qual se concluiu que a interação entre fio, espessura e momento foi significativa, indicando que a variação da rugosidade entre os dois momentos foi diferente entre os grupos fio/espessura.

**Tabela 44** – Análise de Variância para rugosidade nos fios GAC e Morelli.

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrados médios	Estatística F	Nível descritivo
Fio	1	0,0500327	0,0500327	114,41	0,000
Espessura	3	0,0092372	0,0030791	7,04	0,003
Fio*Espessura	3	0,0032383	0,0010794	2,47	0,099
Segmento(Fio Espessura)	16	0,0069969	0,0004373	2,16	0,067
Momento	1	0,0168863	0,0168863	83,25	0,000
Fio*Momento	1	0,0011837	0,0011837	5,84	0,028
Espessura*Momento	3	0,0011500	0,0003833	1,89	0,172
Fio*Espessura*Momento	3	0,0036944	0,0012315	6,07	0,006
Resíduo	16	0,0032456	0,0002028		
<b>Total</b>	<b>47</b>	<b>0,0956651</b>			

Para estudar a interação e descobrir onde houveram diferenças significativas foi feita *Comparação Múltipla pelo método de Tukey*, que compara as médias dos grupos dois a dois.

As tabelas de comparação nos dois momentos foram separadas para facilitar a interpretação. A Tabela 45 é a do momento antes do uso e a Tabela 46 após o uso.

**Tabela 45** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para rugosidade – antes do uso (as diferenças significativas estão hachuradas).

Fio	Espessura	GAC				Morelli			
		0.017" x 0.022"	0.018" x 0.025"	0.019" x 0.025"	0.021" x 0.025"	0.017" x 0.022"	0.018" x 0.025"	0.019" x 0.025"	0.021" x 0.025"
GAC	0.017" x 0.022"		0,9091	0,6782	0,8315	0,1262	0,0005	0,0001	0,0001
	0.018" x 0.025"	0,9091		1,0000	0,0923	0,9052	0,0103	0,0002	0,0003
	0.019" x 0.025"	0,6782	1,0000		0,0390	0,9923	0,0253	0,0004	0,0006
	0.021" x 0.025"	0,8315	0,0923	0,0390		0,0038	0,0001	0,0000	0,0000
Morelli	0.017" x 0.022"	0,1262	0,9052	0,9923	0,0038		0,2235	0,0036	0,0056
	0.018" x 0.025"	0,0005	0,0103	0,0253	0,0001	0,2235		0,6197	0,7547
	0.019" x 0.025"	0,0001	0,0002	0,0004	0,0000	0,0036	0,6197		1,0000
	0.021" x 0.025"	0,0001	0,0003	0,0006	0,0000	0,0056	0,7547	1,0000	

**Tabela 46** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para rugosidade – após o uso (as diferenças significativas estão hachuradas).

Fio	Espessura	GAC				Morelli			
		0.017" x 0.022"	0.018" x 0.025"	0.019" x 0.025"	0.021" x 0.025"	0.017" x 0.022"	0.018" x 0.025"	0.019" x 0.025"	0.021" x 0.025"
GAC	0.017" x 0.022"		0,0339	0,0780	0,1805	0,0007	0,0001	0,0001	0,0001
	0.018" x 0.025"	0,0339		1,0000	0,9995	0,7061	0,1552	0,1364	0,0347
	0.019" x 0.025"	0,0780	1,0000		1,0000	0,4394	0,0703	0,0612	0,0148
	0.021" x 0.025"	0,1805	0,9995	1,0000		0,2196	0,0285	0,0247	0,0059
Morelli	0.017" x 0.022"	0,0007	0,7061	0,4394	0,2196		0,9957	0,9922	0,7765
	0.018" x 0.025"	0,0001	0,1552	0,0703	0,0285	0,9957		1,0000	0,9999
	0.019" x 0.025"	0,0001	0,1364	0,0612	0,0247	0,9922	1,0000		1,0000
	0.021" x 0.025"	0,0001	0,0347	0,0148	0,0059	0,7765	0,9999	1,0000	

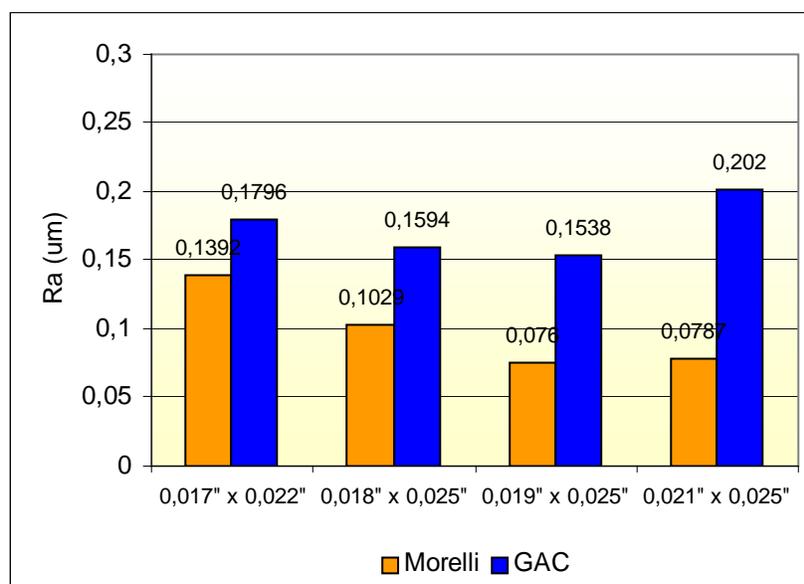
Na Tabela 47 e Gráfico 23 encontram-se os valores de Ra antes do uso dos fios Morelli e GAC.

Antes do uso do fio, as médias de Ra do fio Morelli foram menores do que as da GAC. Foram observadas várias diferenças de rugosidade entre as duas marcas de fio, em que somente não houve diferença entre o fio Morelli 0,017" x 0,022" com os fios GAC 0,017" x 0,022", 0,018" x 0,025" e 0,019" x 0,025". Na marca GAC não houve diferenças de rugosidade entre os fios, com exceção do fio 0,021" x 0,025", que foi diferente do 0,019" x 0,025". Na marca Morelli, o fio 0,018" x 0,025" apresentou rugosidade significativamente diferente dos fios 0,019" x 0,025" e 0,021" x 0,025".

**Tabela 47** – Valores médios de Ra ( $\mu\text{m}$ ) antes do uso dos fios Morelli e GAC.

Espessura	Marcas Comerciais	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017" x 0,022"	0,1392 (0,0275) a,A	0,1796 (0,0097) a,A
0,018" x 0,025"	0,1029 (0,0269) ad,A	0,1594 (0,0115) a,B
0,019" x 0,025"	0,0760 (0,0118) bd,A	0,1538 (0,0120) ab,B
0,021" x 0,025"	0,0787 (0,0119) cd,A	0,2020 (0,0211) ac,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



**Gráfico 23** – Rugosidade ( $\mu\text{m}$ ) nos fios Morelli e GAC nas quatro espessuras antes do uso.

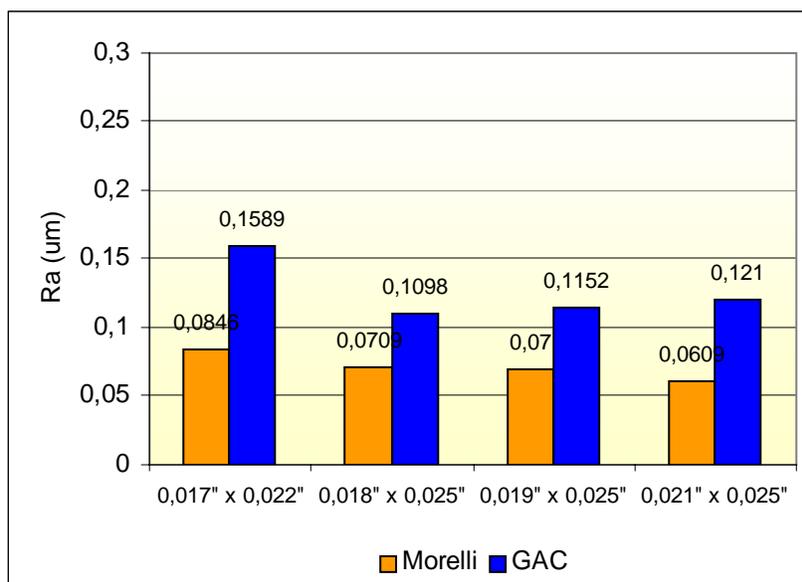
Na Tabela 48 e Gráfico 24 encontram-se os valores de Ra após o uso dos fios Morelli e GAC.

Foi observado que após uso do fio, as médias de Ra do fio Morelli foram menores do que os fios da GAC. No geral, houve menos diferenças significativas. Na marca GAC não houve diferença de rugosidade estatisticamente significativa entre os fios, com exceção do fio 0,017" x 0,022" que foi diferente do 0,018" x 0,025". Na marca Morelli não foi observada nenhuma diferença de rugosidade significativa entre os fios.

**Tabela 48** – Valores médios de Ra ( $\mu\text{m}$ ) após o uso dos fios Morelli e GAC.

Espessura	Marcas Comerciais	
	Fio Morelli	Fio GAC
0,017" x 0,022"	0,0846 (0,0073) a,A	0,1589 (0,0075) a,B
0,018" x 0,025"	0,0709 (0,0070) a,A	0,1098 (0,0455) b,A
0,019" x 0,025"	0,0700 (0,0109) a,A	0,1152 (0,0104) ab,A
0,021" x 0,025"	0,0609 (0,0033) a,A	0,1210 (0,0093) ab,B

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



**Gráfico 24** – Rugosidade ( $\mu\text{m}$ ) nos fios Morelli e GAC nas quatro espessuras após o uso.

Na Tabela 49 encontra-se o resultado para a variação de Ra antes e após o uso, na qual verificou-se que somente a variação do fio GAC 0,021" x 0,025" foi diferente da variação dos fios GAC 0,017" x 0,022", Morelli 0,019" x 0,025" e Morelli 0,021" x 0,025", ou seja, a diminuição de rugosidade no fio GAC 0,021" x 0,025" foi maior que na dos outros fios citados.

**Tabela 49** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para a variação de rugosidade (as diferenças significativas estão hachuradas).

Fio	Espessura	GAC				Morelli			
		0.017" x 0.022"	0.018" x 0.025"	0.019" x 0.025"	0.021" x 0.025"	0.017" x 0.022"	0.018" x 0.025"	0.019" x 0.025"	0.021" x 0.025"
GAC	0.017" x 0.022"								
	0.018" x 0.025"	0,6532				0,4772	0,9962	0,9825	1,0000
	0.019" x 0.025"	0,9505	0,9967			0,9725	0,9999	0,5218	0,8996
	0.021" x 0.025"	0,0342	0,5663	0,2335		0,7412	0,1209	0,0061	0,0244
Morelli	0.017" x 0.022"	0,4772	1,0000	0,9725	0,7412		0,8581	0,1258	0,3827
	0.018" x 0.025"	0,9962	0,9545	0,9999	0,1209	0,8581		0,7538	0,9854
	0.019" x 0.025"	0,9825	0,2073	0,5218	0,0061	0,1258	0,7538		0,9951
	0.021" x 0.025"	1,0000	0,5491	0,8996	0,0244	0,3827	0,9854	0,9951	

A Tabela 50 compara os dois momentos para cada um dos fios separadamente, onde foi verificado que somente para o fio GAC 0,018" x 0,025", GAC 0,021" x 0,025" e Morelli 0,017" x 0,022", observou-se diminuição significativa na rugosidade antes e após o uso.

**Tabela 50** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para rugosidade dos fios GAC e Morelli antes e após o uso (as diferenças significativas estão hachuradas).

Fio	Espessura	Antes x Após
GAC	Fio 0,017" x 0,022"	0,8928
	Fio 0,018" x 0,025"	0,0311
	Fio 0,019" x 0,025"	0,1636
	Fio 0,021" x 0,025"	0,0003
Morelli	Fio 0,017" x 0,022"	0,0142
	Fio 0,018" x 0,025"	0,3768
	Fio 0,019" x 0,025"	1,0000
	Fio 0,021" x 0,025"	0,9611

## **5.3 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA**

### **5.3.1 BRAQUETES**

O aspecto morfológico das superfícies do fundo e parede lateral da canaleta dos braquetes Morelli e GAC antes e após o uso está ilustrado nas fotomicrografias das Figuras 17 (A, B, C e D) a 20 (A, B, C e D), com aumento de 300x.

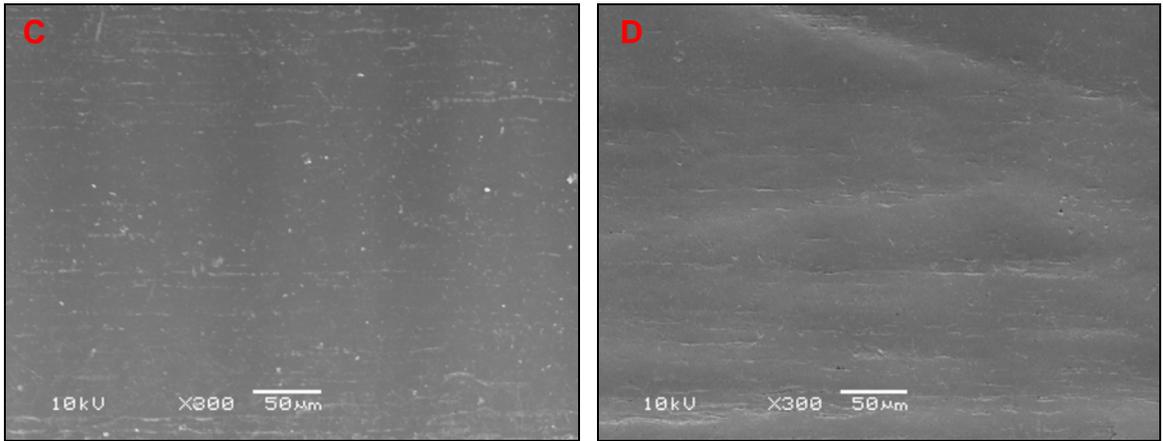
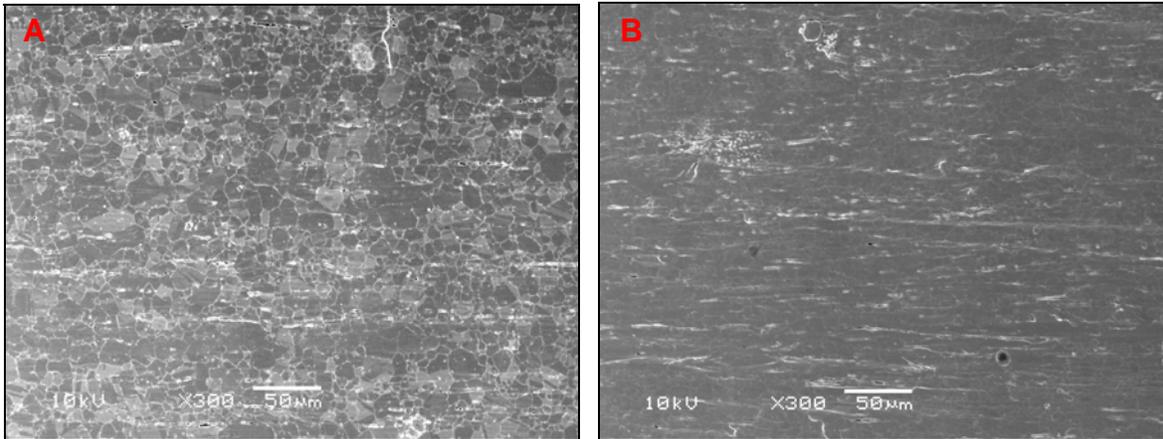
As figuras 17 e 18 ilustram fotomicrografias dos braquetes simples e duplos Morelli e GAC antes do uso.

O aspecto morfológico da superfície da canaleta do braquete simples Morelli antes de ser utilizado revelou um aspecto diferente quando foram comparados o fundo (Figura 17A) com a parede lateral (Figura 17B). O aspecto de mosaico foi bastante evidente no fundo da canaleta, o que não foi tão evidente na parede lateral. Foram notadas também pequenas estrias no sentido horizontal no fundo e parede lateral.

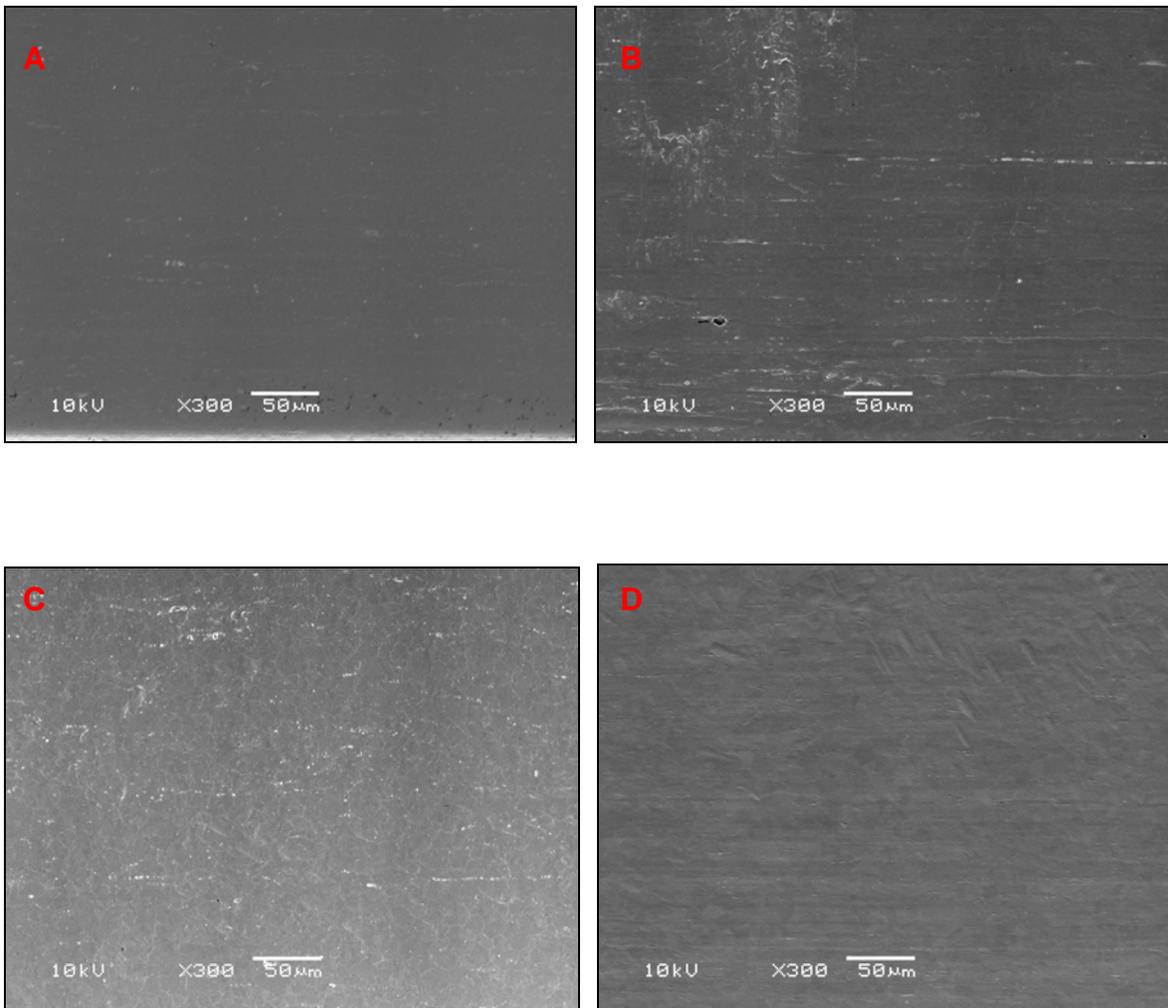
A fotomicrografia do braquete duplo Morelli antes de ser utilizado ilustrou a presença de pequenas estrias horizontais no fundo da canaleta (Figura 17C). O aspecto na parede lateral revelou irregularidade na superfície e presença de pequenos riscos horizontais (Figura 17D).

O aspecto morfológico da superfície do fundo da canaleta do braquete simples GAC antes da utilização mostrou bom acabamento pelo aspecto de lisura da superfície (Figura 18A). Porém, o aspecto da parede lateral da canaleta mostrou superfície mais irregular com presença de riscos horizontais (Figura 18B).

O aspecto morfológico da superfície do braquete duplo GAC antes de ser utilizado mostrou bom acabamento superficial, no fundo da canaleta (Figura 18C) e nas paredes laterais (Figura 18D).



*Figura 17 – (A) Aspecto morfológico da superfície do fundo da amostra da canaleta do braquete simples Morelli antes do uso; (B) Aspecto morfológico da superfície da parede lateral da amostra da canaleta do braquete simples Morelli antes do uso; (C) Aspecto morfológico da superfície do fundo da amostra da canaleta do braquete duplo Morelli antes do uso; (D) Aspecto morfológico da superfície da parede lateral da amostra da canaleta do braquete duplo Morelli antes do uso.*



*Figura 18 – (A) Aspecto morfológico da superfície do fundo da amostra da canaleta do braquete simples GAC antes do uso; (B) Aspecto morfológico da superfície da parede lateral da amostra da canaleta do braquete simples GAC antes do uso; (C) Aspecto morfológico da superfície do fundo da amostra da canaleta do braquete duplo GAC antes do uso; (D) Aspecto morfológico da superfície da parede lateral da amostra da canaleta do braquete duplo GAC antes do uso.*

As figuras 19 (A, B, C e D) e 20 (A, B, C e D) ilustram a fotomicrografia dos braquetes simples e duplos da marca Morelli e GAC após o uso.

A canaleta do braquete simples Morelli após o teste de ensaio de força de atrito revelou um aspecto morfológico distinto antes da sua utilização. Notaram-se ranhuras no fundo da canaleta do braquete (Figura 19A), provavelmente causadas pelo contato do fio com a superfície da canaleta, durante o deslize. Esse aspecto também foi observado na parede lateral da canaleta, porém de forma menos pronunciada (Figura 19B).

O aspecto morfológico da canaleta do braquete duplo Morelli mostrou superfície regular no fundo da canaleta (Figura 19C). Porém, na sua parede lateral apareceram riscos na superfície no sentido diagonal (Figura 19D).

As fotomicrografias do braquete simples GAC após o teste de ensaio de força de atrito revelaram o fundo da canaleta com presença de ranhuras no sentido horizontal (Figura 20A), assim como na sua parede lateral, causada pelo deslize da canaleta do braquete no fio (Figura 20B).

As fotomicrografias da canaleta do braquete duplo GAC mostraram que na região de fundo, houve a permanência do aspecto de lisura de superfície antes da realização do ensaio de força de atrito (Figura 20C). Na região de parede lateral apareceram riscos horizontais, em número menor, causado pelo deslize da canaleta do braquete no fio (Figura 20D).

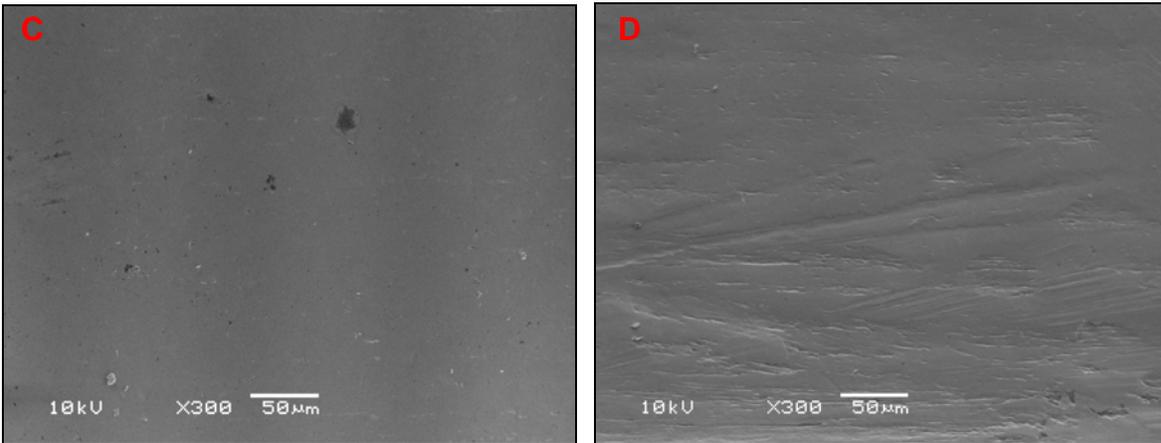
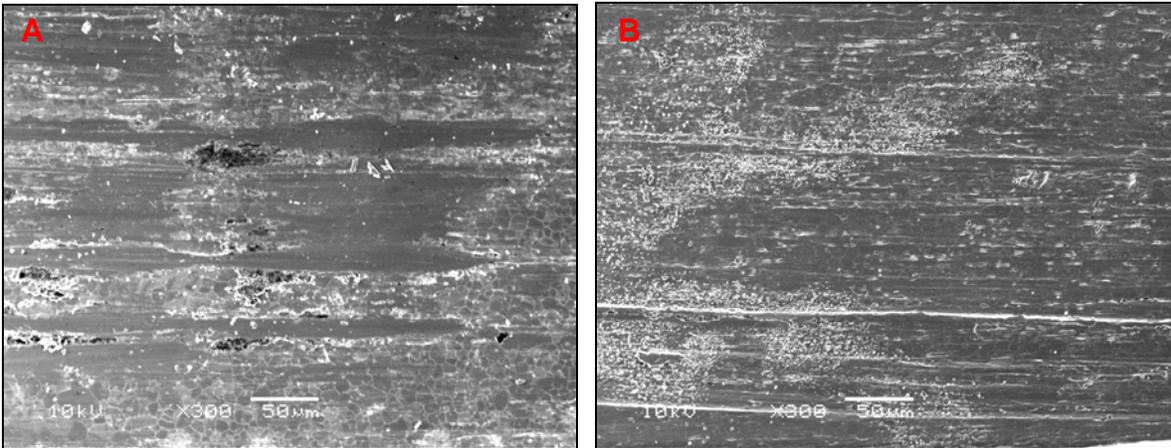
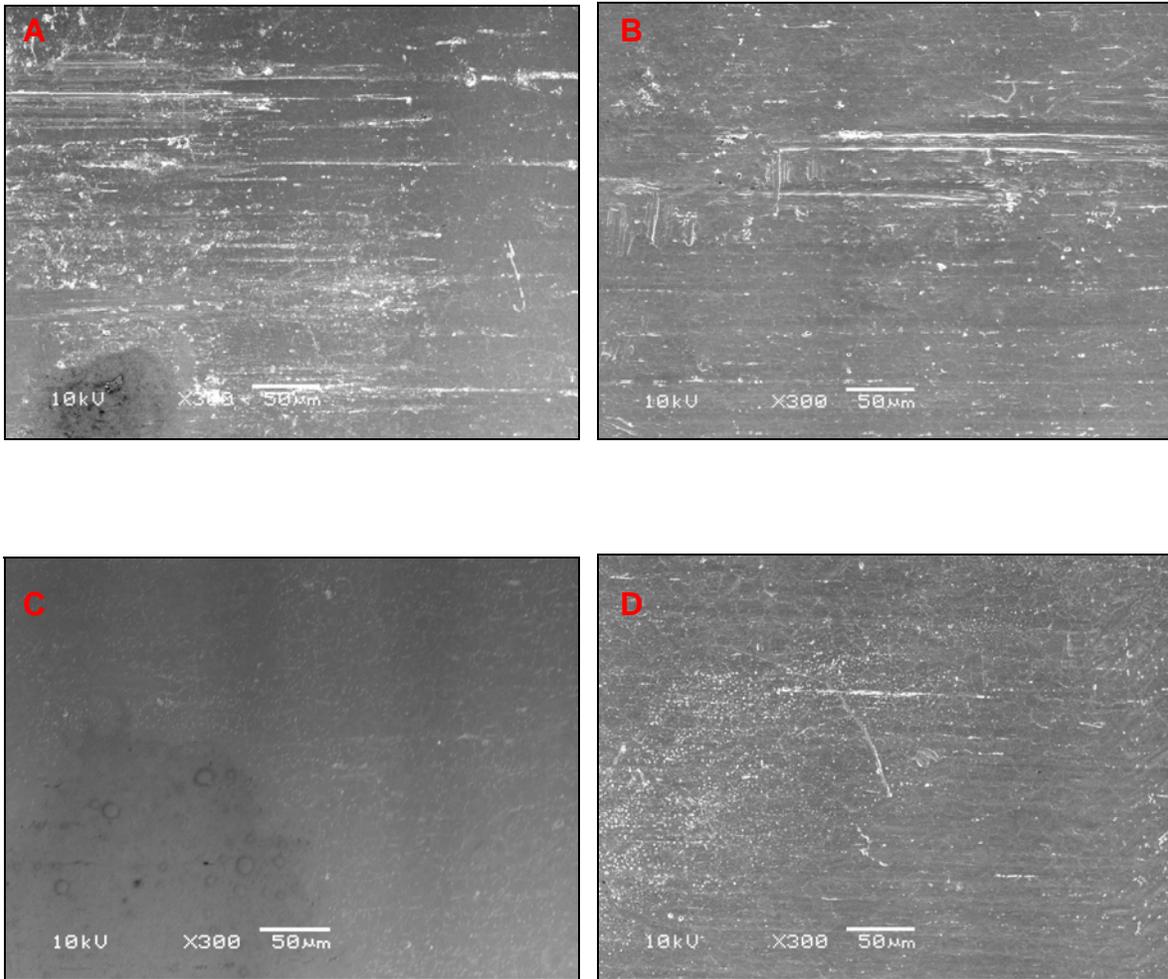


Figura 19 – (A) Aspecto morfológico da superfície do fundo da amostra da canaleta do braquete simples Morelli após o uso; (B) Aspecto morfológico da superfície da parede lateral da amostra da canaleta do braquete simples Morelli após o uso; (C) Aspecto morfológico da superfície do fundo da amostra da canaleta do braquete duplo Morelli após o uso; (D) Aspecto morfológico da superfície da parede lateral da amostra da canaleta do braquete duplo Morelli após o uso.



*Figura 20 – (A) Aspecto morfológico da superfície do fundo da amostra da canaleta do braquete simples GAC após o uso; (B) Aspecto morfológico da superfície da parede lateral da amostra da canaleta do braquete simples GAC após o uso; (C) Aspecto morfológico da superfície do fundo da amostra da canaleta do braquete duplo GAC após o uso; (D) Aspecto morfológico da superfície da parede lateral da amostra da canaleta do braquete duplo GAC após o uso.*

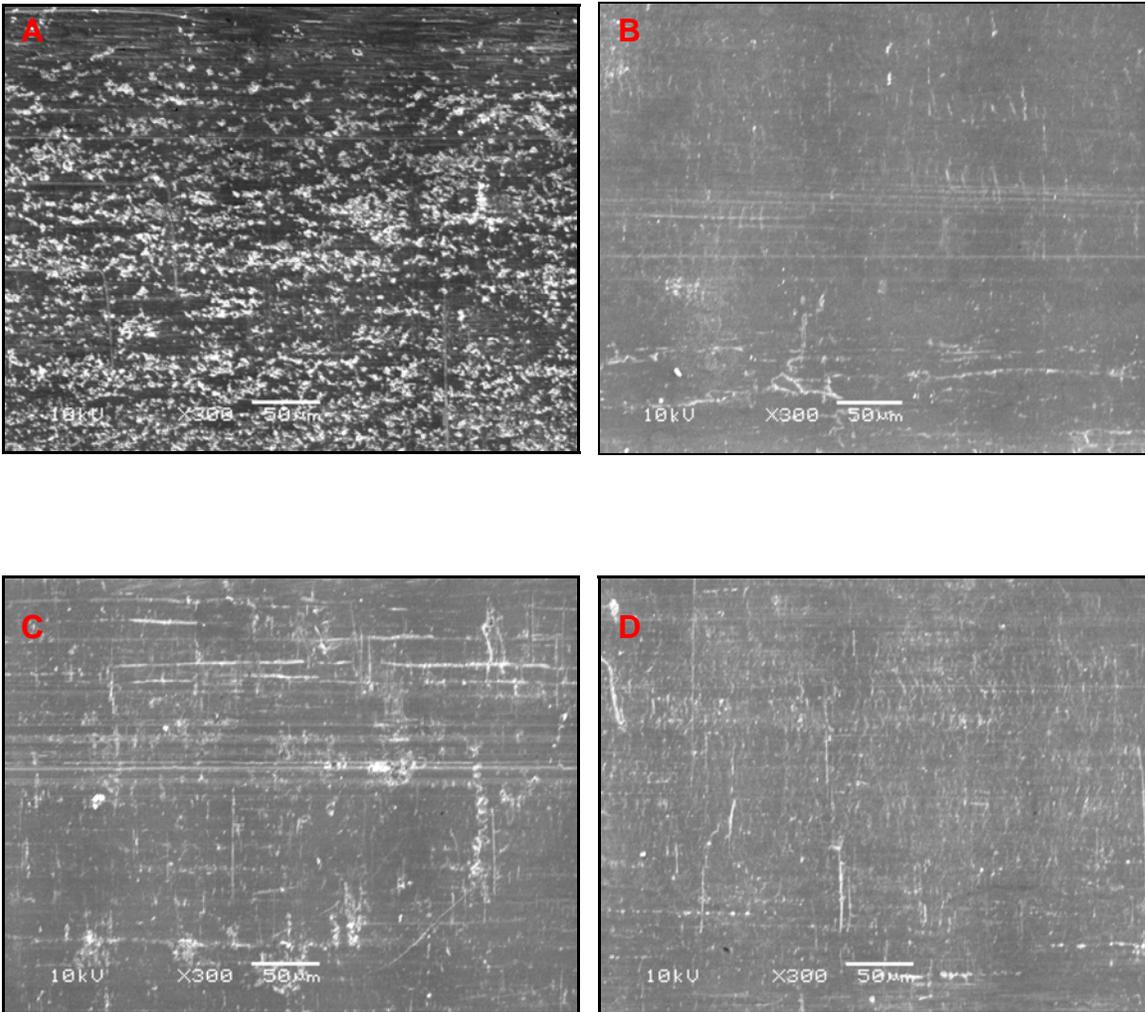
### 5.3.2 FIOS ORTODÔNTICOS

O aspecto morfológico das superfícies dos fios ortodônticos GAC e Morelli, antes e após o uso está ilustrado nas fotomicrografias das Figuras 21 (A, B, C e D) a 24 (A, B, C e D), com aumento de 300x.

As figuras 21 (A, B, C e D) e 22 (A, B, C e D) ilustram fotomicrografias dos fios nas espessuras 0,017" x 0,022"; 0,018" x 0,025"; 0,019" x 0,025" e 0,021" x 0,025" Morelli e GAC antes do uso.

As fotomicrografias dos fios Morelli antes de serem utilizados nas espessuras 0,018" x 0,025" (Figura 21B); 0,019" x 0,025" (Figura 21C) e 0,021" x 0,025" (Figura 21D) não diferiram entre si, revelando presença de estrias no sentido horizontal e ranhuras na vertical. No fio 0,017" x 0,025" foi observado, além disso, aspecto de maior porosidade na superfície (Figura 21A).

As fotomicrografias dos fios GAC nas espessuras 0,017" x 0,022" (Figura 22A); 0,018" x 0,025" (Figura 22B); 0,019" x 0,025" (Figura 22C) e 0,021" x 0,025" (Figura 22D) mostrou a presença de ranhuras horizontais bem evidentes e acentuadas, porém, notou-se um polimento de superfície superior ao da marca Morelli.



*Figura 21 – (A) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico Morelli 0,017" x 0,022" antes do uso; (B) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico Morelli 0,018" x 0,025" antes do uso; (C) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico Morelli 0,019" x 0,025" antes do uso; (D) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico Morelli 0,021" x 0,025" antes do uso.*

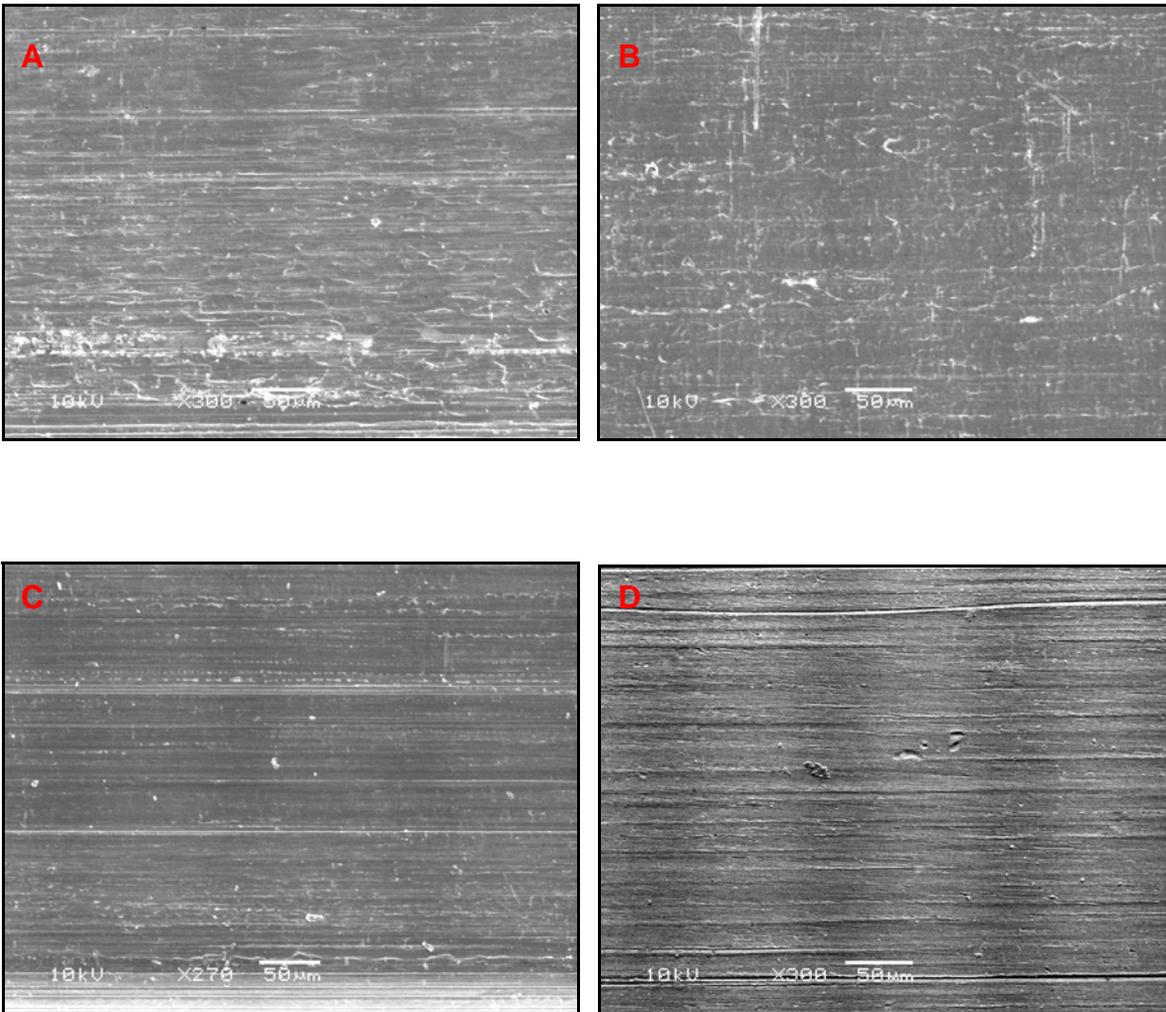


Figura 22 – (A) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico GAC 0,017" x 0,022" antes do uso; (B) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico GAC 0,018" x 0,025" antes do uso; (C) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico GAC 0,019" x 0,025" antes do uso; (D) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico GAC 0,021" x 0,025" antes do uso.

As figuras 23 (A, B, C e D) e 24 (A, B, C e D) ilustram o aspecto morfológico dos fios nas espessuras 0,017" x 0,022"; 0,018" x 0,025"; 0,019" x 0,025" e 0,021" x 0,025" da marca Morelli e GAC após o uso.

O aspecto morfológico dos fios Morelli, após o teste de ensaio de força de atrito, foi a presença de pequenas ranhuras no sentido horizontal nas quatro espessuras: 0,017" x 0,022" (Figura 23A); 0,018" x 0,025" (Figura 23B); 0,019" x 0,025" (Figura 23C) e 0,021" x 0,025" (Figura 23D). Essas ranhuras diferiram daquelas antes do teste de ensaio de força de atrito, sendo mais pronunciadas e em pequeno número, causadas pelo deslize do fio na canaleta do braquete.

O aspecto morfológico dos fios GAC, após o ensaio de força de atrito, foi a presença de ranhuras no sentido horizontal nas quatro espessuras: 0,017" x 0,022" (Figura 24A); 0,018" x 0,025" (Figura 24B); 0,019" x 0,025" (Figura 24C) e 0,021" x 0,025" (Figura 24D). Essas ranhuras diferiram daquelas antes do teste de ensaio da força de atrito, sendo mais pronunciadas e em pequeno número, causadas pelo deslize do fio na canaleta do braquete.

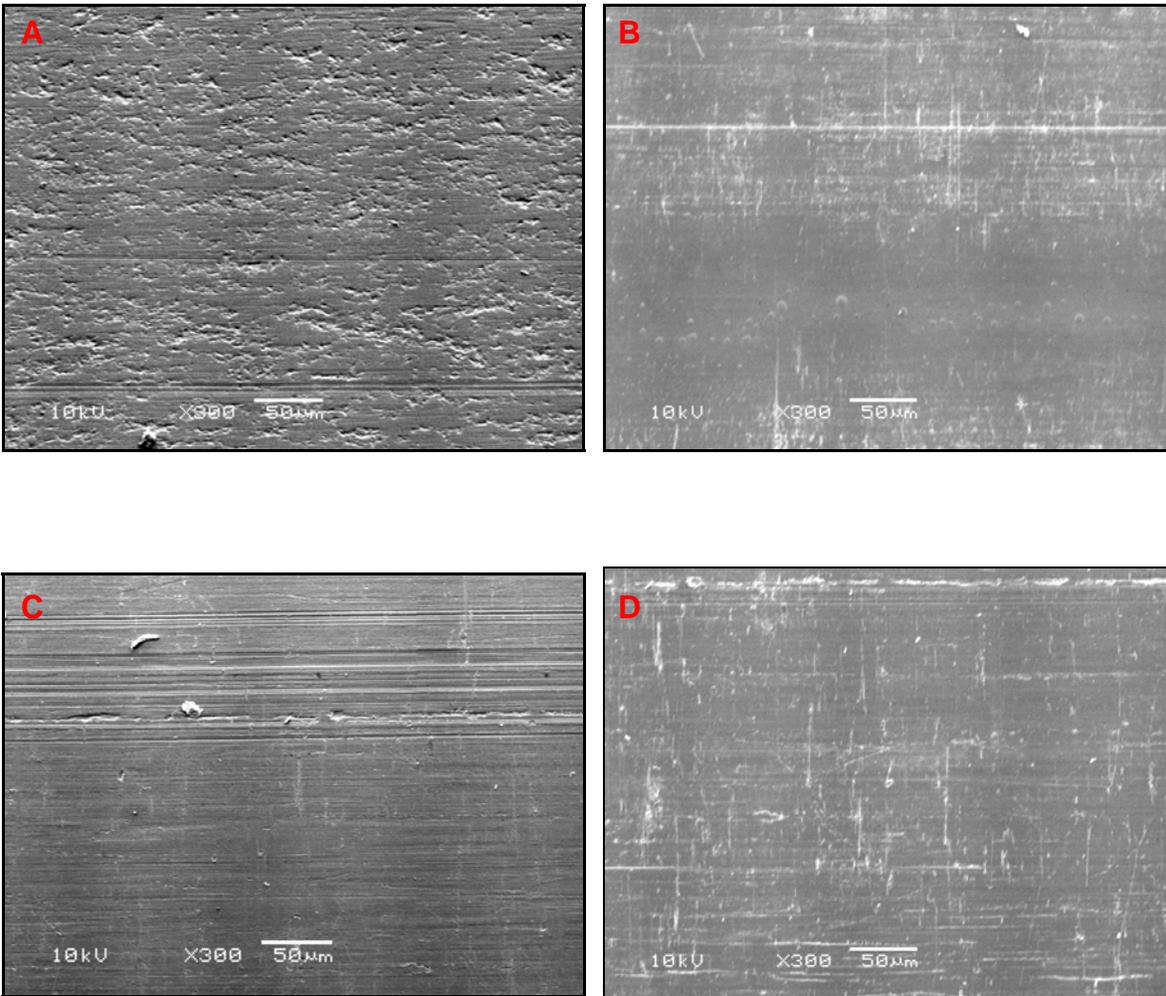
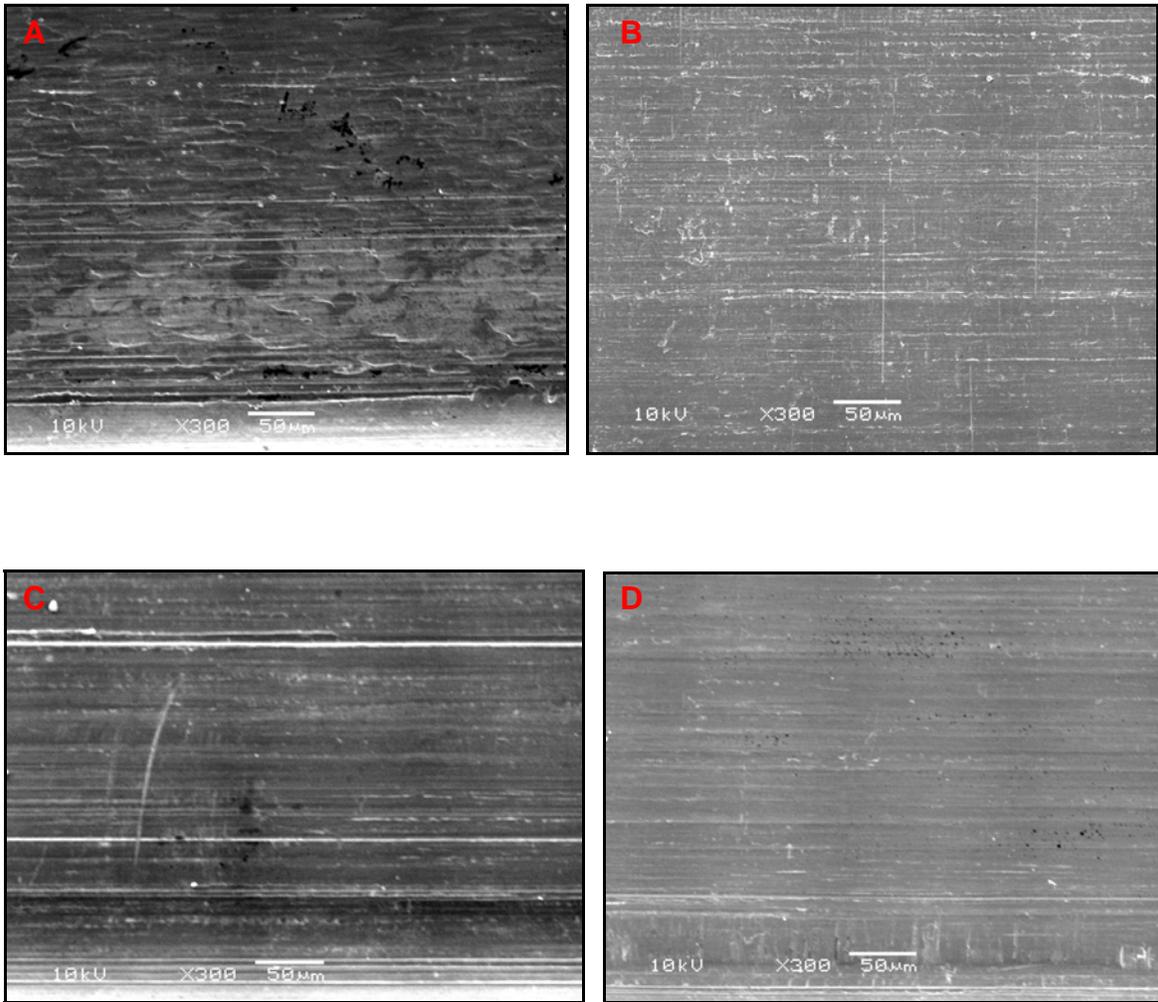


Figura 23 – (A) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico Morelli 0,017" x 0,022" após o uso; (B) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico Morelli 0,018" x 0,025" após o uso; (C) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico Morelli 0,019" x 0,025" após o uso; (D) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico Morelli 0,021" x 0,025" após o uso.

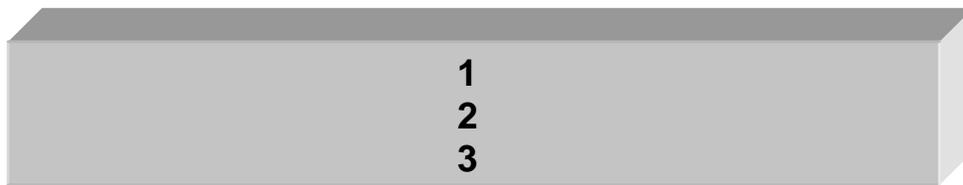


*Figura 24 – (A) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico GAC 0,017" x 0,022" após o uso; (B) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico GAC 0,018" x 0,025" após o uso; (C) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico GAC 0,019" x 0,025" após o uso; (D) Aspecto morfológico da superfície da amostra do fio ortodôntico GAC 0,021" x 0,025" após o uso.*

#### 5.4 MICROSCOPIA DE FORÇA ATÔMICA

Para análise dos fios ortodônticos foi utilizada varredura de 40 x 40µm, possibilitando a verificação da rugosidade da superfície.

Em cada segmento de fio foram realizadas escaneamento pela MFA em três regiões no sentido transversal, conforme Figura 25. As Figuras 26 a 41 ilustram os aspectos em 2D e 3D dos fios ortodônticos antes e após o uso.



*Figura 25 – Regiões analisadas com a MFA.*

As Figuras 26 a 29 ilustram o aspecto topográfico fornecido pelo escaneamento com MFA em 2D e 3D dos fios Morelli antes do uso, ou seja, antes do teste de ensaio de força de atrito.

O aspecto do fio Morelli 0,017" x 0,022" (Figura 26) aparentemente não diferiu nas três regiões analisadas. Em todas elas existiram irregularidades, dando aspecto poroso à superfície, com presença de picos e vales na imagem, sendo representados pelas cores brancas e negras, respectivamente. Além disso, foram notadas estrias no sentido horizontal.

O aspecto do fio Morelli 0,018" x 0,025" (Figura 27) revelou a presença de pequenas partículas, representadas por pontos brancos na imagem, o que hipoteticamente, poderia se tratar de sujeira no material. Porém, por terem dimensões muito pequenas e também pelo fato do material ter passado por um rigoroso processo de limpeza antes da análise, essa hipótese foi totalmente descartada. Portanto, tratavam-se de pequenos pontos de oxidação. Nas três

regiões analisadas foram notadas irregularidades na superfície, representadas por picos e vales, além de estrias no sentido horizontal.

O aspecto do fio Morelli 0,019" x 0,025" (Figura 28) mostrou a presença de ranhuras horizontais e verticais acentuadas no fio, principalmente na região 1. Isso poderia ter sido causada pela própria ferramenta da fabricação do fio, ou seja, roletes usados na trefilagem dos fios gastos. As três regiões analisadas apresentaram irregularidades na superfície e estrias horizontais.

O aspecto do fio Morelli 0,021" x 0,025" (Figura 29) na região 1 apresentou estrias no sentido horizontal e na diagonal. Nas regiões 2 e 3, além das ranhuras horizontais, haviam poros na superfície.

As Figuras 30 a 33 ilustram o aspecto topográfico fornecido pelo escaneamento com MFA em 2D e 3D dos fios GAC antes do uso, ou seja, antes do teste de ensaio de força de atrito.

O aspecto do fio GAC 0,017" x 0,022" (Figura 30) revelou nas três regiões analisadas estrias no sentido horizontal, principalmente na região 1 e 3. Porém, notou-se que o fio tem uma maior regularidade de superfície quando comparados com fios da marca Morelli.

O aspecto do fio GAC 0,018" x 0,025" (Figura 31) revelou aspecto de rugosidade de superfície nas três regiões analisadas. Além disso, puderam ser notadas estrias no sentido horizontal, embora não muito acentuadas.

O aspecto do fio GAC 0,019" x 0,025" (Figura 32) revelou aspecto de lisura de superfície nas três regiões analisadas. Estrias horizontais foram notadas, embora fossem pouco profundas.

O aspecto do fio GAC 0,021" x 0,025" (Figura 33) nas três regiões analisadas revelou um aspecto de lisura de superfície, apesar de ter apresentado estrias no sentido horizontal, embora de pouca profundidade.

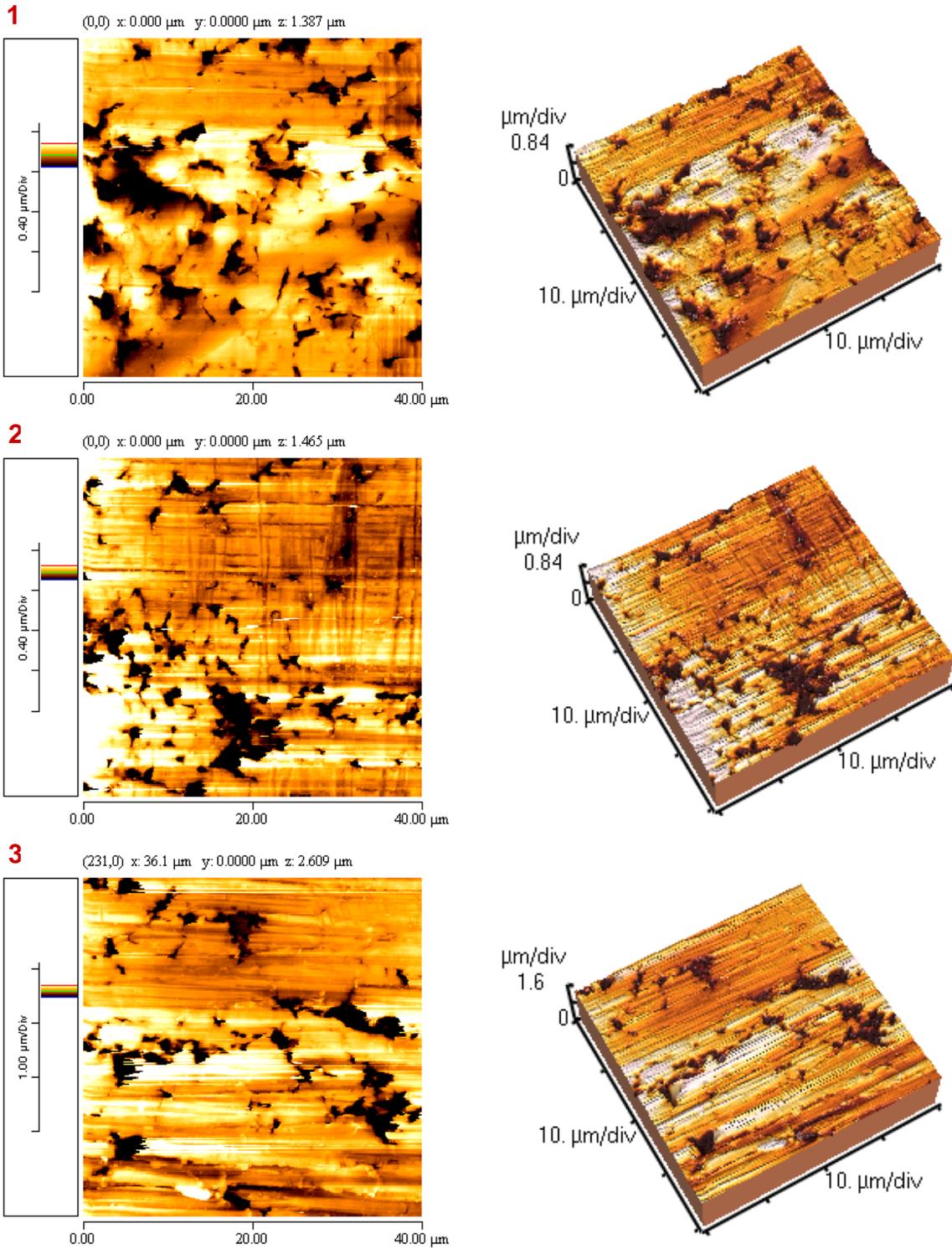


Figura 26 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio Morelli 0,017" x 0,022" antes do uso.

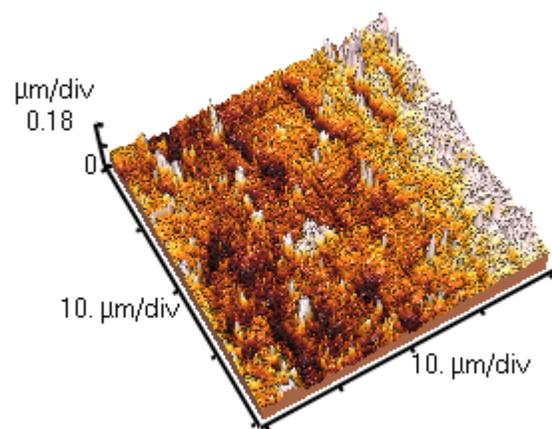
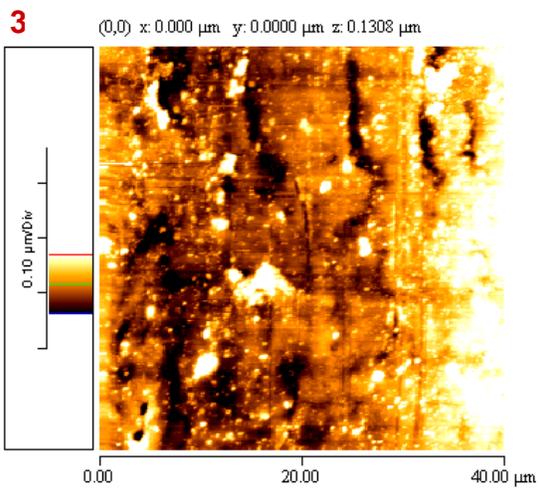
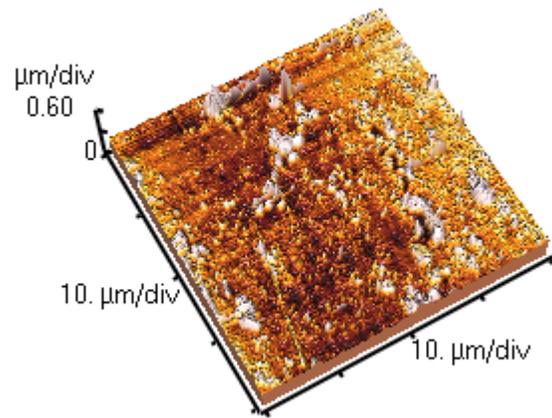
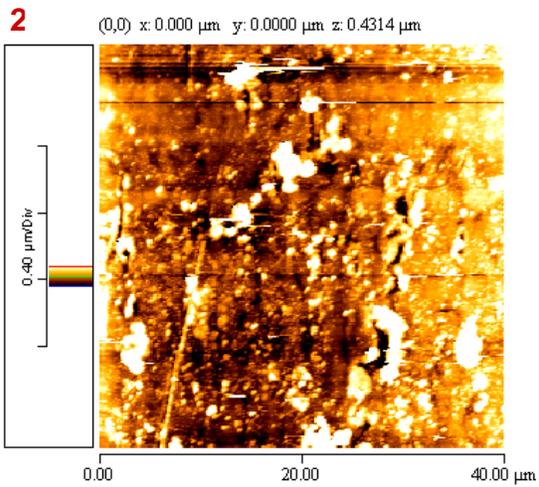
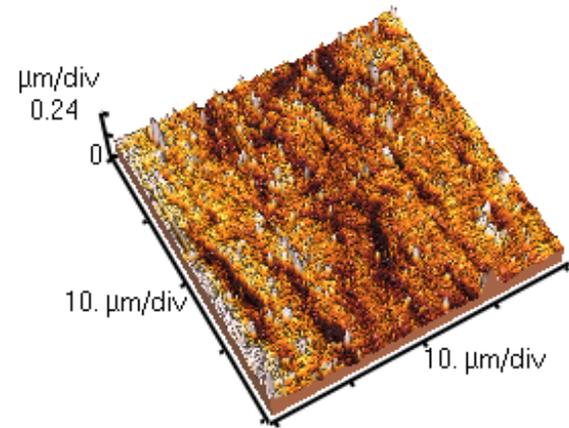
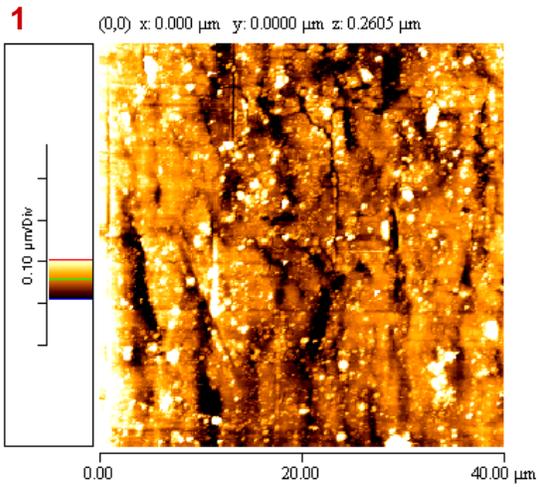


Figura 27 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio Morelli 0,018" x 0,025" antes do uso.

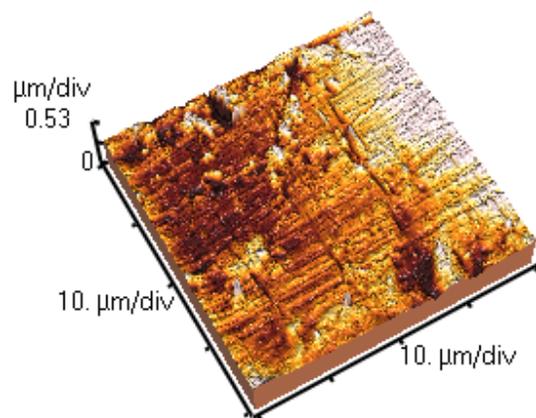
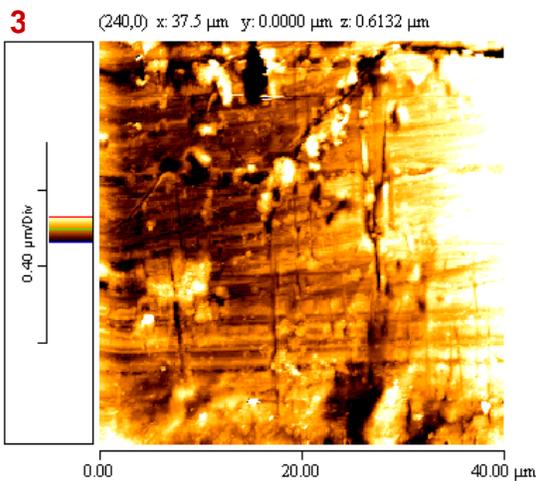
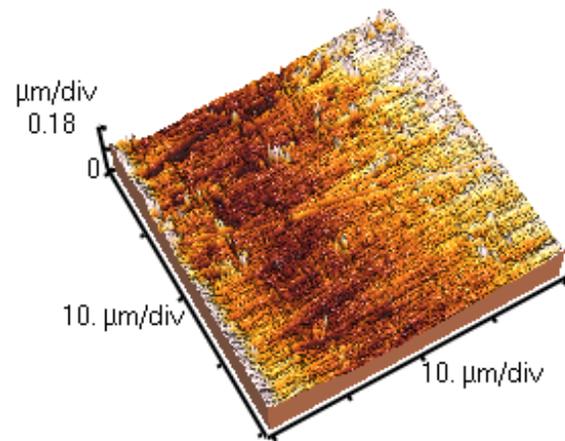
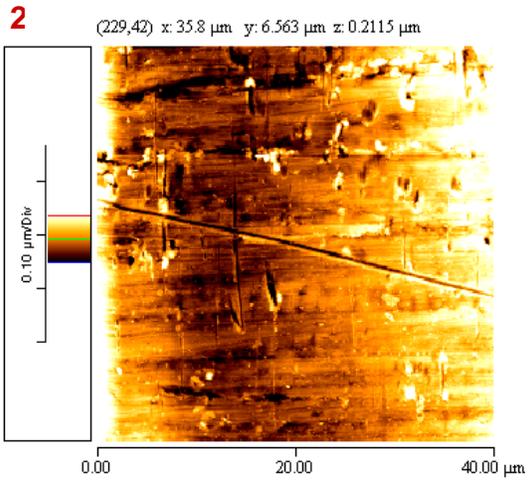
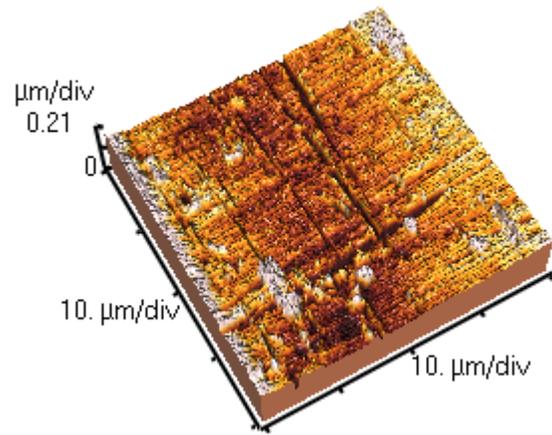
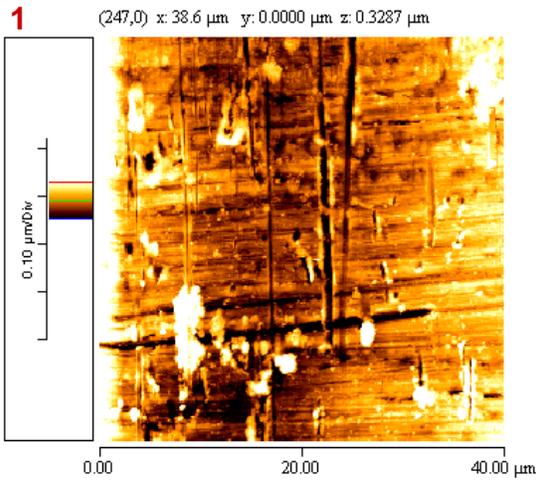


Figura 28 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio Morelli 0,019" x 0,025" antes do uso.

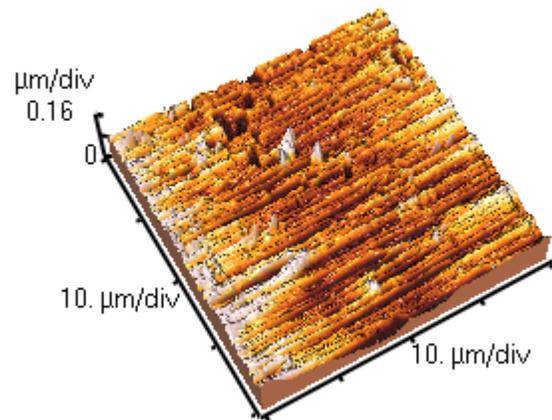
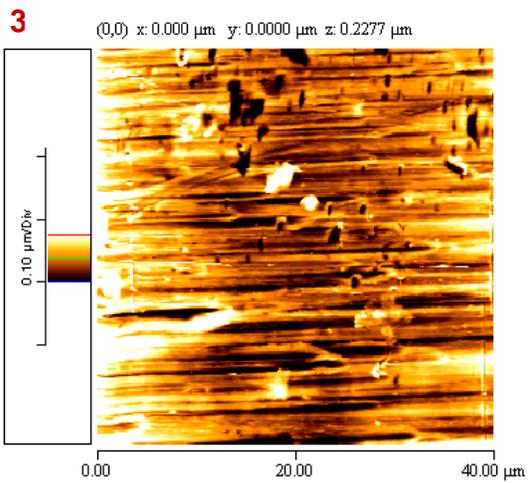
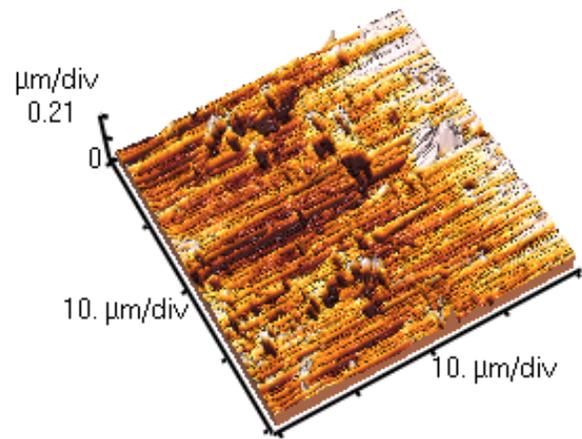
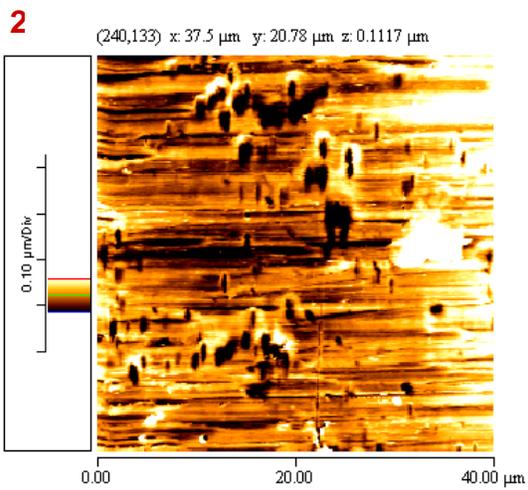
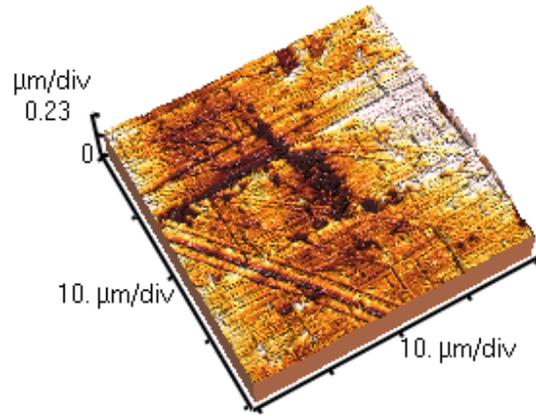
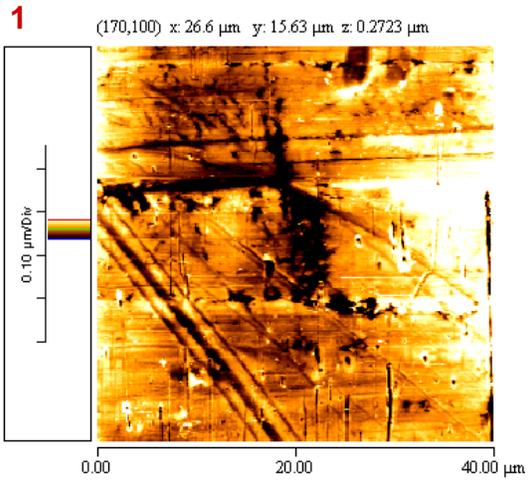


Figura 29 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio Morelli 0,021" x 0,025" antes do uso.

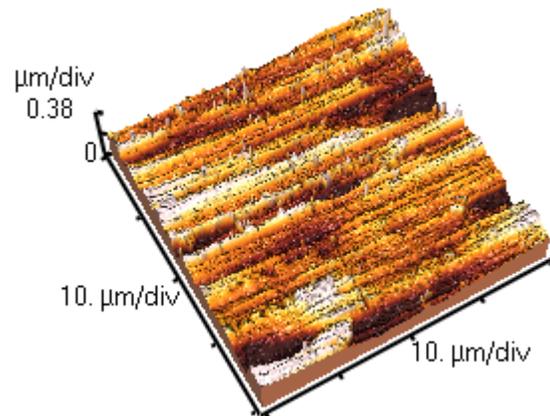
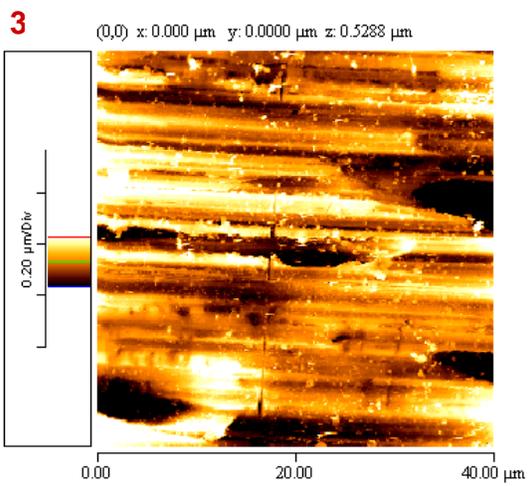
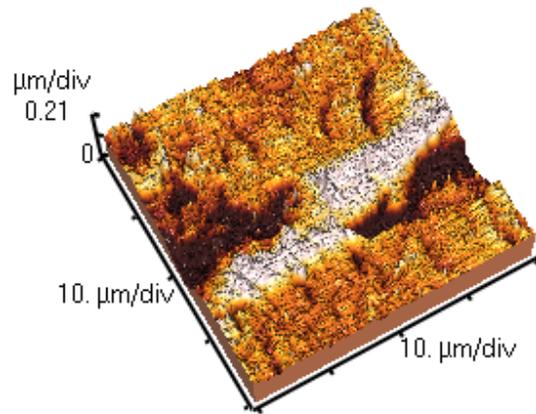
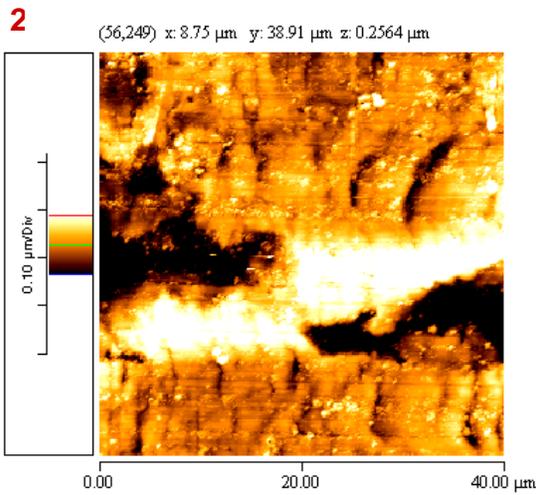
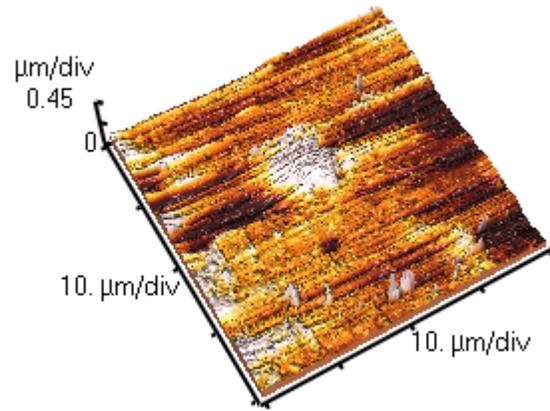
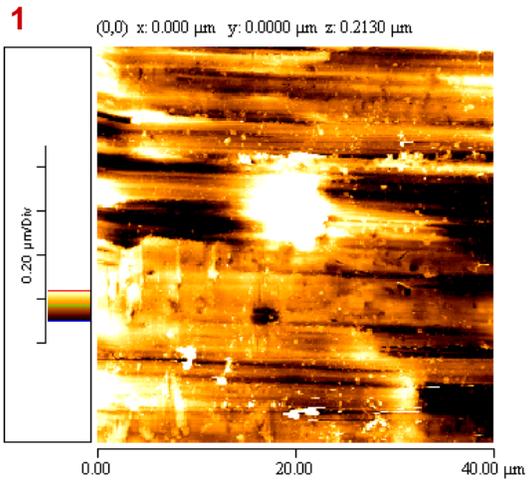


Figura 30 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio GAC 0,017" x 0,022" antes do uso.

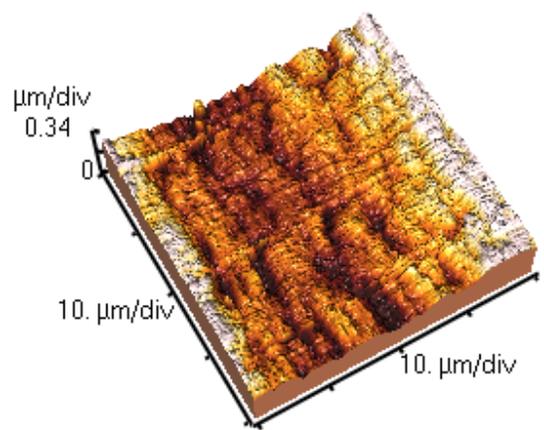
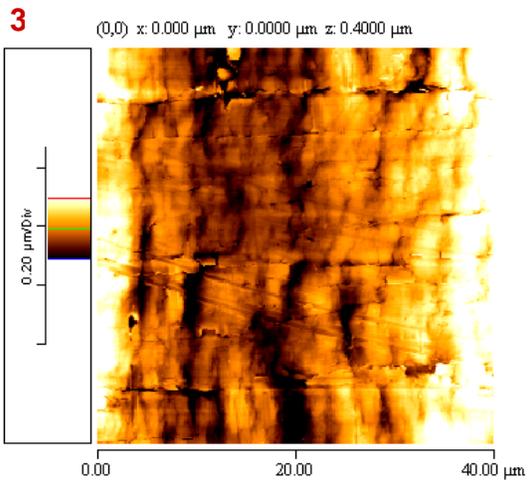
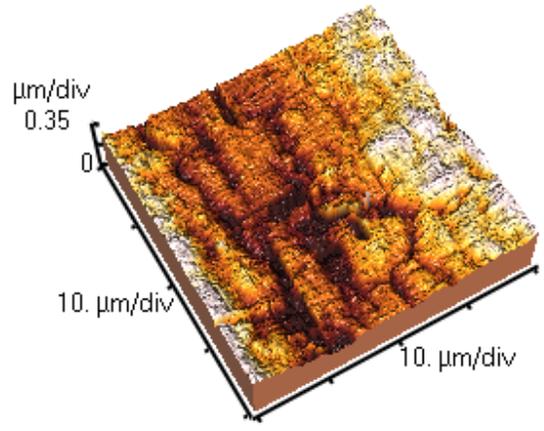
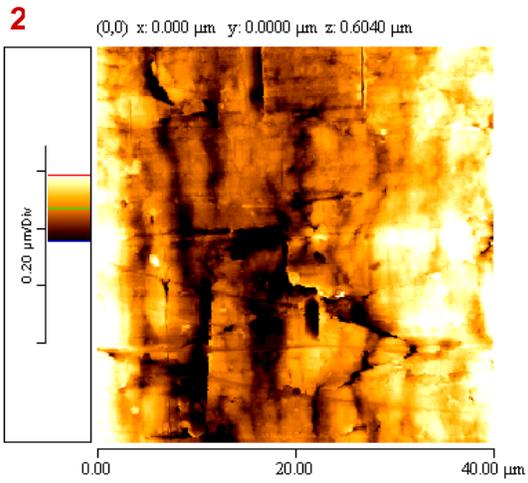
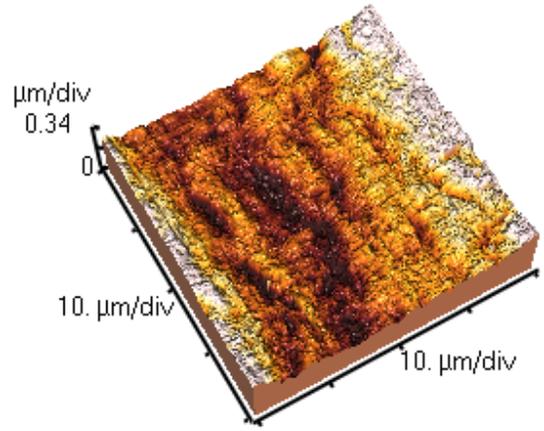
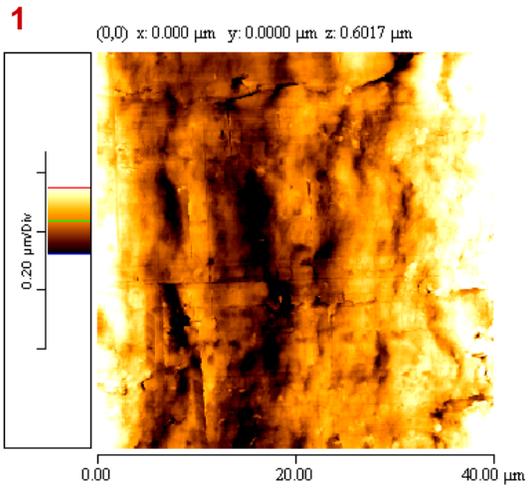


Figura 31 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio GAC 0,018" x 0,025" antes do uso.

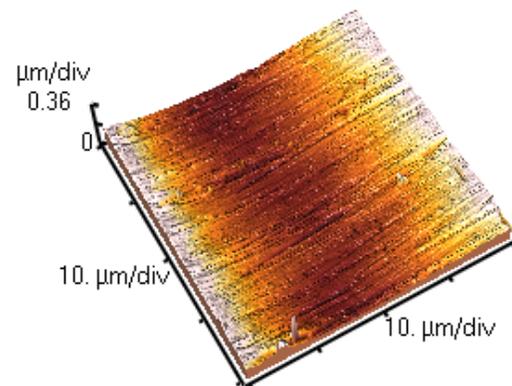
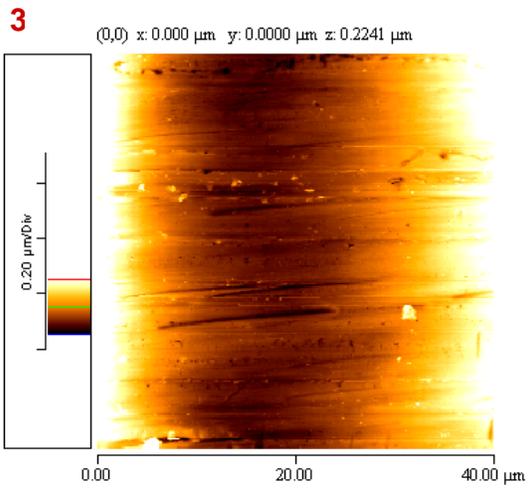
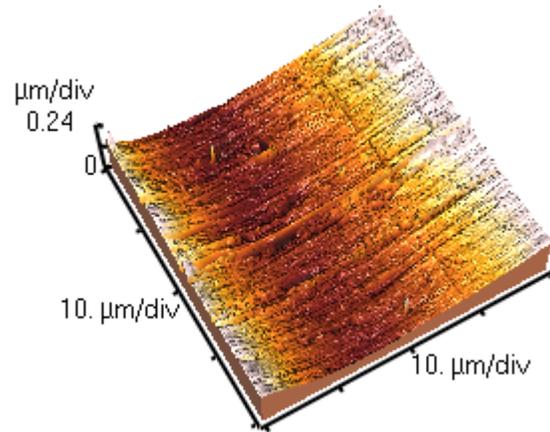
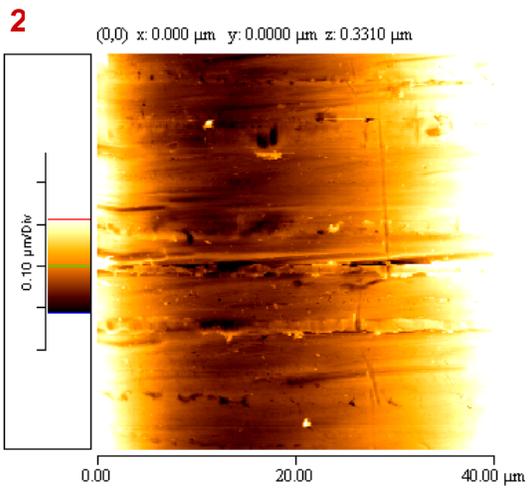
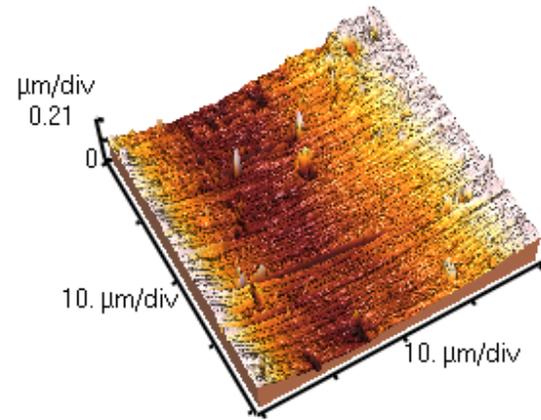
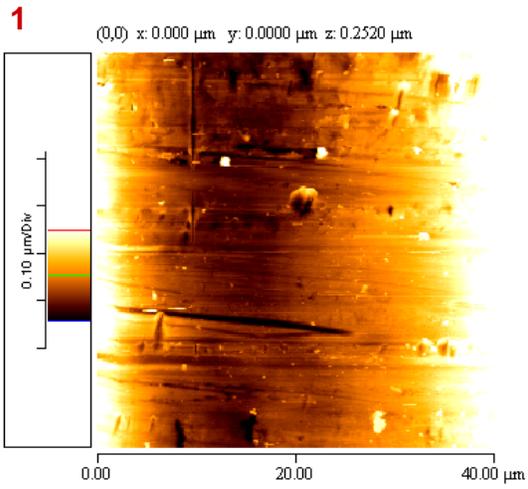


Figura 32 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio GAC 0,019" x 0,025" antes do uso.

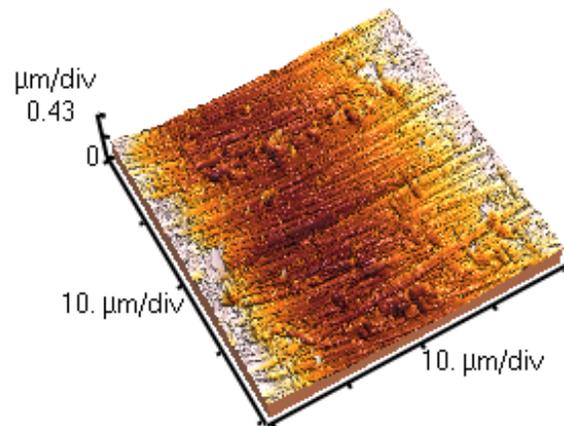
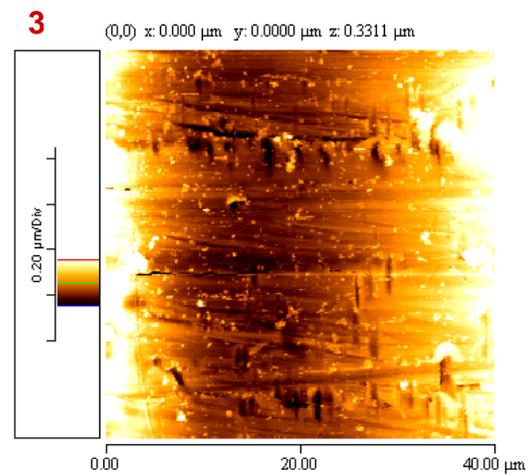
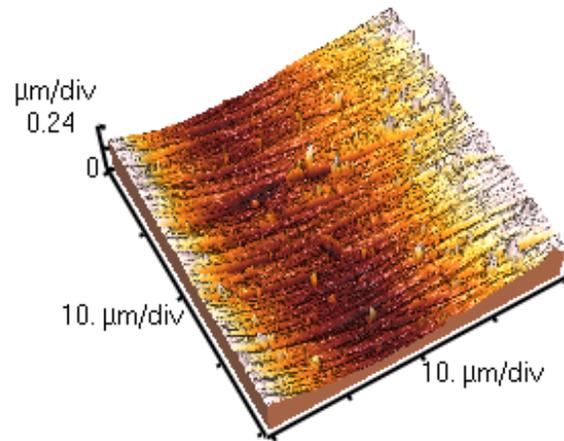
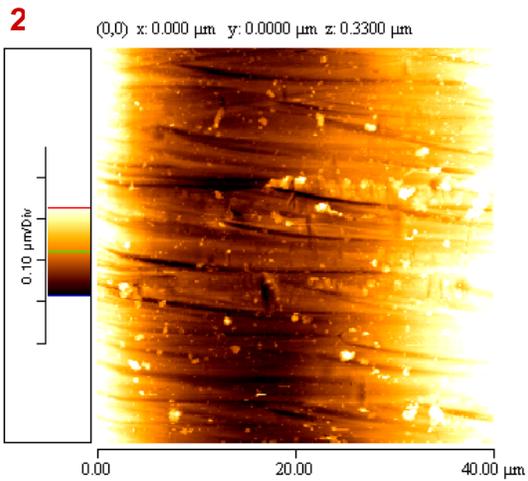
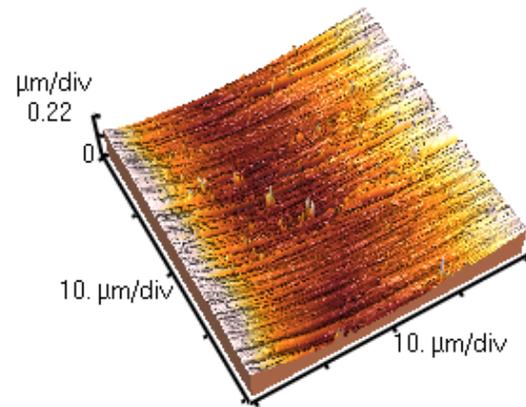
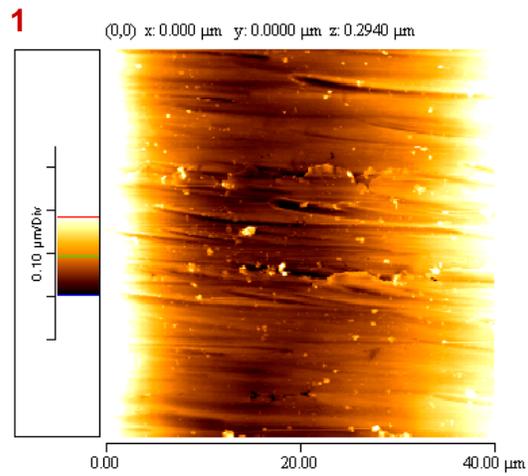


Figura 33 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio GAC 0,021" x 0,025" antes do uso.

As Figuras 34 a 37 ilustram o aspecto topográfico fornecido pelo escaneamento com MFA em 2D e 3D dos fios Morelli após o uso, ou seja, após teste de ensaio de força de atrito.

No aspecto do fio Morelli 0,017" x 0,022" (Figura 34) foi notado na região 3 do fio, além das estrias horizontais que haviam antes do uso, ranhuras no sentido horizontal, provavelmente causadas pelo deslize da canaleta do braquete no fio durante ensaio de força de atrito.

O aspecto do fio Morelli 0,018" x 0,025" (Figura 35) revelou presença de partículas, os quais representaram pequenos pontos de oxidação. Foram notadas ranhuras horizontais nas regiões 2 e 3 causadas pelo deslize da canaleta do braquete no fio.

O aspecto do fio Morelli 0,019" x 0,025" (Figura 36) mostrou presença de estrias horizontais nas três regiões analisadas presentes antes da utilização do fio. Na região 2 observou-se ranhura na diagonal e nas regiões 1 e 3, ranhuras na horizontal e vertical.

O aspecto do fio Morelli 0,021" x 0,025" (Figura 37) revelou estrias horizontais que haviam antes da utilização do fio e ranhuras na horizontal e diagonal, principalmente na região 3, causadas pelo deslize da canaleta do braquete no fio.

As Figuras 38 a 41 ilustram o aspecto topográfico fornecido pelo escaneamento com MFA em 2D e 3D dos fios GAC após o uso, ou seja, após teste de ensaio de força de atrito.

O aspecto do fio GAC 0,017" x 0,022" (Figura 38) revelou nas três regiões aspecto de lisura de superfície com estrias horizontais presentes antes da utilização do fio e, além dessas, na região 3 foi notada ranhuras verticais, causadas pelo deslize da canaleta do braquete no fio.

O aspecto do fio GAC 0,018" x 0,025" (Figura 39) revelou aspecto de lisura de superfície nas três regiões, além das estrias horizontais. Foram notadas ranhuras na superfície, causadas pelo deslize da canaleta do braquete no fio.

O aspecto do fio GAC 0,019" x 0,025" (Figura 40) revelou aspecto de lisura de superfície, apesar da presença de estrias horizontais. Foram notadas ranhuras horizontais na superfície causadas pelo deslize da canaleta do braquete no fio.

O aspecto do fio GAC 0,021" x 0,025" (Figura 41) revelou aspecto de lisura de superfície com as estrias presentes antes do uso. Notaram-se ranhuras na superfície causadas pelo deslize da canaleta do braquete no fio.

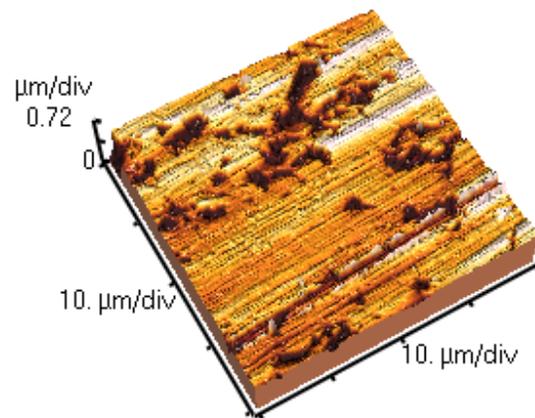
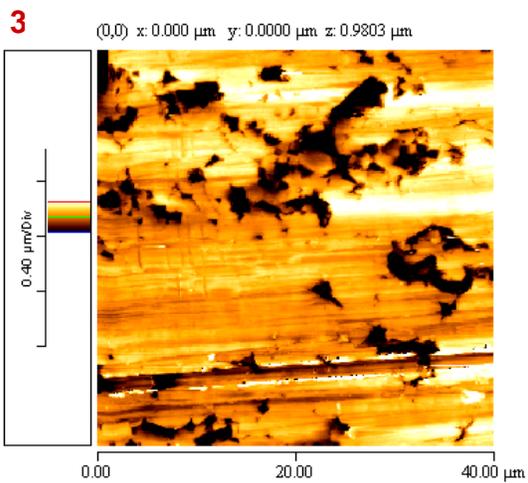
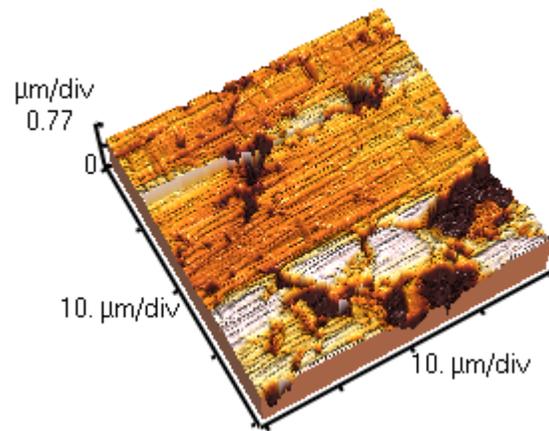
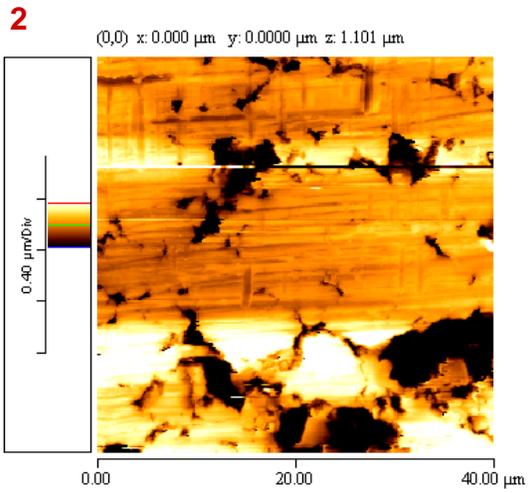
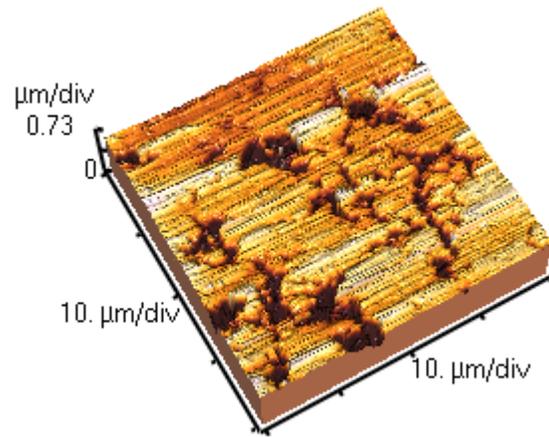
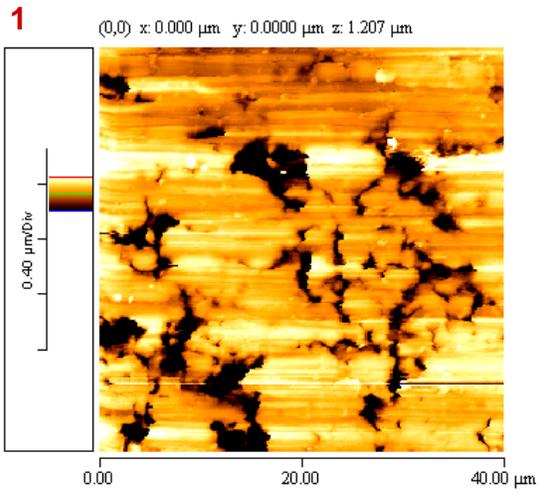


Figura 34 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio Morelli 0,017” x 0,022” após o uso.

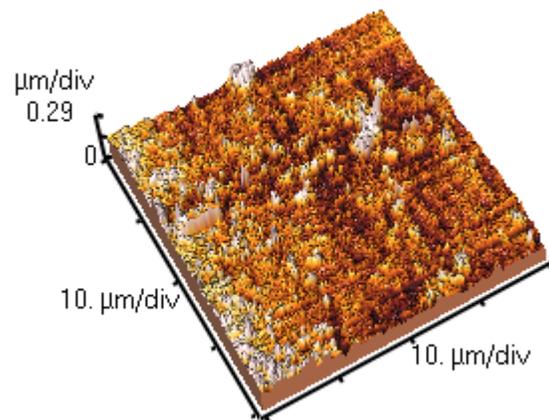
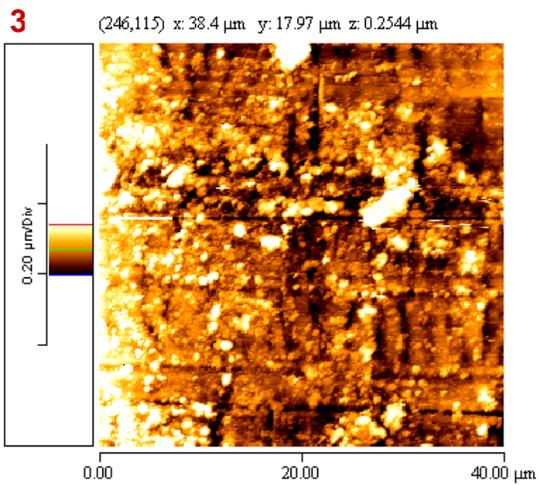
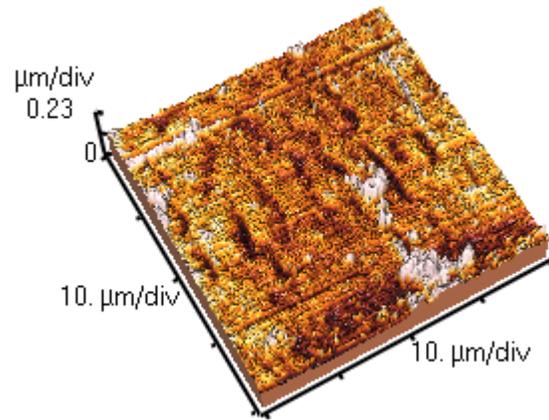
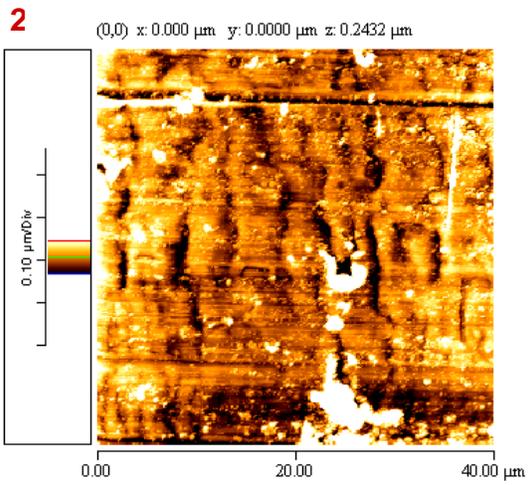
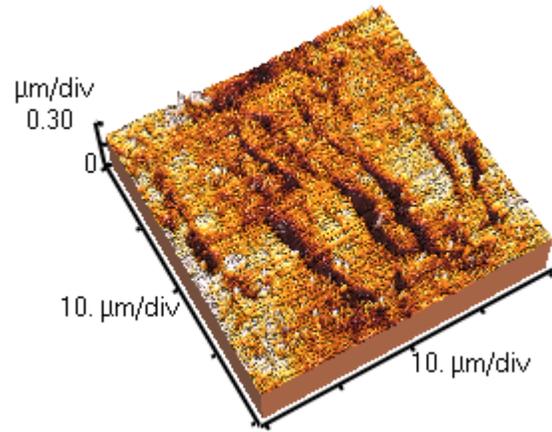
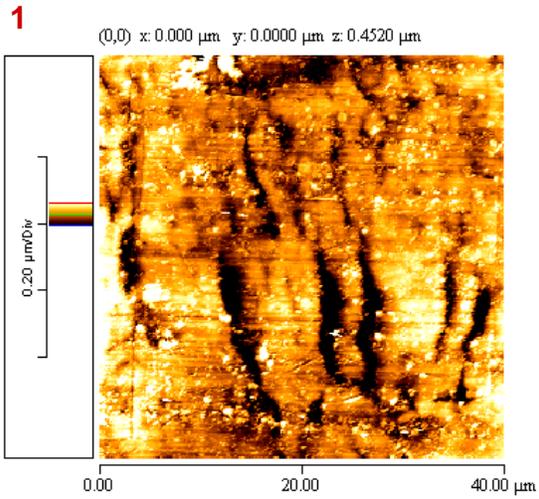


Figura 35 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio Morelli 0,018" x 0,025" após o uso.

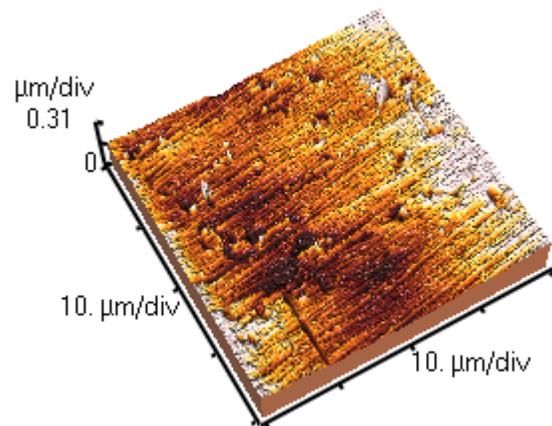
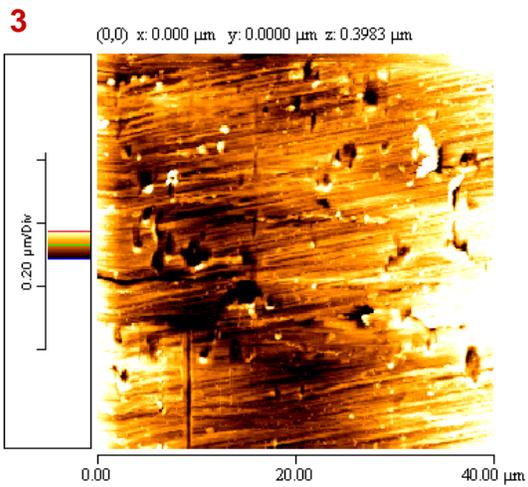
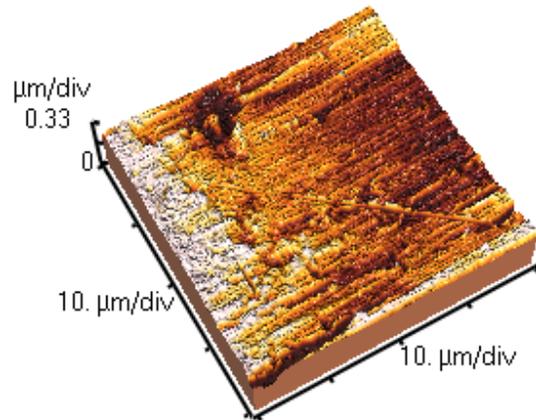
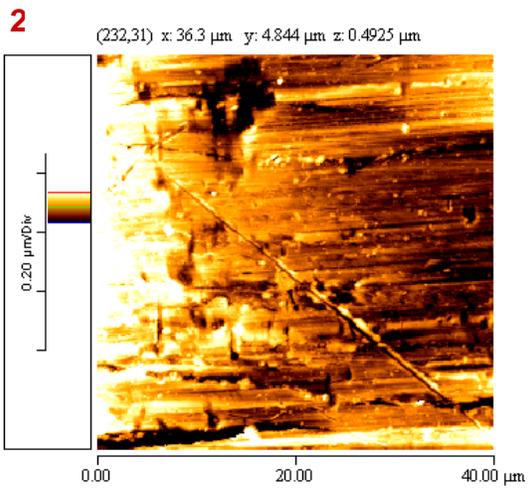
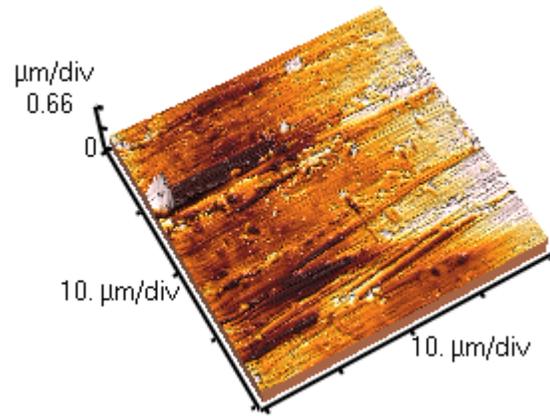
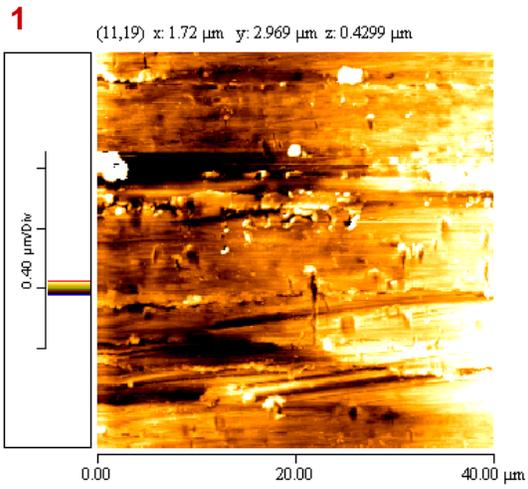


Figura 36 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio Morelli 0,019" x 0,025" após o uso.

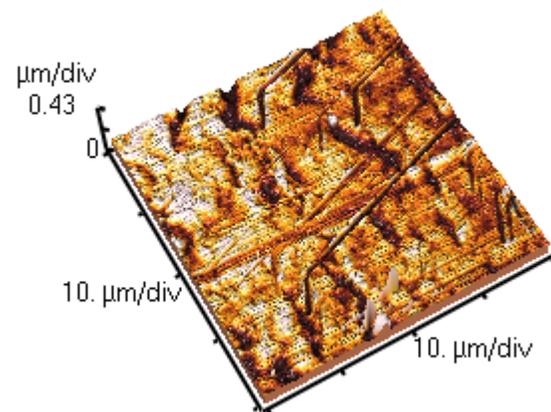
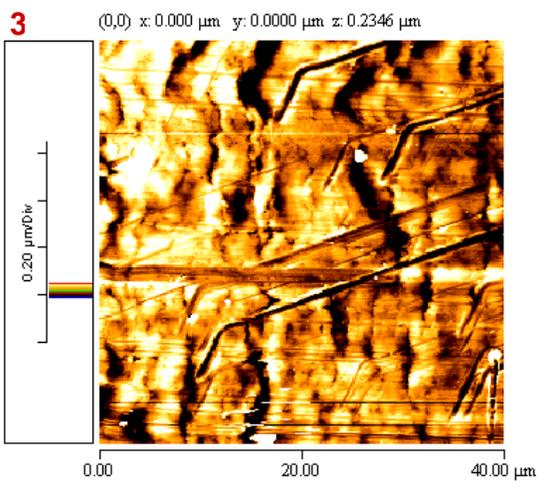
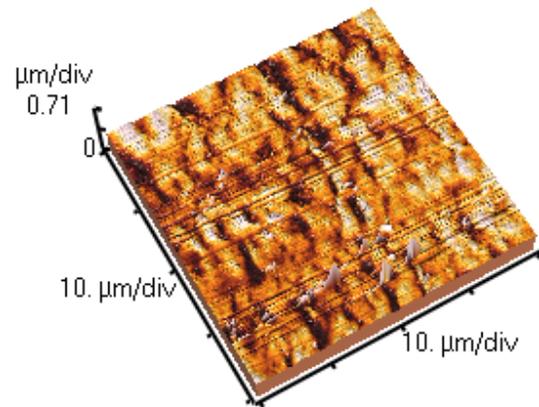
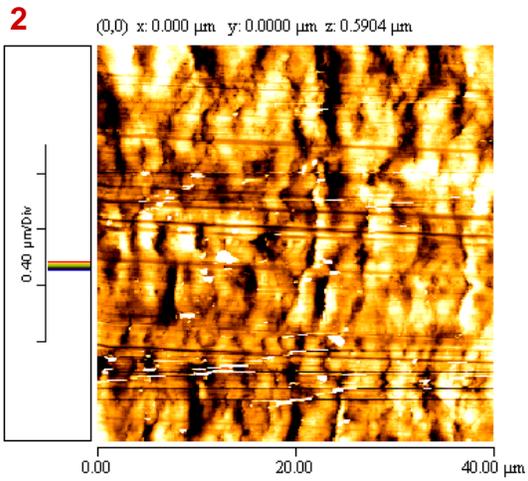
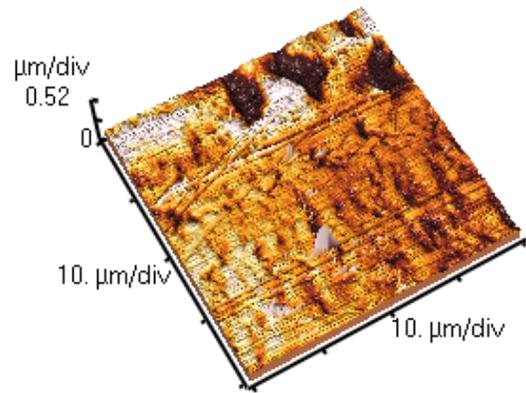
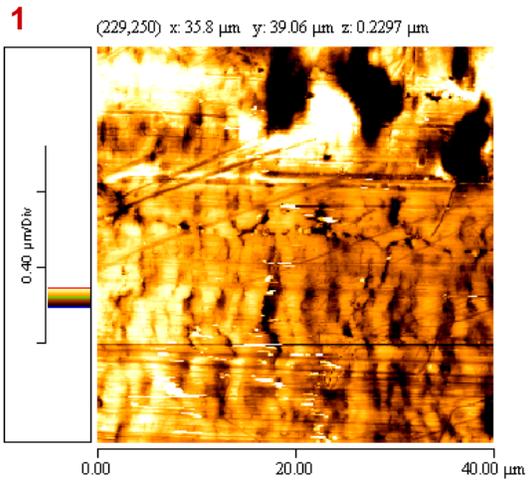


Figura 37 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio Morelli 0,021" x 0,025" após o uso.

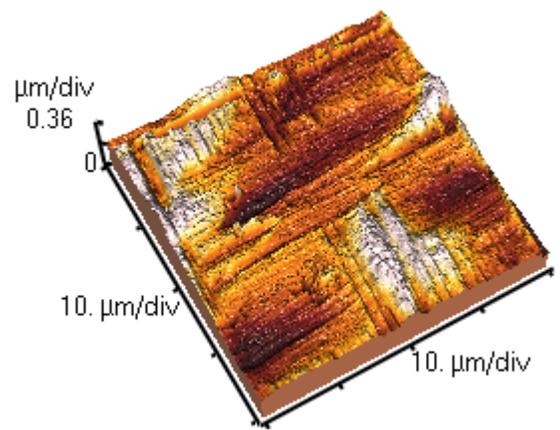
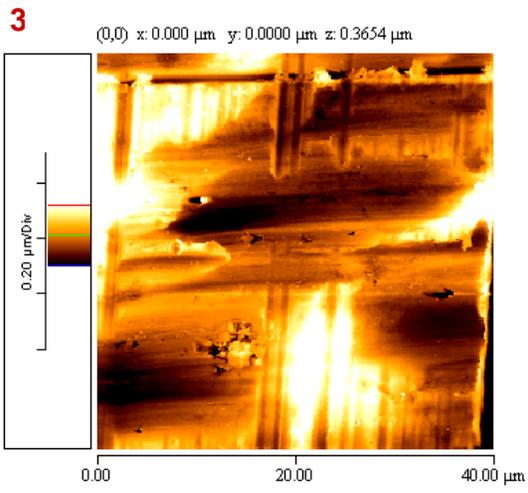
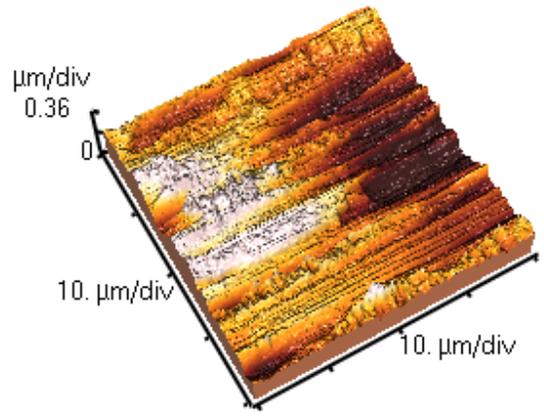
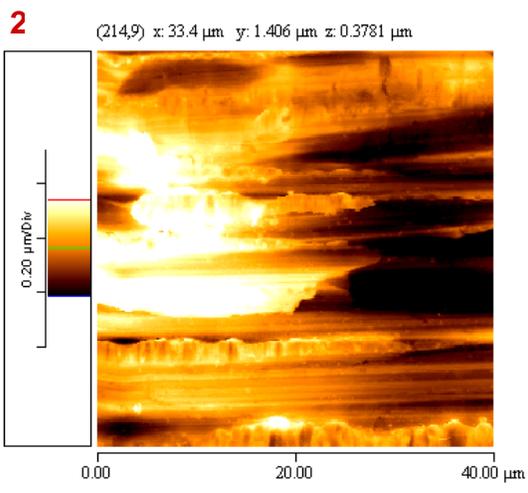
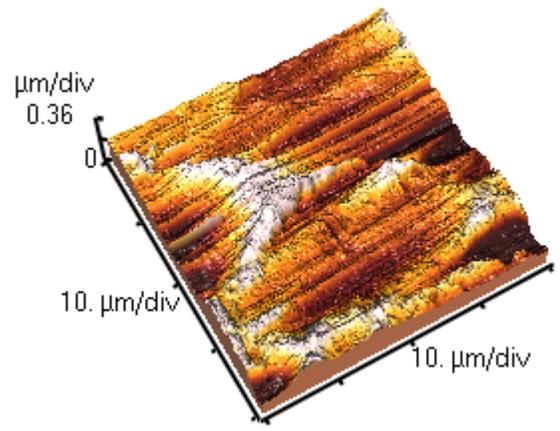
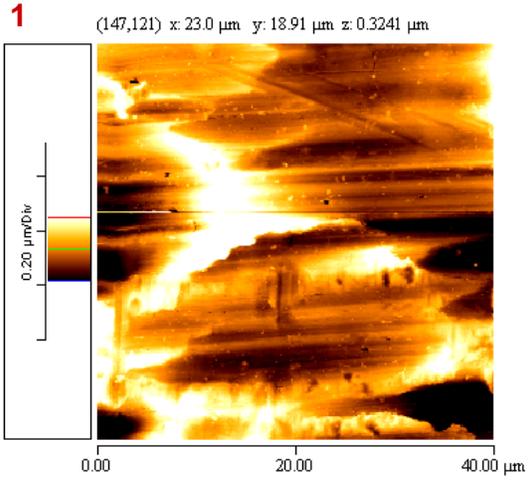


Figura 38 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio GAC 0,017" x 0,022" após o uso.

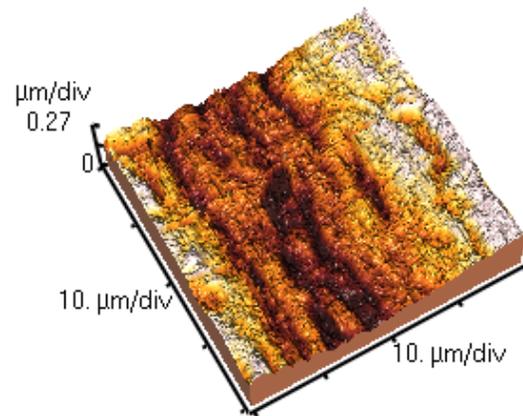
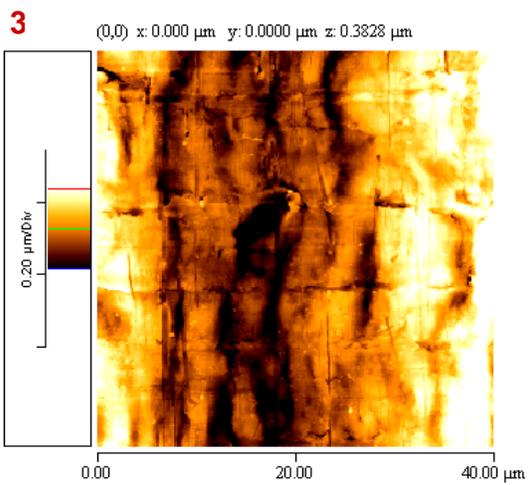
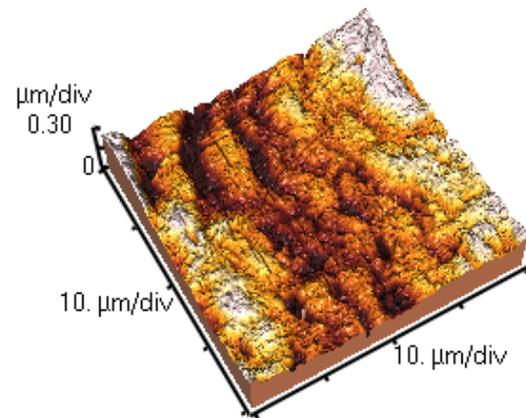
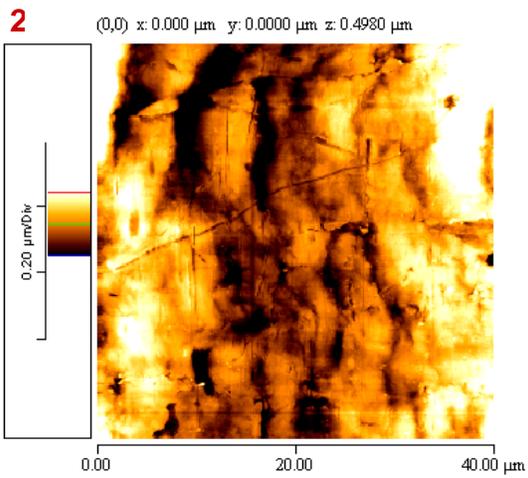
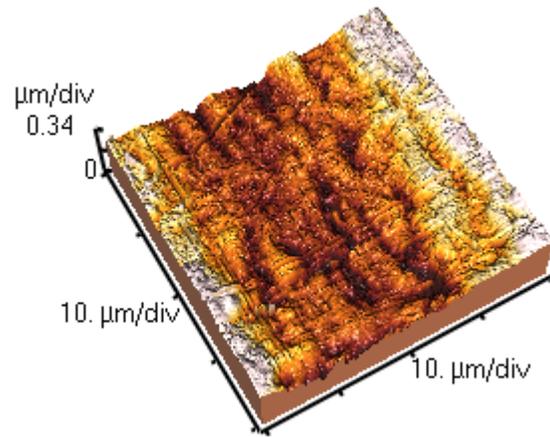
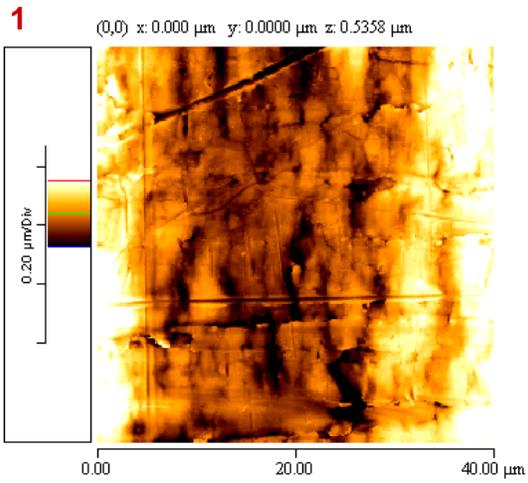


Figura 39 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio GAC 0,018" x 0,025" após o uso.

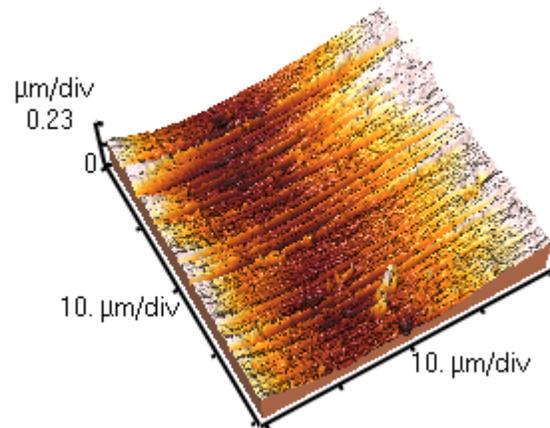
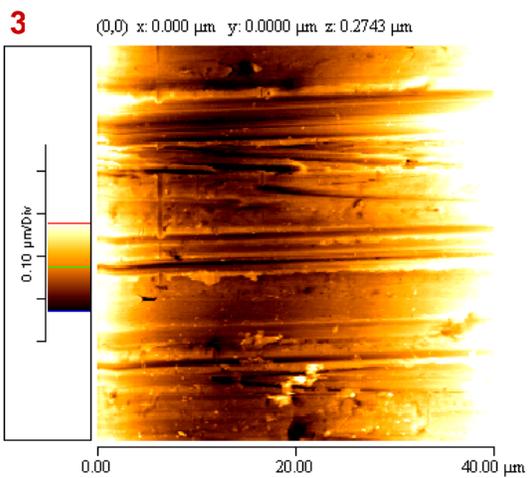
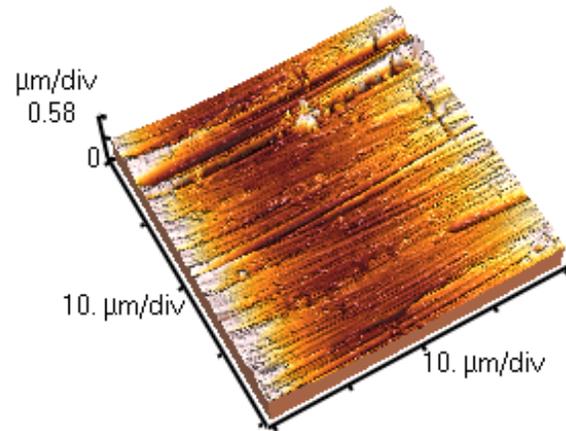
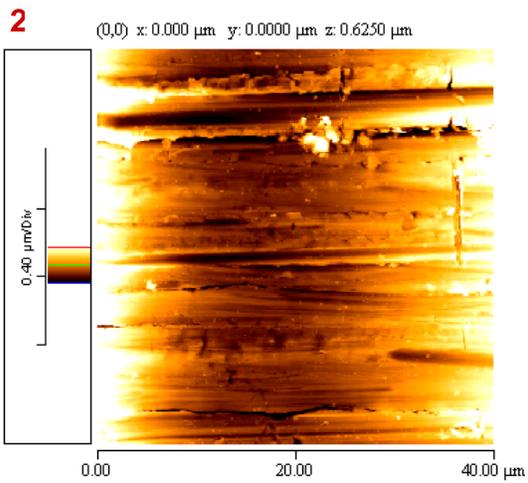
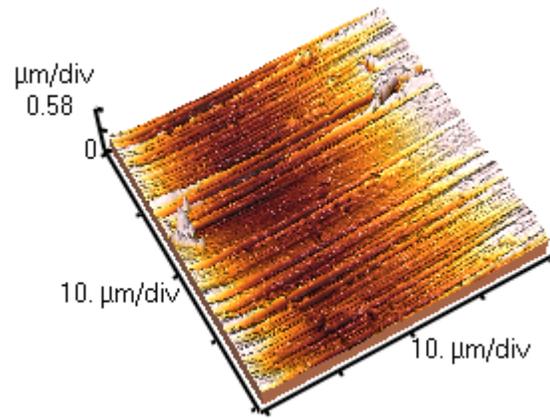
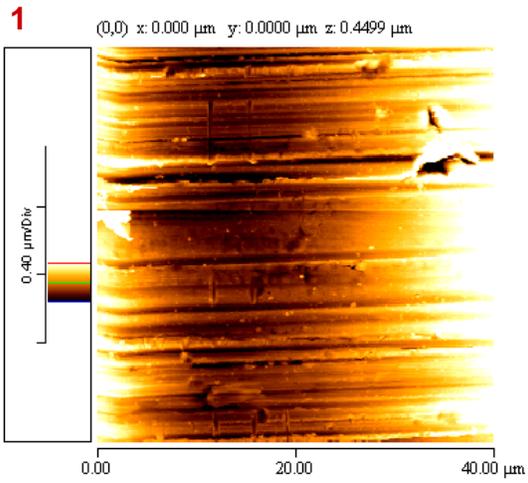


Figura 40 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio GAC 0,019" x 0,025" após o uso.

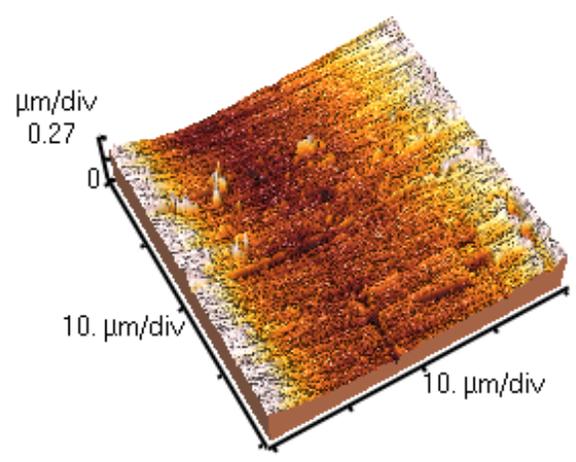
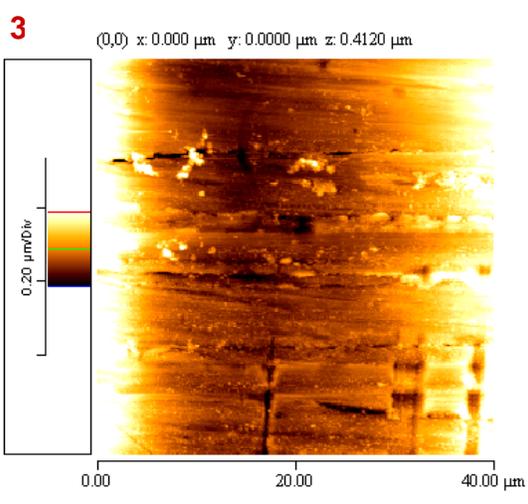
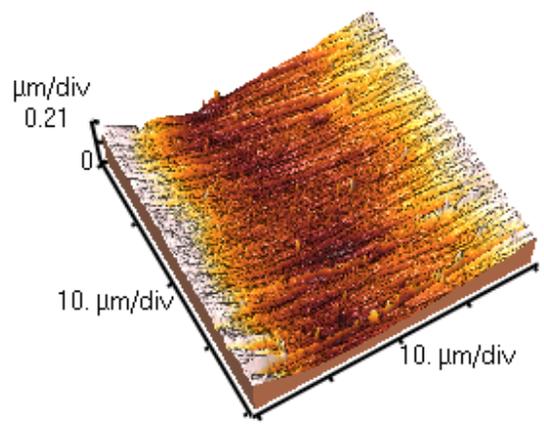
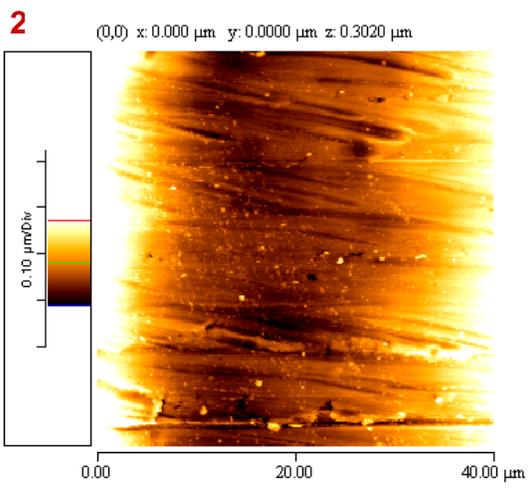
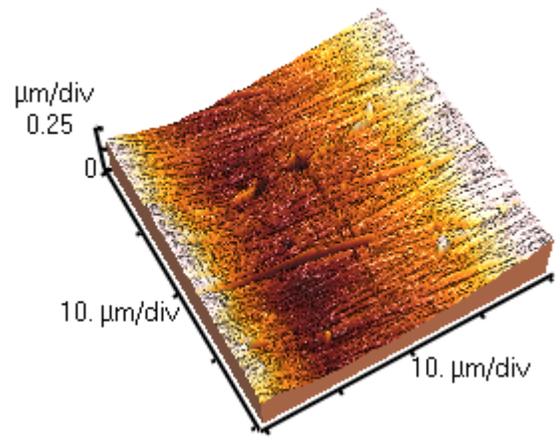
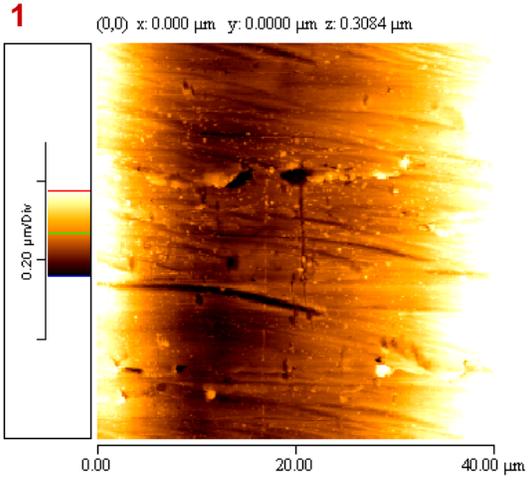


Figura 41 – Escaneamento pela MFA em 2D e 3D do fio GAC 0,021" x 0,025" após o uso.

## 6 DISCUSSÃO

O método utilizado na retração do canino pela Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield é o aparelho extrabucal composto pelo gancho “J”, apoiado na aleta mesial do braquete do canino (Vaden *et al.*, 2000). Para que o movimento seja efetivo, o ideal é que a direção da tração seja a mais próxima possível do plano oclusal, porém, utiliza-se com mais freqüência a tração alta para o tracionamento dos caninos superiores e a tração reta para os caninos inferiores (Farrant, 1976). A tração alta proporciona melhor controle vertical, especialmente quando se está diante do paciente com padrão hiperdivergente e, portanto, com tendência de crescimento vertical. Nesse experimento foi simulada a tração alta, ou seja, aquela em que o gancho “J” forma um ângulo aproximado de 45° com o plano oclusal, pois é nesse tipo de tração que se produz menor tendência de inclinação dentária (Ayala Perez *et al.*, 1980).

A força utilizada clinicamente pela técnica é de 200 a 250g, suficientemente adequada para tecidos de suporte saudáveis (Boester & Johnston, 1974), não produzindo desconforto ao paciente e proporcionando adequado fechamento de espaço. Entretanto, deve-se levar em consideração que a resposta biológica dos tecidos e conseqüente movimento dentário ocorrerão somente quando a força aplicada ultrapassar o atrito gerado entre braquete e fio ortodôntico. No presente estudo foi observado que, de forma geral, o braquete e fio da marca Morelli geraram atrito superior quando comparado ao braquete e fio da marca GAC. Além disso, braquetes duplos geraram atrito superior aos braquetes simples e quando houve aumento da espessura do fio, o atrito também aumentou. Mediante esses resultados, pode-se pensar que forças maiores deverão ser aplicadas em braquetes da marca Morelli, em braquetes duplos e também quando se utilizam fios mais espessos, com o intuito de superar as forças de atrito.

Embora a Técnica Seqüencial de Tweed-Merrifield preconize o uso de arco retangular 0,017” x 0,022” na distalização do canino superior, na fase

denominada de preparo da dentição (Vaden *et al.*, 2000), o presente estudo avaliou o efeito da força de atrito variando-se a espessura dos fios retangulares. Conforme houve aumento da espessura do fio, de forma geral, também ocorreu aumento na força de atrito (Tabelas 25, 26, 27, 28, Gráficos 3, 4, 5 e 6). Autores como Frank & Nikolai (1980), Baker *et al.* (1987), Algolkar *et al.* (1990), Downing *et al.* (1994) e Ogata *et al.* (1996), e relataram que os fios redondos promovem menos atrito do que os retangulares. Entretanto, os fios redondos tendem a promover inclinação dos caninos na mecânica de retração (Huffman & Way, 1983), o que não seria desejável. De acordo com os experimentos de Kuroe *et al.* (1994), Vaughan *et al.* (1995), Williams *et al.* (1997) e Kapur *et al.* (1999a), quanto maior a espessura dos fios, maior o atrito, o que não foi evidenciado por Secco (1999). A Técnica da Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield ensinada e aplicada no curso de pós-graduação em Ortodontia da FOP/UNICAMP aceita arcos rígidos de aço inoxidável mais flexíveis de secção transversal circular, alteração essa justificada pelo fato do aço inoxidável possuir um módulo de elasticidade alto, indicando maior rigidez e, além disso, haver a necessidade de se usar fios menos calibrosos na fase de alinhamento e nivelamento, etapa que requer forças leves (Kapila *et al.*, 1990a). Porém, Farrant (1976) não recomenda arcos de fios mais finos que 0,014" durante a retração, pois sabe-se que a redução no calibre do fio resulta no aumento da folga entre a canaleta do braquete e o fio, o que pode causar a perda do controle durante o movimento dentário (Kapila *et al.*, 1990a).

Durante os procedimentos clínicos, a seleção do braquete de acordo com seu tipo é um fator importante, pois o aumento da distância inter-braquetes diminui a rigidez do arco quando se compara braquetes simples e duplos (Creekmore, 1976 e Williams *et al.*, 1997). Os braquetes simples por serem mais estreitos proporcionam distância inter-braquetes maior do que quando se utiliza braquetes duplos. Os resultados desse estudo mostraram que, os valores da força de atrito obtidos com braquetes duplos foram superiores aos braquetes simples, independente da técnica de amarração. Esses resultados corroboram com os

estudos de Frank & Nikolai (1980), Kapila *et al.* (1990b) e Yamaguchi *et al.* (1996). Os resultados com fio 0,017" x 0,022" mostraram que o braquete simples em relação ao duplo geraram menor força de atrito nas duas marcas avaliadas (Tabelas 31, 32, 33, 34, Gráficos 9, 10, 11 e 12). O material com o qual os braquetes são confeccionados é muito importante, pois braquetes de aço inoxidável quando comparados com braquetes cerâmicos deslizam razoavelmente bem em fios de aço inoxidável (Angolkar *et al.*, 1990; Kusy *et al.*, 1991; Keith & Jones, 1993; Tselepis, 1994 e Loftus *et al.*, 1999). Nesse estudo foram analisados fios e braquetes compostos de aço inoxidável, pelo fato da Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield adotar esse tipo de material, uma vez que arcos compostos de aço inoxidável promovem alta rigidez, que resiste à deformação causada por forças de tração extra e intrabucal, além de promover controle transversal da arcada dentária, mediante a utilização de diagrama de contorneamento individualizado adotado pela técnica, respeitando os limites da dentição impostos pela musculatura e padrão de crescimento facial do paciente.

A qualidade do material da superfície onde ocorre o atrito é uma variável de relevância na geração do atrito. No presente estudo, a superfície dos braquetes foi analisada em MEV e dos fios em rugosímetro, MEV e MFA, antes e após ensaio de força de atrito. Os resultados da MEV indicaram qualitativamente que os braquetes apresentaram aspecto morfológico diferente de acordo com a marca do fabricante. Os braquetes da Morelli apresentaram maior número de riscos horizontais e diagonais na superfície (Figuras 17A, 17B, 17C e 17D), enquanto os braquetes da GAC revelaram um aspecto de maior homogeneidade e lisura de superfície, demonstrando um bom acabamento (Figuras 18A, 18B, 18C e 18D). Além disso, foi notado que a parede de fundo e lateral da canaleta do braquete Morelli simples apresentou superfície mais rugosa, com aspecto diferente do duplo. De forma geral, foi observado que, após o ensaio de força atrito, com o deslize da canaleta do braquete no fio, houve aparecimento de riscos na parede de fundo e lateral da canaleta do braquete (Figuras 19A, 19B, 19D,

20A, 20B e 20D), especialmente nos braquetes simples, em ambas as marcas comerciais.

A análise dos fios na MEV antes do ensaio de força de atrito indicou que os da marca Morelli (Figuras 21A, 21B, 21C e 21D) em relação aos da marca GAC tiveram aspecto mais rugoso, especialmente o fio com espessura 0,017" x 0,022" (Figura 21A). A marca GAC, por sua vez, apresentou um aspecto de lisura de superfície, porém, com presença de riscos no sentido horizontal, seguindo um paralelismo entre eles e com aparência de serem acentuados, provavelmente, causados pelo próprio processo de fabricação do fio (Figuras 22A, 22B, 22C e 22D). Após o ensaio da força de atrito, a análise na MEV revelou que houve aumento no número de riscos na superfície dos fios em todas as marcas e espessuras após o uso, causados pelo deslize na canaleta do braquete (Figuras 23A, 23B, 23C, 24A, 24B, 24C e 24D).

Podem ser encontrados na literatura, estudos avaliando a rugosidade dos fios pela técnica de reflexão especular a *laser* (Kusy & Whitley, 1988; Kusy & Whitley, 1990a e Kusy & Whitley, 1990b), pelo perfilômetro (Prososki *et al.*, 1991), pelo rugosímetro (Secco, 1999) e pela MEV (Ho & West, 1991; Secco, 1999), além da avaliação de rugosidade de braquetes pela MEV (Kuroe *et al.*, 1994 e Voudouris, 1997). Entretanto, são escassas as pesquisas utilizando MFA, que embora não seja capaz de medir diretamente as propriedades de força de atrito entre braquete e fio ortodôntico, pode fornecer grande quantidade de informação sobre a superfície analisada. Aspereza acentuada na superfície pode aumentar o consumo de energia e gerar espaço entre as superfícies de contato. Nesse estudo foram realizadas análises das superfícies dos fios antes e após serem submetidos ao ensaio de força de atrito. No segmento de cada fio na sua superfície mais larga foram realizadas três leituras no sentido transversal. Observou-se que antes do ensaio de força de atrito, os fios Morelli apresentaram aspecto topográfico de maior irregularidade com picos e vales representados nas ilustrações pelas cores brancas e negras, respectivamente (Figuras 26, 27, 28 e 29). Os fios GAC

apresentaram aspectos diferentes com lisura superiores ao Morelli (Figuras 30, 31, 32 e 33), com melhor acabamento e homogeneidade de superfície. Após ensaio de força de atrito, foi observado nos fios GAC e Morelli, riscos causados pelo deslize da canaleta do braquete (Figuras 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40 e 41).

Em relação à rugosidade dos fios ortodônticos, os resultados fornecidos pela análise em rugosímetro revelaram que os fios da marca GAC apresentaram de forma geral, maior rugosidade que os da Morelli (Tabela 43, Gráficos 21 e 22). Isso pode ter ocorrido devido à superfície dos fios da GAC apresentarem riscos horizontais acentuados, característica que foi notada nas análises microscópicas, não significando que os fios não tenham um bom polimento, mas decorrente do processo de trefilagem do fio, uma vez que esses riscos seguem uma regularidade, sendo paralelos entre si e sempre no mesmo sentido horizontal. As médias de Ra do fio Morelli apresentaram-se inferiores do que as da GAC antes e após o uso (Tabelas 47, 48, Gráficos 23 e 24). No que diz respeito às espessuras dos fios, não houve um padrão fixo determinado entre eles, porém, observou-se tendência do fio com espessura 0,017" x 0,022" apresentar rugosidade superior às demais. Essa tendência ocorreu antes e após o uso na marca Morelli e na marca GAC, após o uso. Para a marca GAC, o fio com maior espessura apresentou alta rugosidade, diferente do que ocorreu na marca Morelli.

Na análise dos fios antes do uso, somente não houve diferenças significativas de rugosidade entre as marcas no fio Morelli 0,017" x 0,022" com o GAC 0,017" x 0,022". Na marca GAC não houve diferenças significativas de rugosidade entre os fios, com exceção do fio 0,021" x 0,025", que foi mais rugoso do que o 0,019" x 0,025". Na marca Morelli o fio 0,018" x 0,025" foi significativamente mais rugoso do que os fios 0,019" x 0,025" e 0,021" x 0,025" (Tabela 47 e Gráfico 23). Foi observado que após uso do fio, de forma geral, houve poucas diferenças significativas. Na marca GAC não houve diferenças significativas entre os fios, com exceção do fio 0,017" x 0,022" que foi mais rugoso do que o 0,018" x 0,025". Na marca Morelli não foi observada nenhuma diferença

significativa entre os fios (Tabela 48 e Gráfico 24). No que diz respeito à variação de rugosidade antes e após o uso, foi verificado que somente no fio GAC 0,021" x 0,025" houve diferença da variação de rugosidade em relação aos fios GAC 0,017" x 0,022", Morelli 0,019" x 0,025" e Morelli 0,021" x 0,025", ou seja, a diminuição de rugosidade no fio GAC 0,021" x 0,025" foi superior aos outros fios citados. Comparando-se antes e após o uso os fios separadamente, foi verificado que somente para o fio GAC 0,018" x 0,025"; GAC 0,021" x 0,025" e Morelli 0,017" x 0,022", observou-se diminuição significativa na rugosidade antes e após o uso (Tabela 50). Os trabalhos de Tidy (1989), Drescher *et al.* (1989), Angolkar *et al.* (1990), Kapila *et al.* (1990a), Kusy & Whitley (1990a) e Pratten *et al.* (1990) mostraram que entre as ligas existentes no mercado, utilizadas em Ortodontia, as ligas de aço inoxidável são as que proporcionam menor força de atrito e, segundo Kusy *et al.* (1988), apresentam maior lisura de superfície. Os resultados desse estudo mostraram que não houve uma relação entre rugosidade e força de atrito, pois apesar da marca GAC apresentar valores de Ra superiores ao da Morelli, os resultados de força de atrito mostraram que o fio GAC apresentou valores de força de atrito inferiores (Tabelas 35, 36, 37, 38, Gráficos 13, 14, 15 e 16). Estes resultados estão de acordo com os trabalhos de Drescher *et al.* (1989) e Tidy (1989), os quais relataram não haver correlação entre rugosidade e forças de atrito. Apesar disso, a rugosidade superficial dos fios deve ser considerada como fator indicativo do acabamento dos materiais, apontando falta de controle de qualidade do fabricante do produto. Porém, os resultados oferecidos pela análise em rugosímetro não estão de acordo com a análise qualitativa realizada pela MEV e MFA, as quais mostraram um acabamento de superfície dos fios da marca GAC superior ao da marca Morelli, além disso, com a análise pela MFA foram notados pontos de oxidação nos fios Morelli, que segundo afirmação de Bourauel *et al.* (1998), a rugosidade de superfície não afeta somente a efetividade da mecânica de deslizamento, mas também a corrosão e a estética dos componentes ortodônticos. Esses achados apontam para a necessidade de pesquisas com métodos de análise de superfície mais eficazes como reflexão especular a *laser*

descrito por Kusy *et al.* (1988), Kusy & Whitley (1990a), Kusy & Whitley (1990b) e Bourauel *et al.* (1998); uso de perfilômetro conforme descrito por Prosocki *et al.* (1991) e Bourauel *et al.* (1998) e por meio de MFA, utilizada por Bourauel *et al.* (1998) e também no presente estudo.

Na Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield há preferência pela técnica de amarração do fio ao braquete pelo uso de ligadura de aço inoxidável em detrimento ao uso de ligaduras elásticas. Os resultados de Farrant (1976) comprovaram que a técnica de amarração dos fios aos braquetes com ligaduras elásticas, de forma geral, gerou maior atrito em relação ao uso de ligaduras de aço inoxidável (Tabelas 1, 3 e 4, Anexo 1), inclusive no fio 0,017" x 0,022", adotado na técnica de distalização do canino (Tabelas 29, 30, Gráficos 7 e 8). Embora seja difícil padronizar a amarração com ligaduras de aço inoxidável, Iwasaki *et al.* (2003) afirmaram que não existe diferença entre amarração de ligadura de aço inoxidável apertada ou afrouxada. Por outro lado, segundo Hain *et al.* (2003), a ligadura de aço inoxidável quando amarrada frouxamente gera menor atrito. Para Frank & Nikolai (1980) e Keith & Jones (1993), a força de amarração exerce influência nos níveis de atrito. Segundo Taylor & Ison (1996), a ligadura elástica mostra redução do atrito além de um determinado período. O presente estudo reforça a preferência pela ligadura de aço inoxidável em detrimento à ligadura elástica, não somente pelo fato de proporcionar menor atrito, mas também por permitir melhor higiene bucal retendo menos filme bacteriano; ser capaz de ativação sem a necessidade de troca da ligadura e não perder a elasticidade com o passar do tempo. O uso cada vez maior de braquetes autoligados proporcionou estudos comparando métodos convencionais de amarração. Alguns estudos mostraram que os braquetes autoligados não apresentaram menor atrito em relação às ligaduras elásticas e de aço inoxidável (Bednar *et al.*, 1991; Loftus *et al.*, 1999 e Redlich *et al.*, 2003), embora outros afirmassem que proporcionasse menor resistência ao atrito (Thomas *et al.*, 1998 e Khambay *et al.*, 2004). Porém, de acordo com Read-Ward *et al.* (1997) e Henao & Kusy (2004), eles podem reduzir o atrito em determinadas circunstâncias,

enquanto que para Thorstenson & Kusy, (2001) e Hain *et al.* (2003), o atrito é reduzido significativamente. Além disso, reduzem o tempo do paciente na cadeira (Shivapuja & Berger, 1994), retêm menos placa bacteriana e podem ser utilizados de modo convencional (Voudouris, 1997).

No presente estudo, os testes de força de atrito foram realizados em meio seco e à temperatura ambiente. Embora, o uso de saliva artificial tenha sido utilizado em alguns estudos (Garner *et al.*, 1986 e Pratten *et al.*, 1990), os resultados são controversos quanto ao aumento da resistência ao atrito (Stannard *et al.*, 1986; Pratten *et al.*, 1990 e Downing *et al.*, 1995) ou diminuição da resistência do atrito (Ho & West, 1991; Tselepis *et al.*, 1994). Assim, estudos envolvendo a ação da saliva deveriam ser realizados (Kusy *et al.*, 1991).

Clinicamente, o atrito entre o arco ortodôntico e a canaleta do braquete torna-se uma consideração importante quando um dente é movimentado ao longo do arco ortodôntico. O movimento do dente, dessa maneira, é denominado de mecânica de deslizamento. O canino move-se no sentido distal com dissipação da força de retração em perdas por atrito entre o arco ortodôntico e o braquete do canino. Portanto, a força de retração deve superar o atrito conforme o braquete se move para distal ao longo do arco ortodôntico. A força de retração é fornecida pelo gancho “J”, e o arco ortodôntico é passivo. É impossível quantificar adequadamente na clínica ortodôntica a força necessária para superar o atrito. Segundo Williams *et al.* (1997), ela pode variar conforme a angulação da canaleta do braquete com o arco ortodôntico, durante a retração. As forças de atrito surgem quando o fio retangular se adapta precisamente na canaleta. Sugere-se que um espaço de pelo menos 0,003” deve existir entre a canaleta e o arco para a mecânica de deslizamento. Porém, quando se utilizam arcos ortodônticos de aço inoxidável de espessuras muito pequenas, as forças de atrito poderiam aumentar devido o atrito ser influenciado pelo ângulo de contato entre o arco e o braquete. Além disso, fios de pequena dureza permitirão deformação do arco ortodôntico com perda adicional do controle sobre a retração do canino.

O presente estudo mostra que, dependendo da qualidade do material, da técnica de amarração, da espessura do fio e do desenho do braquete, forças maiores deveriam ser utilizadas com o intuito de superar o atrito e promover a movimentação dentária desejada clinicamente. Porém, deve-se atentar ao fato que o tratamento ortodôntico dispõe do uso e controle de forças que agem nos dentes e estruturas associadas. Uma força ortodôntica ideal visa a induzir resposta celular máxima e estabilidade do tecido.

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com a proposta desse trabalho e mediante os resultados obtidos, concluiu-se que:

- Os braquetes duplos geraram maior atrito do que os braquetes simples, em ambas as marcas Morelli e GAC;
- Os braquetes e fios da Morelli geraram maior atrito do que os da GAC;
- Quanto maior a espessura dos fios, maior atrito foi gerado, em ambas as marcas comerciais;
- A técnica de amarração que gerou maior atrito foi a ligadura elástica quando comparado à ligadura de aço inoxidável;
- A comparação do aspecto morfológico da canaleta do braquete em MEV apresentou diferenças qualitativas, sendo que a GAC apresentou melhor acabamento ao da Morelli. O uso do braquete causou aparecimento de riscos na superfície da canaleta em ambas as marcas;
- Os fios da GAC apresentaram maior rugosidade em relação aos da Morelli e a utilização do fio diminuiu a rugosidade nos fios 0,018" x 0,025" e 0,021" x 0,025" da GAC e 0,017" x 0,022" da Morelli;
- Na análise da MEV os fios da GAC apresentaram aspecto morfológico mais liso e melhor acabamento de superfície que os da Morelli. O uso do fio causou ranhuras na superfície;
- Na análise da MFA os fios Morelli apresentaram aspecto topográfico de maior irregularidade, ao contrário dos da GAC, que apresentaram aspecto liso e homogeneidade de superfície.

## REFERÊNCIAS\*

1. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1990; 98(6): 499-506.
2. Ayala Perez C, de Alba JA, Caputo AA, Chaconas SJ. Canine retraction with J hook headgear. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1980; 78(5): 538-547.
3. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1987; 91(4): 316-320.
4. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1991; 100(6): 513-522.
5. Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. ***Angle Orthod.*** 1974; 44(2): 113-119.
6. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. ***Eur J Orthod.*** 1998; 20(1): 79-92.
7. Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, McDonald F. A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. ***Eur J Orthod.*** 2004; 26(1): 105-111.
8. Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. ***Angle Orthod.*** 2005; 75(3): 421-425.
9. Clocheret K, Willems G, Carels C, Celis JP. Dynamic frictional behaviour of orthodontic archwires and brackets. ***Eur J Orthod.*** 2004; 26(2): 163-170.
10. Creekmore TM. The importance of interbracket width in orthodontic tooth movement. ***J Clin Orthod.*** 1976; 10(7): 530-534.

---

\* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o medline.

11. Dickson JA, Jones SP, Davies EH. A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations – an *in vitro* study. **Br J Orthod.** 1994; 21(1): 15-22.
12. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. **Br J Orthod.** 1994; 21(4): 349-357.
13. Downing A, McCabe J, Gordon P. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. **Br J Orthod.** 1995; 22(1): 41-46.
14. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. **Am J Orthod Dentofac Orthop.** 1989; 96(5): 397-404.
15. Edwards GD, Davies EH, Jones SP. The *ex vivo* effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. **Br J Orthod.** 1995; 22(2): 145-153.
16. Farrant SD. An evaluation of different methods of canine retraction. **Br J Orthod.** 1976; 4(1): 5-15.
17. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. **Am J Orthod.** 1980; 78(6): 593-609.
18. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. **Am J Orthod Dentofac Orthop.** 1986; 90(3): 199-203.
19. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. **Am J Orthod Dentofac Orthop.** 2003; 123(4): 416-422.
20. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. **Angle Orthod.** 2004; 74(2): 202-211.
21. Ho KS, West VC. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. **Aust Orthod J.** 1991; 12(2): 95-99.

22. Huffman DJ, Way DC. A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1983; 83(6): 453-459.
23. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. ***Eur J Orthod.*** 1991; 13(4): 322-328.
24. Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 2003; 123(4): 408-415.
25. Kapila S, Sakima T, Miyazaki S, Sachdeva R. Ligas ortodônticas correntemente em uso. Revisão (Parte I). ***Rev Odont USP.*** 1990a; 4(4): 334-342.
26. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson, MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1990b; 98(2): 117-126.
27. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1999a; 116(3): 271-274.
28. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance in orthodontic brackets with repeated use. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1999b; 116(4): 400-404.
29. Kapur Wadhwa R, Kwon HK, Sciote JJ, Close JM. Frictional resistance in ceramic and metal brackets. ***J Clin Orthod.*** 2004; 38(1): 35-38.
30. Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. ***Eur J Orthod.*** 2004; 26(3): 327-332.
31. Khambay B, Millett D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. ***Eur J Orthod.*** 2005; 27(3): 302-308.
32. Keith O, Jones SP. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. ***Br J Orthod.*** 1993; 20(2): 109-115.

33. Kuroe K *et al.* Frictional forces with the Friction-Free Edgewise bracket. ***J Clin Orthod.*** 1994; 28(6): 347-351.
34. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. ***Angle Orthod.*** 1988; 58(1): 33-45.
35. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. ***Dent Mater.*** 1989; 5(4): 235-240.
36. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina brackets slots. I. The dry states. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1990a; 98(4): 300-312.
37. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. ***J Biomech.*** 1990b; 23(9): 913-925.
38. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. ***Angle Orthod.*** 1991; 61(4): 293-302.
39. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. ***Angle Orthod.*** 2001; 71(5): 364-374.
40. Loftus BP, Artum J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1999; 116(3): 336-345.
41. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1996; 109(5): 535-542.
42. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1990; 98(5): 398-403.
43. Proski RR, Bagby MD, Erickson LC. Statical frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1991; 100(4): 341-348.

44. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. **Br J Orthod.** 1997; 24(4): 309-317.
45. Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of “reduced-friction” brackets. **Am J Orthod Dentofac Orthop.** 2003; 124(1): 69-73.
46. Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. Force reduction of orthodontic elastomeric chains after one month in the mouth. **Br J Orthod.** 1986; 13(3): 147-150.
47. Secco AS. **Determinação da rugosidade, força de deslizamento, coeficiente de resistência de atrito entre bráquetes e fios ortodônticos** [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1999.
48. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. **Am J Orthod Dentofac Orthop.** 1994; 106(5): 472-480.
49. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. **Am J Orthod.** 1986; 89(6): 485-491.
50. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement *ex vivo* through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. **Br J Orthod.** 1994; 21(4): 367-373.
51. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. **Angle Orthod.** 1996; 66(3): 215-222.
52. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. 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.** 1998; 20(5): 589-596.
53. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. **Am J Orthod Dentofac Orthop.** 2001; 120(4): 361-370.

54. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1989; 96(3): 249-254.
55. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1994; 106(2): 131-138.
56. Vaden LV, Dale JG, Klontz HA. O aparelho Edgewise de Tweed-Merrifield: Filosofia, Diagnóstico e Tratamento. *In*: Graber TM, Vanarsdall RL, editores. ***Ortodontia – Princípios e Técnicas Atuais.*** 3.ed. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro; 2000. p.580-633.
57. Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1995; 107(1): 20-27.
58. Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1997; 111(2): 119-140.
59. Williams JK, Isaacson KG, Cook PA, Thom AR. ***Aparelhos ortodônticos fixos – princípios e prática.*** São Paulo: Editora Santos; 1997.
60. Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. ***Am J Orthod Dentofac Orthop.*** 1996; 109(1): 50-56.

## ANEXOS

Quadro 4 - Valores obtidos nos ensaio de força de atrito.

Fio 0,017" x 0,022" GAC/Braquete simples GAC/Amarrados com elastômero			Fio 0,017" x 0,022" Morelli/Braquete simples Morelli/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
34,5 g	33,2 g	33,7 g	45,1 g	43,8 g	45,8 g
31,8 g	34,5 g	32,3 g	45,9 g	43,7 g	43,4 g
33,3 g	34,7 g	32,7 g	45,9 g	43,5 g	43,3 g
Fio 0,017" x 0,022" GAC/Braquete simples Morelli/Amarrados com elastômero			Fio 0,017" x 0,022" Morelli/Braquete simples GAC/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
39,5 g	40,7 g	38,4 g	39,7 g	41,1 g	40,2 g
40,0 g	40,0 g	38,8 g	40,5 g	41,9 g	40,4 g
40,1 g	39,0 g	38,7 g	40,1 g	40,8 g	38,0 g
Fio 0,017" x 0,022" GAC/Braquete duplo GAC/Amarrados com elastômero			Fio 0,017" x 0,022" Morelli/Braquete duplo Morelli/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
57,2 g	55,4 g	57,8 g	157,7 g	160,0 g	157,8 g
55,5 g	56,2 g	57,2 g	158,8 g	161,1 g	158,8 g
55,8 g	57,1 g	56,7 g	160,7 g	159,5 g	159,2 g
Fio 0,017" x 0,022" GAC/Braquete duplo Morelli/Amarrados com elastômero			Fio 0,017" x 0,022" Morelli/Braquete duplo GAC/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
137,2 g	137,4 g	135,4 g	67,9 g	67,3 g	65,4 g
135,8 g	135,2 g	136,8 g	65,4 g	67,0 g	67,5 g
136,1 g	137,3 g	136,8 g	65,9 g	67,6 g	67,8 g
Fio 0,018" x 0,025" GAC/Braquete simples GAC/Amarrados com elastômero			Fio 0,018" x 0,025" Morelli/Braquete simples Morelli/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
39,7 g	39,8 g	38,5 g	67,7 g	67,9 g	67,4 g
36,3 g	38,9 g	37,0 g	66,4 g	66,0 g	70,3 g
36,0 g	36,4 g	39,1 g	70,3 g	66,9 g	70,5 g
Fio 0,018" x 0,025" GAC/Braquete simples Morelli/Amarrados com elastômero			Fio 0,018" x 0,025" Morelli/Braquete simples GAC/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
59,7 g	60,4 g	59,6 g	44,9 g	46,5 g	47,7 g
60,5 g	58,3 g	60,6 g	45,8 g	43,8 g	47,8 g
60,9 g	59,9 g	60,4 g	44,6 g	45,4 g	45,9 g
Fio 0,018" x 0,025" GAC/Braquete duplo GAC/Amarrados com elastômero			Fio 0,018" x 0,025" Morelli/Braquete duplo Morelli/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
65,9 g	63,7 g	65,5 g	165,9 g	165,0 g	167,1 g
64,5 g	65,8 g	64,2 g	167,4 g	168,1 g	168,7 g
66,2 g	64,4 g	66,5 g	168,0 g	168,3 g	166,2 g
Fio 0,018" x 0,025" GAC/Braquete duplo Morelli/Amarrados com elastômero			Fio 0,018" x 0,025" Morelli/Braquete duplo GAC/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
150,8 g	151,0 g	151,7 g	74,5 g	71,1 g	70,8 g
155,9 g	150,1 g	153,2 g	70,0 g	73,9 g	71,5 g
153,1 g	153,7 g	152,8 g	70,2 g	74,0 g	73,7 g
Fio 0,019" x 0,025" GAC/Braquete simples GAC/Amarrados com elastômero			Fio 0,019" x 0,025" Morelli/Braquete simples Morelli/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
44,8 g	47,0 g	46,4 g	73,6 g	71,3 g	71,3 g
44,2 g	49,7 g	45,4 g	73,0 g	74,0 g	73,3 g
47,3 g	48,6 g	45,6 g	74,9 g	73,7 g	73,0 g

Fio 0,019" x 0,025" GAC/Braquete simples Morelli/Amarrados com elastômero			Fio 0,019" x 0,025" Morelli/Braquete simples GAC/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
62,3 g	62,5 g	60,9 g	65,4 g	65,2 g	65,8 g
63,6 g	61,4 g	60,5 g	68,2 g	69,3 g	66,5 g
62,0 g	60,9 g	61,3 g	67,5 g	65,7 g	67,6 g
Fio 0,019" x 0,025" GAC/Braquete duplo GAC/Amarrados com elastômero			Fio 0,019" x 0,025" Morelli/Braquete duplo Morelli/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
70,7 g	70,9 g	73,8 g	178,1 g	176,1 g	176,6 g
71,9 g	69,3 g	72,1 g	176,9 g	179,4 g	177,4 g
72,7 g	70,6 g	73,0 g	178,0 g	179,3 g	177,6 g
Fio 0,019" x 0,025" GAC/Braquete duplo Morelli/Amarrados com elastômero			Fio 0,019" x 0,025" Morelli/Braquete duplo GAC/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
170,1 g	165,4 g	168,3 g	81,7 g	83,0 g	85,1 g
166,6 g	164,4 g	164,6 g	82,9 g	84,2 g	81,9 g
164,0 g	167,3 g	166,8 g	84,6 g	81,5 g	84,7 g
Fio 0,021" x 0,025" GAC/Braquete simples GAC/Amarrados com elastômero			Fio 0,021" x 0,025" Morelli/Braquete simples Morelli/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
58,1 g	58,2 g	57,3 g	107,4 g	109,9 g	108,4 g
57,4 g	59,8 g	58,7 g	108,6 g	107,4 g	109,2 g
57,0 g	59,7 g	58,8 g	109,5 g	108,1 g	107,9 g
Fio 0,021" x 0,025" GAC/Braquete simples Morelli/Amarrados com elastômero			Fio 0,021" x 0,025" Morelli/Braquete simples GAC/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
65,6 g	63,7 g	63,9 g	64,7 g	65,7 g	63,8 g
66,9 g	62,9 g	64,2 g	65,3 g	65,5 g	63,1 g
62,4 g	65,0 g	62,7 g	65,9 g	64,4 g	64,3 g
Fio 0,021" x 0,025" GAC/Braquete duplo GAC/Amarrados com elastômero			Fio 0,021" x 0,025" Morelli/Braquete duplo Morelli/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
103,2 g	105,2 g	105,0 g	207,3 g	206,5 g	208,1 g
104,2 g	104,5 g	106,4 g	204,7 g	204,2 g	204,8 g
103,7 g	105,0 g	106,4 g	205,1 g	207,9 g	207,3 g
Fio 0,021" x 0,025" GAC/Braquete duplo Morelli/Amarrados com elastômero			Fio 0,021" x 0,025" Morelli/Braquete duplo GAC/Amarrados com elastômero		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
186,9 g	187,5 g	186,2 g	129,5 g	127,0 g	125,8 g
184,2 g	185,6 g	187,8 g	126,6 g	126,2 g	128,9 g
188,2 g	184,0 g	185,9 g	125,4 g	126,1 g	128,1 g
Fio 0,017" x 0,022" GAC/Braquete simples GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,017" x 0,022" Morelli/Braquete simples Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
9,8 g	9,5 g	9,6 g	38,4 g	41,3 g	38,7 g
10,1 g	9,6 g	9,7 g	39,3 g	39,7 g	40,9 g
9,7 g	9,7 g	9,7 g	40,8 g	40,3 g	40,4 g
Fio 0,017" x 0,022" GAC/Braquete simples Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,017" x 0,022" Morelli/Braquete simples GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
35,4 g	33,7 g	34,2 g	18,1 g	17,0 g	17,4 g
33,4 g	32,9 g	33,3 g	15,8 g	16,9 g	15,5 g
32,8 g	35,2 g	32,1 g	16,9 g	16,0 g	15,9 g
Fio 0,017" x 0,022" GAC/Braquete duplo GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,017" x 0,022" Morelli/Braquete duplo Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
51,7 g	49,8 g	50,9 g	91,4 g	93,8 g	91,5 g
49,1 g	50,2 g	51,2 g	94,5 g	94,1 g	93,8 g
51,0 g	51,8 g	48,9 g	90,7 g	93,3 g	92,7 g

Fio 0,017" x 0,022" GAC/Braquete duplo Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,017" x 0,022" Morelli/Braquete duplo GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
48,6 g	52,7 g	52,9 g	49,5 g	47,8 g	46,0 g
49,7 g	50,9 g	53,1 g	46,8 g	46,8 g	47,8 g
50,1 g	53,4 g	50,9 g	47,9 g	48,9 g	49,1 g
Fio 0,018" x 0,025" GAC/Braquete simples GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,018" x 0,025" Morelli/Braquete simples Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
21,0 g	25,1 g	22,8 g	50,0 g	48,2 g	47,3 g
23,6 g	22,9 g	23,8 g	47,8 g	50,1 g	49,9 g
24,7 g	23,5 g	21,8 g	49,2 g	49,7 g	48,8 g
Fio 0,018" x 0,025" GAC/Braquete simples Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,018" x 0,025" Morelli/Braquete simples GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
45,4 g	44,2 g	45,1 g	40,9 g	38,9 g	36,9 g
42,8 g	43,9 g	44,9 g	38,5 g	37,8 g	38,8 g
43,7 g	42,9 g	43,8 g	36,8 g	39,1 g	37,9 g
Fio 0,018" x 0,025" GAC/Braquete duplo GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,018" x 0,025" Morelli/Braquete duplo Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
43,8 g	41,7 g	43,9 g	95,2 g	94,3 g	94,3 g
41,6 g	42,1 g	44,0 g	90,1 g	91,1 g	95,1 g
41,1 g	40,9 g	42,7 g	92,7 g	93,4 g	93,7 g
Fio 0,018" x 0,025" GAC/Braquete duplo Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,018" x 0,025" Morelli/Braquete duplo GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
57,6 g	56,8 g	56,8 g	79,8 g	78,3 g	78,5 g
56,4 g	58,7 g	55,9 g	77,9 g	79,3 g	78,1 g
55,9 g	57,9 g	58,3 g	80,1 g	78,2 g	79,2 g
Fio 0,019" x 0,025" GAC/Braquete simples GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,019" x 0,025" Morelli/Braquete simples Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
40,6 g	42,1 g	40,9 g	70,9 g	73,8 g	72,4 g
40,1 g	39,9 g	41,7 g	70,5 g	73,2 g	71,7 g
41,0 g	41,1 g	42,2 g	70,1 g	72,1 g	70,9 g
Fio 0,019" x 0,025" GAC/Braquete simples Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,019" x 0,025" Morelli/Braquete simples GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
63,1 g	65,2 g	64,9 g	53,2 g	53,0 g	54,9 g
66,6 g	66,1 g	65,5 g	54,1 g	55,1 g	55,0 g
62,5 g	64,3 g	62,6 g	53,3 g	51,2 g	53,9 g
Fio 0,019" x 0,025" GAC/Braquete duplo GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,019" x 0,025" Morelli/Braquete duplo Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
58,4 g	57,2 g	59,2 g	79,3 g	78,4 g	80,3 g
58,1 g	57,6 g	56,8 g	77,3 g	79,1 g	79,5 g
56,9 g	59,4 g	57,3 g	80,6 g	78,7 g	78,2 g
Fio 0,019" x 0,025" GAC/Braquete duplo Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,019" x 0,025" Morelli/Braquete duplo GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
68,7 g	71,2 g	70,8 g	65,1 g	63,8 g	64,0 g
70,5 g	68,9 g	71,5 g	65,6 g	64,9 g	62,7 g
71,1 g	69,1 g	69,8 g	64,3 g	62,9 g	63,7 g
Fio 0,021" x 0,025" GAC/Braquete simples GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,021" x 0,025" Morelli/Braquete simples Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)	atrato estático (pico)
49,0 g	48,5 g	49,1 g	65,0 g	64,9 g	63,9 g
47,9 g	46,9 g	48,9 g	64,3 g	65,1 g	64,3 g
47,1 g	47,1 g	48,1 g	63,9 g	64,3 g	63,5 g

Fio 0,021" x 0,025" GAC/Braquete simples Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,021" x 0,025" Morelli/Braquete simples GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
62,1 g	60,9 g	61,7 g	59,9 g	58,9 g	62,3 g
62,7 g	61,2 g	62,8 g	60,0 g	60,3 g	60,9 g
61,9 g	61,7 g	61,5 g	61,2 g	62,7 g	61,7 g
Fio 0,021" x 0,025" GAC/Braquete duplo GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,021" x 0,025" Morelli/Braquete duplo Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
92,5 g	91,7 g	94,1 g	147,4 g	150,0 g	149,2 g
93,1 g	92,9 g	92,9 g	148,7 g	148,9 g	148,9 g
90,9 g	90,7 g	93,8 g	148,1 g	147,9 g	147,0 g
Fio 0,021" x 0,025" GAC/Braquete duplo Morelli/Amarrados com ligadura de aço inoxidável			Fio 0,021" x 0,025" Morelli/Braquete duplo GAC/Amarrados com ligadura de aço inoxidável		
Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)	atrito estático (pico)
110,2 g	112,3 g	113,2 g	107,1 g	107,2 g	105,6 g
111,5 g	110,7 g	112,9 g	106,2 g	104,9 g	104,9 g
109,9 g	111,9 g	111,8 g	105,6 g	106,1 g	105,9 g





**Tabela 5** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura de aço inoxidável/ Braquete simples GAC / Fio GAC.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 6** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura de aço inoxidável/ Braquete simples GAC/ Fio Morelli.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 7** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura de aço inoxidável/ Braquete duplo GAC/ Fio GAC.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 8** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura de aço inoxidável/ Braquete duplo GAC/ Fio Morelli.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 9** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura de aço inoxidável/ Braquete simples Morelli/ Fio GAC.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0181
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0181	

**Tabela 10** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito  
– Ligadura de aço inoxidável/ Braquete simples Morelli/ Fio Morelli.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 11** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito  
– Ligadura de aço inoxidável/ Braquete duplo Morelli/ Fio GAC.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 12** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito  
– Ligadura de aço inoxidável/ Braquete duplo Morelli/ Fio Morelli.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		1,0000	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	1,0000		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 13** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito  
– Ligadura elástica/ Braquete simples GAC/ Fio GAC.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 14** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito  
– Ligadura elástica/ Braquete simples GAC/ Fio Morelli.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,3851
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,3851	

**Tabela 15** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura elástica/ Braquete duplo GAC/ Fio GAC.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 16** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura elástica/ Braquete duplo GAC/ Fio Morelli.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 17** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura elástica/ Braquete simples Morelli/ Fio GAC.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,8616	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,8616		0,0788
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0788	

**Tabela 18** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura elástica/ Braquete simples Morelli/ Fio Morelli.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 19** – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura elástica/ Braquete duplo Morelli/ Fio GAC.

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 20 – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Ligadura elástica/ Braquete duplo Morelli/ Fio Morelli.**

Espessura	0,017" x 0,022"	0,018" x 0,025"	0,019" x 0,025"	0,021" x 0,025"
0,017" x 0,022"		0,0002	0,0002	0,0002
0,018" x 0,025"	0,0002		0,0002	0,0002
0,019" x 0,025"	0,0002	0,0002		0,0002
0,021" x 0,025"	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 21 – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Fio 0,017" x 0,022".**

Amarra		Amarilho								Elastômero									
		GAC				Morelli				GAC				Morelli					
		Simples		Duplo		Simples		Duplo		Simples		Duplo		Simples		Duplo			
Braquete	Braquete	Fio	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli			
Amarri	GAC	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002		
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0220	0,0220	0,0002	0,0002	0,0003	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0004	0,0002	0,0002
Morelli	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	1,0000	0,0003	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
Elastôr	GAC	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
Morelli	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0004	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 22 – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Fio 0,018" x 0,025".**

Amarra		Amarilho								Elastômero								
		GAC				Morelli				GAC				Morelli				
		Simples		Duplo		Simples		Duplo		Simples		Duplo		Simples		Duplo		
Braquete	Braquete	Fio	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli		
Amarri	GAC	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,8808	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0004	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
Morelli	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,8808	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,7939	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0010	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0057	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
Elastôr	GAC	Simples	GAC	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0004	0,0002	0,7939	0,0010	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0035	0,0002	0,0002
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
Morelli	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0057	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002

**Tabela 23 – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Fio 0,019” x 0,025”.**

Amarra		Amarriho								Elastômero								
Braquete	Braquete	GAC				Morelli				GAC				Morelli				
		Simples		Duplo		Simples		Duplo		Simples		Duplo		Simples		Duplo		
		GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	
Amarriho	GAC	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0193	0,0002	0,0002	0,0930	0,0002	0,0002	0,0002
	Morelli	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,1725	0,0002	0,0002	0,0086	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,9461	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,9915	0,0002	0,0002
Elastômero	GAC	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,9461	0,0002	0,0002	0,0004	0,9719	0,0002	0,0002	0,0040	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,1725	0,0002	0,0004	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
	Morelli	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,9719	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,9805	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
	Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	

**Tabela 24 – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para força de atrito – Fio 0,021” x 0,025”.**

Amarra		Amarriho								Elastômero							
Braquete	Braquete	GAC				Morelli				GAC				Morelli			
		Simples		Duplo		Simples		Duplo		Simples		Duplo		Simples		Duplo	
		GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli	GAC	Morelli
Amarriho	GAC	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0003	0,0002	0,0002	0,0439	0,0003	0,0002	0,0002	0,0006	0,0002	0,0002
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0439	0,0002
	Morelli	Simples	GAC	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0495	0,0002	0,0002	0,0003	0,0049	0,0002	0,0002	0,1416	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0003	0,0002	0,0002	0,0495	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002
Elastômero	GAC	Simples	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0014	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
	Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0003	0,0002	0,0002	0,0049	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002
	Morelli	Simples	GAC	0,0002	0,0006	0,0002	0,0002	0,1416	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	1,0000	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
		Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0439	0,0002	0,0002	0,0014	0,0002	0,0002	0,0002	0,0003	0,0002	0,0002	0,0002	
Duplo	GAC	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	
	Morelli	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	