

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS
Programa de Pós-graduação em Odontologia

Bernardo de Azevedo Bahia Mendes

**PROPRIEDADES FÍSICAS E QUÍMICAS DE BRÁQUETES ORTODÔNTICOS
APÓS 12 E 24 MESES: ESTUDO IN SITU**

Belo Horizonte
2012

Bernardo de Azevedo Bahia Mendes

**PROPRIEDADES FÍSICAS E QUÍMICAS DE BRÁQUETES ORTODÔNTICOS
APÓS 12 E 24 MESES: ESTUDO IN SITU**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Concentração: Ortodontia.

Orientador: Dauro Douglas Oliveira

Coorientador: Matheus Melo Pithon

Belo Horizonte

2012

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

M583p Mendes, Bernardo de Azevedo Bahia
Propriedades físicas e químicas de bráquetes ortodônticos após 12 e 24 meses: estudo in situ / Bernardo de Azevedo Bahia Mendes. Belo Horizonte, 2012.
64f.: il.

Orientador: Dauro Douglas Oliveira
Coorientador: Matheus Melo Python
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Braquetes ortodônticos. 2. Biodegradação. 3. Atrito. 4. Aspereza de superfície. I. Oliveira, Dauro Douglas. II. Python, Matheus Melo. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

Bernardo de Azevedo Bahia Mendes

**PROPRIEDADES FÍSICAS E QUÍMICAS DE BRÁQUETES ORTODÔNTICOS
APÓS 12 E 24 MESES: ESTUDO IN SITU**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Ortodontia.

COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:

- 1- Profa. Dra. Mariele Cristina Garcia Pantuzo – Unincor
- 2- Prof. Dr. Emílio Akaki – PUC Minas
- 3- Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira – PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 06 de dezembro de 2012

A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Belo Horizonte, 13 de março de 2013

Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira
Orientador

Prof. Dr. Martinho Campolina Rebello Horta
**Coordenador do Programa de Pós-graduação
em Odontologia - Mestrado**

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Arnaldo, Maria Guiomar e minha avó Adelaide pela educação, caráter e apoio incondicional. Por sempre estarem presentes em minha vida.

Ao Vicente e Rosana por representarem mais um pai e uma mãe. Em especial ao Vicente por além de pai, ter sido professor e orientador.

Ao Lucas meu irmão, Giancarlo, Tácio, Fernando, Leo, e demais amigos por compreenderem minha ausência.

Aos orientadores Dr. Dauro Douglas Oliveira, Dr. Ricardo Alberto Neto Ferreira e Dr. Matheus Melo Pithon, por toda ajuda, orientação, ensinamentos e exemplos.

Às cinco irmãs que fui abençoado em ter como colegas, amigas, companheiras, psicólogas. Que sempre farão parte da minha vida, Anna Caixeta, Camila Romualdo, Emanuelle Ferreira, Soraia Azeredo e Tarsila Mafra.

A toda “Família COP” pela paciência, ajuda boa vontade. Em especial ao meu pai na Ortodontia, Prof. José Maurício Vieira e ao José Eymard Bicalho, o Mestre, por todas as vezes que foi duro comigo e chamou minha atenção. Hoje agradeço a todos do fundo do meu coração.

RESUMO

Objetivos: avaliar como a biodegradação influencia as características de superfície e os níveis de atrito em braquetes metálicos utilizados durante 12 ou 24 meses de tratamento ortodôntico e comparar as forças máximas de atrito geradas nesses braquetes por quatro métodos de amarração dos fios ortodônticos. **Métodos:** Foram avaliados 70 braquetes usados de pré-molares, da mesma marca comercial e 224 braquetes novos para comparação. Foi avaliada a morfologia da superfície e a composição dos depósitos de material encontrados, por meio de rugosímetro, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microanálise de energia dispersiva (EDS) de raios X. “Com os testes de tração em deslize com fio de aço 0.019 x 0.025”, foram avaliados os níveis de atrito máximo produzidos pelos seguintes métodos de amarração: ligadura metálica frouxamente atadas às 4 aletas; ligadura metálica atada em somente duas aletas; ligadura elastomérica convencional; e ligadura de baixo atrito Slide®. **Resultados:** os braquetes usados apresentaram alterações superficiais como pites de corrosão, deformação plástica, trincas e depósito de material. Os principais elementos encontrados nesses depósitos foram carbono e oxigênio. As forças de atrito máximas produzidas por cada método de amarração variaram com o tempo de uso. O método de amarração com ligaduras metálicas frouxas em volta das quatro aletas apresentou os menores níveis de atrito nos braquetes novos, enquanto a ligadura elástica não convencional Slide apresentou os menores valores quando na avaliação de braquetes usados. Em todos os ensaios, as ligaduras elásticas convencionais apresentaram os maiores níveis de atrito. **Conclusões:** Os braquetes metálicos sofrem degradação significativa ao longo do tratamento ortodôntico, apresentando aumento da rugosidade superficial e depósito de elementos químicos em sua superfície.

Palavras chave: Braquetes. Biodegradação. Atrito. Rugosidade.

ABSTRACT

Objective: to assess how biodegradation influences the surface characteristics and friction levels in metallic brackets employed during 12 and 24 months of orthodontic treatment and compare the maximum frictional forces generated in these brackets by four different methods of ligation of the orthodontic wires. **Methods:** Seventy premolar brackets of the same commercial brand were used in this work, together with 224 new brackets for comparison. The surface morphology and the composition of the deposits found in the brackets were evaluated by rugosimetry, scanning electron microscopy and energy dispersive X-ray spectroscopy. With the tensile tests in sliding with a 0.019 x 0.025" steel wire, the maximum friction levels produced by the following ligation methods were evaluated: loosening metallic wire around the four slots, metallic ligation in only two slots, conventional elastomeric ligation and low friction ligation Slide®. **Results:** the used brackets showed alterations such as corrosion pits, plastic deformation, cracks and deposits of materials. The main elements found on these deposits were carbon and oxygen. The maximum friction forces produced by each ligation method changed with the time of use. The ligation method employing loosening metallic wire around four slots presented the lowest friction levels in the new brackets, while the non-conventional elastic Slide® ligation showed the lowest values for the used brackets. In all tests, the conventional elastic ligations presented the highest friction levels. **Conclusions:** The metallic brackets undergone significant degradation during the orthodontic treatment, showing increase in surface rugosity and deposit of chemical elements on the surface.

Keywords: Brackets. Friction. Biodegradation. Rugosity.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Microscópio eletrônico de varredura (MEV) JSM-5310 (JEOL, Tokyo, Japan) utilizado para avaliações.....	23
Figura 2 – Imobilização dos braquetes a realização dos ensaios.....	25
Figura 3 – Máquina de dobramento AN8032 (Análogica Instrumentação e Controle Ltda, Belo Horizonte, MG, Brasil).....	26
Figura 4 – Realização do ensaio de atrito.	27
Figura 5 – Placa de acrílico (A). Placa de acrílico com os braquetes “1”, “2” e “3” já colados, da esquerda para direita (B).	28
Figura 6 – Processo de montagem dos corpos de prova.	28

LISTA DE TABELA

Tabela 1 - Distribuição dos braquetes e das ligaduras avaliados.	22
--	-----------

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 OBJETIVOS	19
2.1 Objetivo geral.....	19
2.2 Objetivos específicos.....	19
3 MATERIAIS E MÉTODOS	20
3.1 Materiais.....	20
3.1.1 Grupos Testados	21
3.2 Métodos	22
3.2.1 Análise qualitativa por meio de microscopia eletrônica de varredura	22
3.2.2 Análise semiquantitativa por espectroscopia de energia de raios X.....	24
<u>3.2.2.1 Método de registro.....</u>	<u>24</u>
3.2.3 Avaliação dos níveis de atrito	25
<u>3.2.3.1 Confecção do dispositivo para teste</u>	<u>27</u>
<u>3.2.3.2 Preparação dos corpos de prova</u>	<u>29</u>
4 ARTIGO	31
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	51
REFERÊNCIAS	52
ANEXOS - Resultados das análises	56

1 INTRODUÇÃO

A movimentação dentária ortodôntica é influenciada por diversos fatores biológicos e mecânicos. Dentre os mecânicos, o atrito deve receber destaque especial pela sua complexidade e importância. Esta força é resultante da pressão exercida pelo fio na superfície interna da canaleta do braquete, ocorrendo sempre em direção contrária ao sentido do deslizamento do fio ortodôntico pelo bráquete (BURROW, 2009). Durante a mecânica ortodôntica, o movimento dentário ocorrerá somente quando as forças aplicadas sobreporem o atrito gerado (REDLICH, 2003). Muitas variáveis interferem na magnitude do atrito como o tipo de material de que são feitos os braquetes e os fios, bem como as características de superfície, geometria e dimensões dos mesmos, a magnitude de torque expresso na interface braquete/fio, distâncias inter-braquetes, assim como o tipo e método de amarração do fio ao braquete. Não é possível eliminar o atrito na mecânica de deslize. Portanto, cabe ao ortodontista entender os fatores que o influenciam, para que possa controlá-los (BACCETTI et al., 2009; BURROW, 2009; CUNHA et al., 2011; DAEMS et al., 2009; DOSHI; BHAD-PATIL, 2011; ELIADES et al., 2001; ELIADES et al., 2003; ELIADES; BOURAUUEL, 2005; FIDALGO et al., 2011; GRIFFITHS, et al., 2005; HAIN; DROPATKAR; ROCK, 2003; KHAMBAY; MILLETT; MCHUGK, 2004; KUSY; WHITLEY, 1999; OZ; ARICI; ARICI, 2012; PRATTEN et al., 1990; ROSSOUW, 2003; WHITLEY; KUSY, 2007; KARAMOUZOS; ATHANASIOU; PAPADOPOULOS, 1997).

É importante ressaltar que nem sempre o atrito deve ser encarado como um inconveniente para o movimento dos dentes, pois para que ocorra a translação dentária, é necessária a retenção parcial do fio pelo braquete. Entretanto, quando a mecânica de deslize é empregada, alguns autores sugerem que baixos níveis de atrito implicariam em maior eficiência na movimentação ortodôntica, menor tempo de tratamento e menor desconforto para o paciente (BURROW, 2009; CHEN et al., 2010). Algumas variações de técnicas e novos materiais ortodônticos são constantemente desenvolvidos com o objetivo de aumentar a eficiência da movimentação dentária.

Nos últimos anos, os sistemas de braquetes auto ligáveis vêm conquistando maior espaço no mercado, apesar de seu alto custo (BURROW, 2009; CHEN et al., 2010; ELIADES et al., 2000; FLEMING; JOHAL, 2010). Os fabricantes divulgam que tais braquetes produzem baixos níveis de atrito, gerando assim movimentos

dentários mais fisiológicos, formação de osso alveolar em movimentos expansivos, possibilitando menor necessidade de exodontias, resultando em menor tempo de tratamento, maiores intervalos entre as consultas, economia de tempo de cadeira e ainda em menor desconforto ao paciente (BURROW, 2009; CHEN et al., 2010). Porém, de acordo com a literatura científica, apesar das afirmações sobre as vantagens dos sistemas auto ligáveis, há deficiências na comprovação de seus reais benefícios (BACCETTI et al., 2009; BURROW, 2009; CHEN et al., 2010; FLEMING; JOHAL, 2010; HUANG et al., 2011; MILES, 2009; PIZZONI et al., 1998; PLISKA; BEYER; LARSON, 2011; REDLICH et al., 2003; TECCO et al., 2011; TECCO et al., 2005).

Na tentativa de se reduzir o atrito já foram ainda, sugeridas modificações na superfície dos fios ortodônticos, alterações na geometria das canaletas dos bráquetes, ligaduras metálicas frouxamente amarradas, assim como novos formatos de ligaduras elastoméricas (BACCETTI et al., 2009; CUNHA et al., 2011; DAEMS et al. 2009; DEGUCHI et al., 2007; ELIADES et al., 2003; GRIFFITHS et al., 2005; KHAMBAY et al., 2004; KHAMBAY et al., 2005).

Importante aspecto diretamente relacionado ao atrito e que vêm chamando atenção dos estudos científicos, são as alterações ocorridas nos materiais ortodônticos pela exposição ao meio intraoral e sua reprodutibilidade limitada. O principal fator que distingue a cavidade oral dos meios *in vitro* seriam a presença de complexa microflora oral e subprodutos, bem como o acúmulo de placa, variações de temperatura e Ph causadas pela dieta, decomposição de alimentos e substratos de restos celulares. Além disso, os materiais sofreriam aplicação de forças complexas, multiaxiais provenientes do engate entre o fio e a canaleta, e de forças mastigatórias. Ambos os fatores estariam associados a alterações superficiais, estruturais e variações das propriedades mecânicas (ELIADES; ATHANASIOU, 2002; HOUSE et al., 2008; KAO et al., 2010; KOCIJAN et al., 2011; LIN et al., 2006; MARQUES et al., 2010).

Diante disso, o objetivo do presente estudo é avaliar a biodegradação e sua relação com as características de superfície e níveis de atrito apresentados por braquetes ortodônticos (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brasil) após serem expostos ao meio bucal. Foram avaliados ainda, o atrito máximo apresentado por quatro métodos de amarração em cada um dos diferentes tempos de exposição ao meio intrabucal.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar os efeitos da biodegradação de braquetes convencionais metálicos após 12 ou 24 meses de tratamento ortodôntico e estudar possíveis alterações em suas características físicas e químicas de superfície. Além de quantificar as forças de atrito geradas por simulações *in vitro* da mecânica de deslize após diferentes tipos de amarração dos fios ortodônticos.

2.2 Objetivos específicos

- a) medir a rugosidade média e obter gráficos da textura da superfície de braquetes convencionais novos, após 12 e depois de 24 meses de uso no meio bucal;
- b) verificar eventuais correlações entre os valores de rugosidade e de força de atrito gerados nas quatro simulações *in vitro* da mecânica de deslize.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais

Para a realização deste estudo foram utilizados os seguintes materiais:

- a) trinta e cinco braquetes, previamente expostos ao meio intrabucal por 12 meses;
- b) trinta e cinco braquetes anteriormente expostos ao meio intrabucal por 24 meses;
- c) duzentos e vinte e quatro braquetes novos;
- d) ligaduras elásticas convencionais Morelli® (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brasil), de cor cinza;
- e) ligaduras metálicas 0010” Morelli® (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brasil);
- f) ligaduras elásticas de baixa fricção Slide® (Leone, Florença, Itália), de cor cinza;
- g) sessenta e três placas de acrílico medindo 30 x 10 x 2 mm;
- h) fios ortodônticos de aço inoxidável 0.019 x 0.025” em forma de vareta (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brasil);
- i) fios ortodônticos de aço inoxidável 0.017 x 0.022” em forma de vareta (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brasil);
- j) adesivo a base de éster de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, SP, Brasil).

Os braquetes testados nesse estudo foram expostos ao meio intrabucal durante o tratamento ortodôntico de pacientes tratados na mesma clínica particular. Foram selecionados 70 bráquetes de pré-molares maxilares e mandibulares, removidos de pacientes que tiveram o tratamento ortodôntico finalizado após 12 ou 24 meses (35 amostras em cada tempo). Os braquetes usados foram cuidadosamente removidos com o auxílio de alicate para remoção de bráquetes, aplicando força apenas em suas bases para minimizar as chances de deformações causadas pela técnica de remoção.

Os braquetes foram então limpos com jatos de água, imersos em aparelho de ultrassom por 5 minutos e em seguida mantidos em recipientes fechados. Antes do preparo dos corpos de prova, os bráquetes foram escovados com escova elétrica (Oral-B/Braun modelo 3744, Queimados, RJ, Brasil) com cabeça redonda por 10 segundos, sem pressionar a canaleta. Já os bráquetes novos, bem como as ligaduras e os fios, foram removidas diretamente de sua embalagem original e submetidas aos testes. Esses cuidados foram tomados com o intuito de evitar a presença de substâncias oleosas ou sujidades que pudessem interferir nos resultados encontrados.

3.1.1 Grupos Testados

Cada corpo de prova, formado por bráquetes em diferentes tempos de uso/método de amarração foi submetido a 3 testes consecutivos e a média desses foi usada para as análises estatísticas. Em cada grupo de testes havia 7 corpos de prova, com o total de 21 testes em cada grupo. No total geral, foram realizados 252 testes. A distribuição dos braquetes e das ligaduras foi realizada em 12 grupos de teste, como descrito na Tabela 1.

Tabela 1 - Distribuição dos braquetes e das ligaduras avaliados.

Grupo	Tempo de Uso (meses)	Método de Amarração
0-LE	0	Ligaduras elásticas
0-LM	0	Ligaduras metálicas 4/4*
0-2/4LM	0	Ligaduras metálicas 2/4**
0-LS	0	Slide®
12-LE	12	Ligaduras elásticas
12-LM	12	Ligaduras metálicas 4/4*
12-2/4LM	12	Ligaduras metálicas 2/4**
12-LS	12	Slide®
24-LE	24	Ligaduras elásticas
24-LM	24	Ligaduras metálicas 4/4*
24-2/4LM	24	Ligaduras metálicas 2/4**
24-LS	24	Slide®

* Ligadura metálica amarrada às 4 aletas dos braquetes;

** Ligadura metálica amarrada a apenas 2 das 4 aletas dos braquetes

Fonte: Elaborado pelo autor

3.2 Métodos

3.2.1 Análise qualitativa por meio de microscopia eletrônica de varredura

Para obtenção de imagens de elétrons secundários das superfícies dos bráquetes e para analisar-se possíveis danos superficiais sofridos, utilizou-se o Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) JSM-5310 (JEOL, Tokyo, Japan) (Figura

1) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

Figura 1 – Microscópio eletrônico de varredura (MEV) JSM-5310 (JEOL, Tokyo, Japan) utilizado para avaliações.



Fonte: Foto do autor

Os braquetes ortodônticos foram aleatoriamente selecionados para análise microscópica. Foram examinados 12 braquetes de pré-molares, sendo que 4 eram novos e recém tirados da embalagem (Grupo 0), 4 foram usados intraoralmente em um tratamento ortodôntico por 12 meses (Grupo 12) e os outros 4, por 24 meses (Grupo 24).

Os braquetes usados por 12 e 24 meses foram também analisados no Laboratório de Microscopia Eletrônica do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais (EE.UFMG), utilizando outro MEV (Inspect S50, FEI, Hillsboro, OR, EUA) operando a 15 kV.

Para cada amostra foram realizadas 5 tomadas fotográficas, da seguinte forma: ampliação de 15 vezes (X) com angulação de 90°; ampliação de 15 X a 45°; de 50 X a 90°, de 100 e 350 X da região da canaleta próxima às aletas, onde há contato do fio ortodôntico.

3.2.2 Análise semiquantitativa por espectroscopia de energia de raios X

Análises químicas de microrregiões nos bráquetes usados por 12 e 24 meses e nos depósitos neles encontrados foram realizadas por espectroscopia de energia de raios X (EDS) em equipamento Genesis Spectrum (EDAX, Mahwah, NJ, EUA), acoplado ao MEV do Laboratório de Microscopia Eletrônica do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da E.E.UFMG.

Esta técnica não analisa de forma semiquantitativa elementos leves tais como Nitrogênio (N), Carbono (C) e Boro (B). Os elementos de número atômico > 8, com por exemplo o Oxigênio (O), foram analisados qualitativamente e semiquantitativamente. Os resultados foram obtidos pela normalização do espectro de contagens de raios X versus energia.

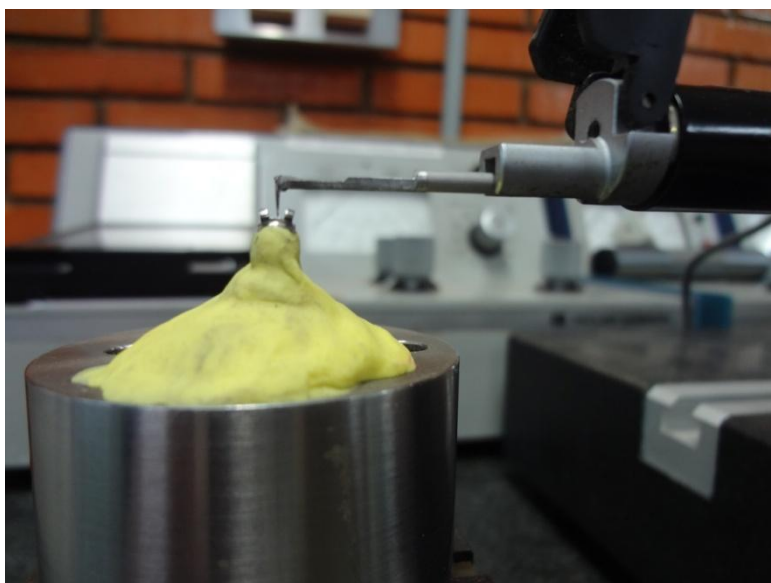
Foram analisados depósitos presentes na base e na haleta dos braquetes, além de uma área isenta de impurezas para identificação da composição aproximada do bráquete.

3.2.2.1 Método de registro

Foram realizadas medições de rugosidade em 5 braquetes novos, em 5 com 12 meses de uso e outros 5 com 24 meses de uso, a fim de verificar-se diferenças de rugosidade entre eles, causadas pelo uso no ambiente bucal. Para obtenção dos registros gráficos, utilizou-se ampliação vertical de 2.000x e horizontal de 100x, ampliações de 2.000 ou de 5.000x e *cut-off* de 0,25 mm, para obtenção dos valores de R_a . Também foram registrados os valores das cinco maiores distâncias entre o mais alto pico e mais baixo vale em cada um dos cinco comprimentos de amostragem (R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , e R_5) e também da média desses valores (R_{tm}). Os registros gráficos foram obtidos em 1 mm da região central da canaleta dos braquetes. Para cada bráquete foram realizadas 5 medições, gerando assim um total de 75 ensaios de R_a e R_{tm} .

Os braquetes foram imobilizados em um suporte por meio de massa de modelar de cor amarela (Figura 2). Após comprimir o braquete com uma placa plana e horizontal para garantir o correto nivelamento e a angulação nula dos mesmos, foram então obtidos os registros gráficos do perfil da superfície do braquete e realizadas as medições de R_a , R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , R_5 e R_{tm} .

Figura 2 – Imobilização dos braquetes a realização dos ensaios.



Fonte: Foto do autor

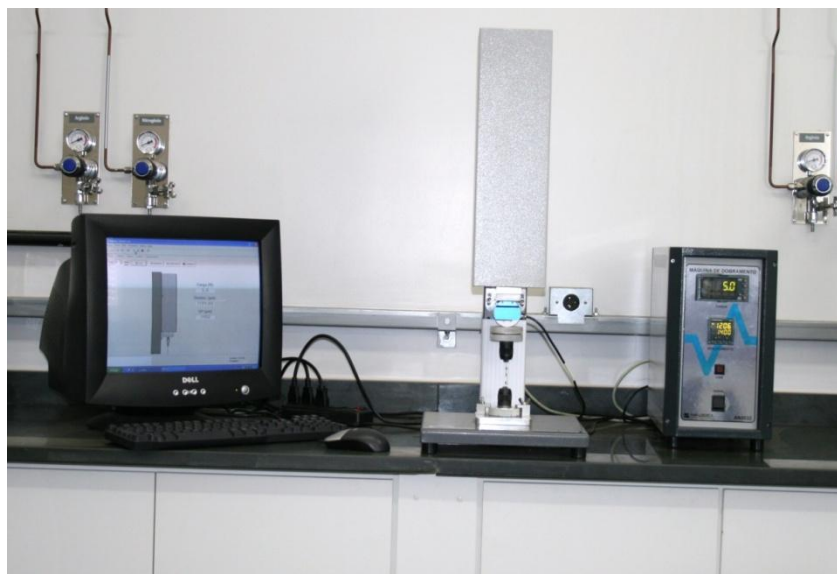
3.2.3 Avaliação dos níveis de atrito

Para a avaliação da força de atrito estático nos sistemas estudados, utilizou-se uma máquina de dobramento AN8032 (Análogica Instrumentação e Controle Ltda., Belo Horizonte, MG, Brasil) instalada no Laboratório de Análises Térmicas do Departamento de Engenharia Metalúrgica (DEMET) da UFMG (Figura 3).

A calibração da máquina de dobramento foi realizada com o auxílio do técnico responsável pela mesma. Os ensaios foram feitos à temperatura ambiente e em ambiente seco, utilizando o teste de tração em linha reta. Assim, o conjunto braquetes/placa de acrílico permaneceu em repouso e preso à garra inferior, enquanto o fio preso à garra superior da máquina de dobramento foi tracionado e deslizou ao longo das canaletas dos bráquetes. A célula de carga utilizada possui capacidade máxima de 501bf (222,4 N) e a máquina foi operada com velocidade de

0,075 mm/seg. Cada ensaio teve a posição inicial (500 μm) e final (1400 μm) determinadas pela máquina.

Figura 3 – Máquina de dobramento AN8032 (Análogica Instrumentação e Controle Ltda, Belo Horizonte, MG, Brasil).



Fonte: Foto do autor

O nível máximo de força registrado pela máquina foi correspondente à força de atrito estático, que foi o foco deste estudo. Após a realização dos 3 testes de cada dispositivo, formado por dois braquetes (um novo com ligadura elastomérica convencional e outro considerando as variáveis bráquete/tempo de uso/tipo de amarração) dos grupos testados, retornou-se a máquina à sua posição inicial, removeu-se o dispositivo, e um novo foi adaptado.

A célula de carga registrou os níveis de força necessários para se movimentar o fio ao longo do braquete por 9 mm, tendo sido avaliados os primeiros 7 mm, medida correspondente ao espaço disponível médio devido à extração de um pré-molar. Esses dados foram transmitidos para o computador ligado à máquina universal de ensaios. Os dados foram registrados em um gráfico com coordenadas XY, onde o eixo X registrou o deslocamento do fio em milímetros (mm) e o eixo Y registrou a força de atrito entre o bráquete e o fio, mensurada em Newton (N).

3.2.3.1 Confeção do dispositivo para teste

A confecção do dispositivo para a realização dos testes de tração foi baseada na tentativa de simulação da mecânica ortodôntica de deslize. Dois braquetes permaneceram em repouso em relação à sua base e o fio deslizou ao longo das canaletas, caracterizando assim, um teste de tração estático em linha reta.

Para satisfazer este requisito, construiu-se um dispositivo com placas em acrílico, que foi conectado à célula de carga por meio de mandris de furadeira, um superior e outro inferior.

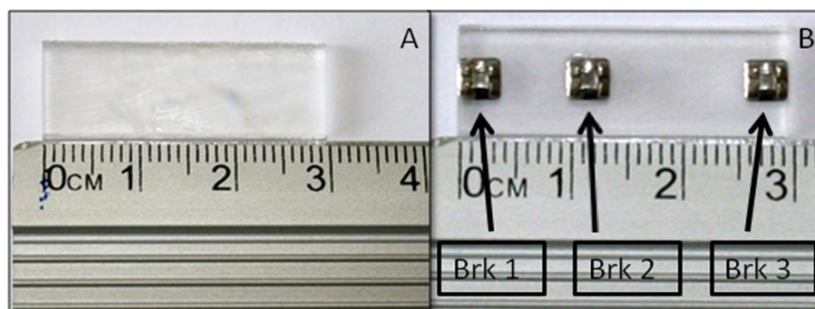
Figura 4 – Realização do ensaio de atrito.



Fonte: Foto do autor

O dispositivo é composto de uma placa de acrílico com 30 mm de altura, 2 mm de espessura e 10 mm de largura, onde foram colados com adesivo a base éster de cianoacrilato (Super Bonder; Loctite, São Paulo, SP, Brasil) três braquetes. O primeiro braquete foi colado em uma das extremidades do longo eixo das placas, o segundo a 7 mm das aletas mais próximas da extremidade oposta e o terceiro na extremidade oposta (Figura 5). Para dar reprodutibilidade exata aos sistemas foi criado um dispositivo especial que permitiu a colagem simultânea de todos os braquetes.

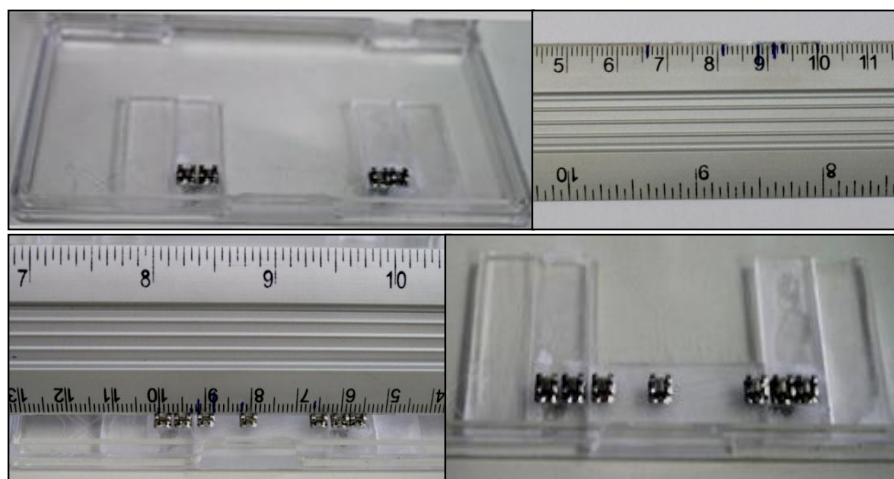
Figura 5 – Placa de acrílico (A). Placa de acrílico com os braquetes “1”, “2” e “3” já colados, da esquerda para direita (B).



Fonte: Fotos do autor

Uma caixa vazia de minimplantes ortodônticos Morelli® (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brasil) foi usada como base. A face interna do lado de maior comprimento da caixa serviu de apoio para quatro placas de acrílico que foram coladas duas a duas, de modo que entre as duplas havia a distância exata da altura das placas (30 mm). Com a ajuda de uma régua profissional em aço inoxidável que se adaptava perfeitamente à canaleta dos bráquetes em estudo, foram colados quatro braquetes novos com adesivo a base de éster de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, SP, Brasil), dois em cada conjunto de duas placas do dispositivo, em linha reta (Figura 6).

Figura 6 – Processo de montagem dos corpos de prova.



Fonte: Fotos do autor

Na régua foram feitas marcações das posições exatas do local onde cada braquete ficaria a partir das aletas mesiais e distais. A placa foi posicionada no

dispositivo de confecção, os braquetes foram então posicionados nas respectivas marcações e ligeiramente comprimidos contra a régua. Aplicou-se adesivo a base de éster de cianoacrilato (Super Bonder; Loctite, São Paulo, SP, Brasil) sob as bases dos braquetes e em seguida a régua foi encaixada nos quatro braquetes retilíneos do dispositivo de confecção. Nesse momento, os braquetes a serem testados contatavam o corpo de prova em construção, sendo então colados. Após a confecção de cada placa foi colado na face oposta uma etiqueta contendo o tempo de exposição ao meio intrabucal (0, 12, 24), seguido do método de amarração: (2/4) ligadura metálica em duas das quatro aletas frouxamente atadas; (A) - ligadura metálica em círculo frouxamente atadas; (E) ligadura elastomérica convencional; (S) ligadura de baixo atrito Slide® e do número do corpo de prova (1,2,3,4,5,6 ou 7).

3.2.3.2 Preparação dos corpos de prova

Os braquetes usados foram cuidadosamente removidos com o auxílio de alicate para remoção de bráquetes, aplicando força apenas nas bases. Os braquetes foram limpos com jatos de água, imersos em aparelho de ultrassom, por 5 minutos e mantidos em recipientes fechados. Antes do preparo dos corpos de prova os braquetes foram escovados com escova elétrica com cabeça redonda por 10 segundos, sem pressionar a canaleta. Por outro lado, os braquetes novos, bem como as ligaduras e os fios, foram removidas diretamente de sua embalagem original e submetidas ao teste. Esses cuidados foram tomados com o intuito de evitar a presença de substâncias oleosas ou sujidades que pudessem interferir nos resultados encontrados.

Após a limpeza, iniciou-se a montagem dos acessórios para a realização dos testes. Posicionaram-se os braquetes nos respectivos locais previamente determinados e marcados na régua, e em seguida aplicou-se adesivo a base de cianoacrilato Super Bonder® (Loctite, São Paulo, SP, Brasil) na base interna dos mesmos. Após isto, a régua foi levada até o dispositivo de confecção dos corpos de prova e encaixada nos quatro braquetes. Após a exata adaptação, a régua foi pressionada por cerca de um minuto contra a placa do corpo de prova a ser construído.

Todos os testes, assim como a preparação dos corpos de prova, foram realizados pelo mesmo operador (BABM). No braquete 3 das placas de acrílico, foi

colado com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder; Loctite, São Paulo, SP, Brasil), um segmento de fio de aço 0.017 x 0.022" (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brasil) de 2 cm, com uma dobra em L. Este segmento foi preso à garra inferior da máquina de dobramentos com o intuito de manter o corpo de prova fixo. Um pedaço de fio 0.019 x 0.025 (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brasil) previamente retificado com a ajuda de uma linha reta impressa em uma folha ofício, foi então encaixado nas canaletas dos demais braquetes. O braquete 1 foi o que sofreu a variação, o braquete 2 foi sempre um braquete novo amarrado por ligadura elastomérica convencional.

Os fios ortodônticos utilizados nos testes encontravam-se em varetas, e utilizou-se segmentos com 3 cm de comprimento. Após seccionado, cada segmento foi sobreposto a uma linha de referência para garantir-se, manipulando-se o fio, que ele ficasse perfeitamente retificado.

Durante a preparação dos bráquetes, teve-se o cuidado na padronização durante a inserção das ligaduras elásticas. Com o auxílio de uma pinça Mathieu (Quinelato, São Paulo, Brasil) os elásticos foram estendidos somente à quantidade necessária para sobrepor as aletas. As ligaduras elásticas não convencionais Slide® foram inseridos conforme as orientações do fabricante. Com auxílio da pinça Mathieu, as aletas superiores mesial e distal foram primeiramente envolvidas, e em seguida, estendeu-se o elástico até que as aletas inferiores fossem também envolvidas.

Após a montagem dos corpos de prova, estes foram então submetidos ao ensaio de tração.

4 ARTIGO

Physical and chemical properties of orthodontic brackets after 12 and 24 months: in situ study

Manuscript formatted according to the guidelines of *The Angle Orthodontist* (Qualis A2) www.angle.org/page/submit.

Physical and chemical properties of orthodontic brackets after 12 and 24 months: in situ study

Bernardo de Azevedo Bahia Mendes^a

Ricardo Alberto Neto Ferreira^b

Matheus Melo Pithon^c

Dauro Douglas Oliveira^d

^a MSc student in Orthodontics, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil.

^b Researcher from Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Comissão Nacional de Energia Nuclear (CDTN/CNEN), Belo Horizonte, Brazil.

^c Professor of Orthodontics, Universidade Estadual da Bahia, Jequié, Brazil.

^d Associate Professor and Coordinator of MSc in Orthodontics from Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil.

Correspondent autor:

Dauro Douglas Oliveira

MSc in Dentistry - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Av. Dom José Gaspar, 500 – Prédio 46, sala 106. Belo Horizonte, MG, Brazil, 30535-901

Telephone: 55 (31) 3319-4414, Fax: 55 (31) 3319-4415

Email: dauro.bhe@gmail.com

ABSTRACT

Objective: To assess how biodegradation influenced the surface characteristics and friction levels in metallic brackets used during 12 and 24 months of orthodontic treatment and compare the maximum friction generated in these brackets by applying four different methods of the ligation of orthodontic wires. **Methods:** The present work used 70 premolar brackets of the same commercial brand, together with 224 new brackets for comparison. The surface morphology and the composition of the deposits found in the brackets were evaluated by rugosimetry, scanning electron microscopy, and energy dispersive X-ray spectroscopy. Applying the tensile tests in sliding with a 0.019 x 0.025" steel wire, the maximum friction levels produced by the following ligation methods were evaluated: loosely attached metallic wire around the four slots, metallic ligation in only two of the four slots, conventional elastomeric ligation, and Slide® low friction ligation. **Results:** The used brackets presented changes, such as corrosion pits, plastic deformation, cracks, and material deposits. The main elements found on these deposits were carbon and oxygen. The maximum friction produced by each ligation method changed according to the time of use. The ligation method loosely attached metallic wires around four slots presented the lowest friction levels in the new brackets, while the non-conventional Slide® elastic ligature showed the lowest values for the used brackets. In all tests, the conventional elastic ligatures presented the highest friction levels. **Conclusions:** The metallic brackets underwent significant degradation during orthodontic treatment, showing an increase in surface rugosity and the deposit of chemical elements on the surface. The levels of static friction decreased with use and the non-conventional elastic ligatures proved to be the best alternative to reduce friction.

Key Words: Brackets, Friction, Biodegradation, Rugosity.

INTRODUCTION

The efficiency of orthodontic dental movement is influenced by both biological and mechanical factors. Among these mechanisms, friction has been widely studied due to its complexity and importance. The orthodontic movement only occurs when the applied forces are stronger than the static friction.¹ Some physical variables interfere in the magnitude of friction, such as the type of bracket and wire material,² the insertion angle of the wire,³ the characteristics of the surface,^{4,5} the geometry and dimensions of these materials,^{6,7} as well as the type⁸ and method of tying the wire to the bracket.^{9,10} It is impossible to fully eliminate friction in slide mechanics. As such, it is the role of orthodontists to understand the factors that influence friction so that they can effectively control it, adapting to the demands of a specific stage of treatment.^{11,12}

In recent years, the so-called low friction systems, such as self-ligating brackets, have been gaining ever-greater space in the market,¹³ despite their high cost.^{14,15} In an attempt to reduce friction, modifications have also been suggested on the surface or in the geometry of the bracket slot,¹⁶ changes in the surface layer of specific orthodontic wires,¹⁷ the placing of loosely tied metallic ligations¹⁰, or of elastomeric ligations with new designs.¹⁸

One important aspect that is directly related to friction, and until recently almost unstudied, are the alterations which occur in orthodontic materials due to their exposure to the oral medium over the middle and long terms. Prior studies have reported signs of corrosion, structural wear, plastic deformation, and the deposit of biofilm after the use of stainless steel brackets and wires in orthodontic treatments.^{19,20} These findings were considered to be co-responsible for the increase in the levels of friction identified after the biodegradation of the tested materials.^{21,22}

In addition to the number of studies which evaluate the effects of biodegradation on orthodontic materials being relatively few,^{23,24} no work has to date evaluated whether or not the methods used to tie the wires in fact minimize some of the negative effects stemming from exposure to the oral medium. In this light, the aim of the present study was to: (1) evaluate how the biodegradation influenced the surface characteristics and the friction levels in metallic brackets used during 12 and 24 months of orthodontic treatment; (2) compare the maximum friction generated in these brackets by applying four ligation methods for orthodontic wires.

MATERIALS AND METHODS

The present study's sample consisted of stainless steel pre-molar orthodontic brackets (*Edgewise Standard* 0.022 x 0.028", Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brazil), which were exposed to the intra-oral medium for 12 or 24 months of orthodontic treatment at a private clinic. After having completed the exposure time, the brackets were carefully removed with dental pliers, applying force only to its bases. Immediately after its removal, the samples were cleaned using a dental water jet, placed in an ultrasound device for 5 minutes, and maintained in closed recipients until they could be tested. Before preparing the specimen, the brackets were brushed with an electric toothbrush (Oral-B/Braun, model 3744, Queimados, RJ, Brazil) with a round head for 10 seconds, without placing pressure on the slot.

In total, 294 brackets, which had been removed from 25 patients (average age of 31 years and 6 months), were examined. During orthodontic treatment, stainless steel and titanium-nickel wires were used, which were tied with elastomeric and/or metallic ligatures. Four test groups, of seven new brackets each, of the same brand, model, and ligation method, were used as controls (n=28, with 7 in each group).

To evaluate the friction levels, stainless steel orthodontic wires, 0.019 x 0.025" (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brazil), were used. Four types of ligation were tested: (1) conventional gray elastic ligatures (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brazil); (2) 0.010" metallic ligatures (Morelli Ortodontia, Sorocaba, SP, Brazil) tied to four bracket tie-wings; (3) metallic ligatures tied only to the two bracket tie-wings closest to the cell load; (4) gray elastic ligatures of low friction (Slide[®], Leone Orthodontics and Implantology, Florence, Italy). The new brackets, ligatures, and wires were removed directly from their original packaging and submitted to tests. According to the bracket combinations and types of ligations tested, 12 groups were formed, as shown in Table 1.

Qualitative analysis by scanning electron microscopy

To obtain the surface images of the brackets and analyze the possible surface damaged, the JSM-5310 Scanning Electron Microscopy (SEM) (JEOL, Tokyo, Japan) from the Development Center of Nuclear Technology (CDTN/CNEN) was applied.

The orthodontic brackets were randomly selected for analysis. This study examined 12 brackets, of which 4 were new and recently removed from the packaging (Group 0), 4 were used intra-orally in a 12-month orthodontic treatment

(Group 12), while the other 4 underwent similar treatment over a 24-month period (Group 24).

For each sample, 5 photographic images were taken, in the following manner: 15x magnification at a 90° angle; 15x at 45°; 50x at 90°, between 100x and 350x of the slot region near the tie-wings, where contact is made with the orthodontic wire.

Semiquantitative analysis through energy dispersive X-ray spectroscopy

Chemical analyses of micro-regions in the brackets used for 12 and 24 months, and in the deposits found within them, were performed by energy dispersive X-ray spectroscopy (EDS) in a Genesis Spectrum device (EDAX, Mahwah, NJ, USA), attached to SEM. Deposits present on the base and the bracket tie-wings, in addition to an area that was free of impurities, were analyzed to identify the approximate composition of the bracket.

Analysis of the surface rugosity of the brackets

Rugosity measurements were performed on 5 new brackets, on 5 with 12 months of use, and on another 5 with 24 months of use, in an attempt to verify the differences in rugosity among them caused by their use in an oral environment. To obtain the images, magnification vertically by 2000x and horizontally by 100x, magnifications of 2000x or 5000x, and a cut-off of 0.25mm were used to obtain the R_a values. Also registered were the values of the five largest distances between the highest peak and the lowest valley in each of the five sample lengths (R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , and R_5), as well as the average of these values (R_{tm}). The imagery was obtained at 1 mm from the central region of the brackets slots. For each bracket, 5 measurements were performed, in turn generating a total of 75 assays of R_a and R_{tm} .

Evaluation of the friction levels

To evaluate the static friction force in the studied systems, an AN8032 folding machine was used (Analógica Instrumentação e Controle Ltda., Belo Horizonte, MG, Brazil).

The maximum level of force registered by the machine corresponded to the static friction, the focus of the present study. After having carried out the 3 tests on each device, the machine was returned to its original position, the device was removed, and a new one was adapted.

The assays were performed at room temperature and in a dry environment, using the tensile test in a straight line. As such, the brackets/acrylic plate compound remained in a horizontal position and hooked to the lower claw, while the wire hooked to the upper claw of the folding machine was pulled and slid through the bracket slots. The load cell used in this study had a maximum capacity of 501bf (222.4 N), and the machine was operated at a velocity of 0.075 mm/seg. Each trial had its initial (500 μ m) and final (1400 μ m) positions set by the machine.

The load cell registered the levels of force necessary to move the wire through the brackets for 9 mm, evaluating the first 7 mm, a measure which corresponds to the average space available due to the extraction of a pre-molar. These data were transmitted to the computer connected to the machine. The data were logged in a graph with XY coordinates, where the X axis registered the displacement of the wire in mm, while the Y axis registered the friction between the bracket and the wire, measured in Newton (N).

To perform the friction tests, a device with acrylic plates was constructed and connected to the load cell by means of upper and lower chucks (Figure 1). After having prepared the specimens, the plates were placed in the machine's claws. This positioning was carefully set to allow the test to be performed on the long axis of the machine.

All of the tests, as well as the preparation of the specimens, were performed by the same operator. During the preparation of the brackets, the operator took care in the standardization of the insertion of the elastic ligatures. With the aid of Mathieu tweezers (Quinelato, São Paulo, Brazil), the elastic pieces were stretched only as needed to cover the bracket tie-wings. The non-conventional elastic ligatures were inserted according to manufacturer instructions.

After the specimens had been prepared, they were submitted to tensile tests.

Statistical procedures

The data obtained from the tests on the surface rugosity of the brackets and from the friction tests were compared statistically by analysis of variance (ANOVA), using the Student t test, considering a significance level of $p \leq 0.05$, or a confidence level of 95%.

RESULTS

The descriptive analyses of the average values of the maximum levels of friction produced with all of the combinations of time of exposure to the oral medium, as well as the ligation methods, are presented in Table 1. Table 2 shows the comparison of the maximum friction levels produced among the groups, while Table 3 presents the comparison of the maximum friction levels produced among the different ligation methods at each time interval, both in accordance with ANOVA, using the Student t test ($p=0.05$).

The new brackets presented the lowest average rugosity values (R_a) and the largest distance between the peaks and valleys (R_{tm}), as compared to the used brackets. By contrast, the brackets after 24 hours of use presented the highest rugosity values (Table 4). The results referent to the R_a and R_{tm} values of the brackets increased after use, with the greatest changes occurring between 12 and 24 months of exposure to the intra-oral medium.

In the SEM evaluation of the new brackets, the presence of machining marks could be identified, in addition to corrosion cavities (pits) which appear as dark spots in the images. Some of the cavities could be found filled with impurities and appear as shiny white spots (Figure 1A). The existence of clefts of varying sizes on the external surface of the base of the bracket tie-wings (Figure 1 B).

In the qualitative evaluation of the brackets used for 12 and 24 months, in relation to the new brackets, changes due to use and stemming from exposure to the oral medium could be observed, such as signs of corrosion, wear, plastic deformation, clefts, cracks, and grooves. In addition, the used brackets presented biofilm deposits and accumulations of materials of various sizes (Figure 2). Figure 3 shows, at 150x magnification, the region referent to the bracket slots after 12 and 24 months of treatment.

Semiquantitative chemical analysis obtained through EDS, concerning the deposits found on the slot surfaces of the orthodontic brackets used for 12 and 24 months are shown in tables 6 and 7, respectively. Carbon and oxygen were the elements detected in the highest concentrations. However, signs of sodium, phosphorus, potassium, calcium, iron, lead, and aluminum could also identified. In some analyzed areas, the accumulations of deposits masked the original topography of the brackets' surfaces.

DISCUSSION

Evaluations regarding the properties of the new orthodontic materials have been widely published over the years.^{5,7,22} However, variations in temperature and pH of the oral medium caused by individual characteristics of the patient, such as diet or length of exposure time to the medium during treatment,^{22,25} can cause the biodegradation of these materials, changing some of their properties,²¹ and can even compromise their clinical performance.^{21,23}

The compound action of these biological factors can significantly alter the integrity of the surface of the orthodontic materials, especially of metallic brackets.^{20,24,26,27,28} In this light, the proposal of the authors of this work was to evaluate the physical and chemical changes on the surfaces of the metallic brackets after different intervals of clinical use. As such, the present study also evaluated 4 ligation methods at friction levels of these already biodegraded brackets. In addition to static friction, the surface rugosity of the brackets was also evaluated by SEM, as well as by EDS, to quantify the elements present in the biofilms generated by their use.

The comparison of resistance to friction among the new brackets showed that ligation with metallic ligatures around the four bracket tie-wings presented the lowest average value, while the maximum friction was obtained in the brackets attached with conventional elastic ligatures. These findings are compatible with that reported in prior literature (Kambay, 2004; Kambay, 2005). Upon comparing the friction generated by the ceramic brackets reinforced with metal, conventional stainless steel brackets, and steel brackets of reduced size, using 3 difference ligation methods (Super Slick non-conventional elastic ligatures (TP Orthodontics, La Porte, IN, USA); conventional elastic ligatures; loosely attached metallic ligatures), the authors of this study found that tying with loose metallic ligatures around the four bracket tie-wings produced the lowest friction levels, even further supporting the present study's results.¹⁰

Contradictory results were found in the literature in a work in which the system attached with non-conventional Slide[®] elastic ligatures, using rectangular steel tie-wings, presented the lowest friction values.¹⁸ In the present study, in the evaluation of friction involving new brackets, no significant difference could be identified between ligation with metallic ligatures on two of the four bracket tie-wings and the non-conventional Slide[®] elastic ligatures. Statistically significant differences could be

observed when comparing both methods with the conventional elastic ligatures, as well as in all of the comparisons involving the use of loosely attached metallic ligatures around the four bracket tie-wings.

The comparison of the maximum friction generated among the brackets used over a 12-month period presented a reduction in the average friction values. However, with 24 months of exposure to the oral medium, an increase in the average friction values could be observed for the brackets attached by different ligation methods, with the exception of those attached by non-conventional Slide® elastic ligatures, which presented a reduction in the average friction values. These results are in accordance with the most commonly obtained results reported in prior literature (LIU X, 2012) and are partially in accordance with findings from the evaluation of friction levels produced by three bracket models after the average period of 41 months of clinical use. The Mini Standard Edgewise model (American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA) presented a reduction of 3.10% in friction levels, while the Kirium Edgewise brackets (3M/Abzil, Sumaré, SP, Brazil) and the NuEdge Roth Prescription brackets (TP Orthodontics, LaPorte, IN, USA) presented a significant increase in relation to that presented by the new brackets.²⁰

In the tests performed on brackets with 12 months of use, significant differences could be identified in all of the comparisons that involved the method using conventional elastic ligatures. By contrast, no statistically significant differences could be observed among the other ligation methods. The friction tests on brackets used for 24 months presented significant differences in the comparisons among all the ligation methods, except in the comparison between the methods that use loosely attached metallic ligatures.

The present study opted to carry out friction tests under dry conditions, without the use of any artificial lubrication agent or natural saliva. The effect of these agents in the results from friction tests are controversial in the literature, given that some studies defend that the presence of lubrication in the system better represents the oral medium, in addition to reducing the friction levels produced between the brackets and the stainless steel orthodontic wires,^{2,4} whereas others attained controversial results.^{30,31}

The use of brackets exposed to the oral medium for 12 or 24 months contributes positively to the external applicability of the present study's results, as it resembles the experimental conditions of the challenge that the orthodontist faces

upon dealing with materials that “age” in the oral medium during treatment. Another precaution taken to increase the reliability of the results was the development of a mechanism that eliminated any angling of second or third order formed between the wire and the brackets attached to the lower portion of the cell load,⁴ protecting the assay from the possible rise in friction levels caused by the formation of critical contact angles⁷ (Kussy, 2004). Moreover, the conventional elastomeric ligatures were inserted prior to performing the tests in each group. This alternative was chosen to standardize any possible alteration of the ligature’s modules of elasticity, an effect which is described in prior literature.^{9,21}

However, all of the limitations that involve *in vitro* studies must be taken into consideration when attempting to definitively apply the present study’s results to a clinical reality. Factors, such as second and third order sloping, the binding effect between the wire and the bracket, the presence of masticatory forces, and the thin biofilm, are not reproduced.^{20,29} Nevertheless, the present study offers evidence of the effects caused by the clinical use of metallic brackets and its implications on the classically generated friction levels.

The analysis of R_a and R_{tm} demonstrate the lower rugosity values in the new brackets. The group of brackets after 24 hours of use presented the highest R_a e R_{tm} values, which were statistically significant when compared to the new bracket groups and those with 12 months of use. These results are in accordance with reports in the literature that evaluated changes in the rugosity of the surface of steel orthodontic wires after having been exposed to the oral medium and which concluded that the exposure had caused an increase in the variety, type, and number of surface irregularities.^{19,23,26,32}

The semiquantitative chemical analysis of the micro-region of the top of the bracket tie-wing after 12 months of use identified values of Fe (70.2%), Cr (19.5%), Mo (0.8%), and Ni (8.8%) (Table 6) as corresponding to that used in the manufacturing of ABNT 316 steel. These results were coherent, as this alloy is commonly used in the manufacture of brackets.^{24,33}

The EDS analysis, concerning the deposits in the bracket slots with 12 and 24 months of use, detected the elements of C, O, Na, P, S, K, and Ca, with traces of Cl and Si, as well as small quantities of Fe and Cr. Many of these elements (C, O, Ca, P, S, and K) were also reported in the literature.²⁰ Biofilm deposits were also found in the NiTi orthodontic wires²⁸ and in extra-oral devices after use, with the presence of

the same elements,²⁸ indicating similarities among the findings but in different proportions than those found in the present study.

The EDS analysis of deposits found on the base of the used brackets identified similar results to those observed in the slot region of the brackets, except for the presence of relatively large quantities of Cu and Ag in the brackets used for 12 months and of Al in the brackets used for 24 months. However, it was impossible to determine the origin of these elements.

In the present study, the new brackets presented marks of machining in the form of parallel lines, various corrosion cavities (pits) (some filled with impurities), clefts of various sizes on the external surface of the base of the bracket tie-wings, in addition to containing an accentuated curvature in relation to the axis of the bracket slots. These findings are in accordance with prior reports that evaluated the surface of new steel brackets and those after having been exposed to the oral medium or artificial saliva.^{20,27} In this manner, the present study's results serve to emphasize the manufacturing processes of the metallic brackets, since metallic particles are introduced, in addition to the formation of grooves and stretch marks, which can damage the perfect fitting of the orthodontic wire within the slot walls.²¹

In the comparative evaluation between the new brackets and those used for 12 and 24 months, changes stemming from use could be observed, such as signs of corrosion, wear, plastic deformation, clefts, cracks, and grooves. These findings are in accordance with reports in the literature that treat the behavior of orthodontic materials after their exposure to the oral medium and to different mediums that attempted to simulate *in vivo* conditions.^{22,26} In addition, the used brackets presented biofilm deposits and accumulations of a wide range of materials of various sizes, with results similar to those described in prior literature,²⁰ which are also present in orthodontic wires²³ and components of extra-oral devices.²¹ However, a variation in the biofilm levels could be observed among brackets with the same time of use, which reinforces the influence of individual variation and of methods of personal hygiene.²¹

The signs of wear and corrosion observed in the bracket slots, slightly below the bracket tie-wings, are compatible with galvanic corrosion which occurs when two materials made of non-similar metals are joined to construct an orthodontic bracket.²² Finally, the signs of plastic deformation, associated with use, found in the region corresponding to the end of the bracket tie-wings, where there is a slight imbalance

and which are more severe with the increase in time of use, can also be found in prior reports that evaluated the effects caused by use, which reported that this deformation standard was more commonly found in Kirium brackets (3M Abzil, Sumaré, Brazil).²⁰

CONCLUSIONS

Based on the results obtained in the present study, it can be concluded that:

- the average surface rugosity values of the brackets analyzed in this study increased in direct proportion to the increase in the time of use;
- the maximum friction levels produced during the slide mechanics decreased with use;
- the ligation method that presented the lowest friction levels for new brackets was the metallic ligature that was loosely attached around the four bracket tie-wings;
- the assays using brackets after 12 and 24 months of exposure to the oral medium and the non-conventional Slide® elastomeric ligature presented the lowest friction levels;
- for all assays, the ligation using conventional elastic ligatures presented the highest friction levels.

REFERENCES

1. Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. *In vitro* study of frictional forces during sliding mechanics of “reduced-friction” brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:69-73.
2. 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 Dentofacial Orthop.* 1990;98:117-26.
3. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;115:39-51.
4. Fidalgo TK, Pithon MM, Maciel JV, Bolognese AM. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva an in vitro evaluation. *J. Appl. Oral Sci.* 2011;19(1):57-62.
5. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech.* 1990;23:913-25.

6. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139:74-9.
7. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod.* 1999;21:199-208.
8. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:670-5.
9. Queiroz GV, Rino Neto J, De Paiva JB, Rossi JL, Ballester RY. Comparative study of classic friction among different archwire ligation system. *Dental Press J Orthod.* 2012;17:64-70.
10. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123:416-22.
11. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:442-7.
12. Pacheco MR, Jansen WC, Oliveira DD. The role of friction in orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2012;17:170-77.
13. Miles PG. Self-ligating brackets in orthodontics: do they deliver what they claim? *Aust Dental J.* 2009;54:9-11.
14. Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137:726.e1-726.e18.
15. Fleming PS, Johal A. Self-ligating brackets in orthodontics a systematic review. *Angle Orthod.* 2010;80:575-84.
16. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E, Barbato E. Forces produced by different nonconventional bracket or ligature systems during alignment of apically displaced teeth. *Angle Orthod.* 2009;79:533-9.
17. Muguruma T, Lijima M, Brantley W, Mizoguchi I. Effects of a diamond-like carbon coating on the frictional properties of orthodontic wires. *Angle Orthod.* 2011;81:141-8.
18. Tecco S, Di Lorio D, Nucera R, Cordasco G, Festa F. Evaluation of the friction of self-ligating and conventional bracket systems. *Eur J Dentist.* 2011;5:310-17.
19. Normando D, Araújo AM, Marques ISV, Dias CG, Miguel JA. Archwire cleaning after intraoral ageing the effects on debris, roughness, and friction. *Eur J Orthod.* 2011 Oct 19. [Epub ahead of print].
20. Regis S, Soares P, Camargo E, Guariza Filho O, Tanaka O, Maruo H. Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140:501-9.
21. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: The picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:403-12.
22. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ. Corrosion of orthodontic appliances—should we care?. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:584-92.
23. Marques ISV, Araújo AM, Gurgel JA, Normando D. Debris, Roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod.* 2010;80:521-7.

24. Eliades T.; Zinelis S, Eliades G, Athanasiou AE. Characterization of as-received, retrieved, and recycled stainless steel brackets. *J Orofac Orthop.* 2003;64:80-7.
25. Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 2000;22:317-26.
26. Burrow S. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial. Orthop.* 2009;135:442-7.
27. Eliades T, Athanasiou AE. *In vivo* aging of orthodontic alloys implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angle Orthod.* 2002;72:222-37.
28. Daems J, Celis J, Willems G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. *Eur J Orthod.* 2009;31:260-5.
29. Lin M, Lin S, Lee T, Huang H. Surface analysis and corrosion resistance of different stainless steel orthodontic brackets in artificial saliva. *Angle Orthod.* 2006;76:322-9.
30. Cunha AC, Marquezan M, Freitas AO, Nojima LI. Frictional resistance of orthodontics wires with 3 types of elastomeric ligatures. *Braz Oral Res.* 2011;25(6):526-30.
31. Thorstenson GA, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 2003;73:418-30.
32. Alcock JP, Barbour ME, Sandy JR, Ireland AJ. Nanoindentation of orthodontic archwires: The effect of decontamination and clinical use on hardness, elastic modulus and surface roughness. *Dent Mater.* 2009;25:1039-43.
33. Kocijan A, Merl DK, Jenko M. The corrosion behaviour of austenitic and duplex stainless steels in artificial. *Corros Sci.* 2011;53:776-83.

FIGURES

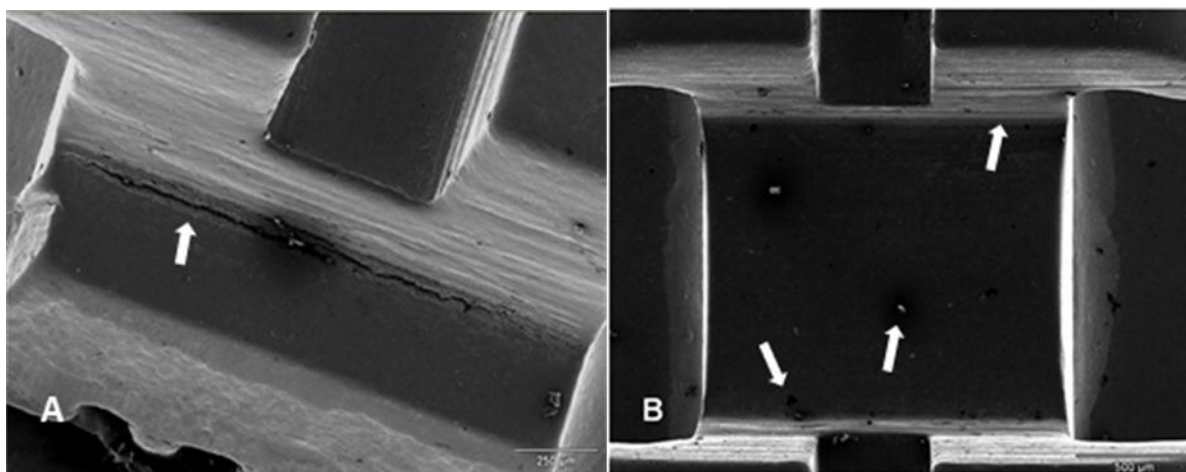


Figure 1. Cleft found on the external surface of the base of the tie-wing on a new bracket, with 75x magnification (A). Marks of machining, corrosion cavities (which appear as dark spots), some filled with impurities; 15x magnification (B).

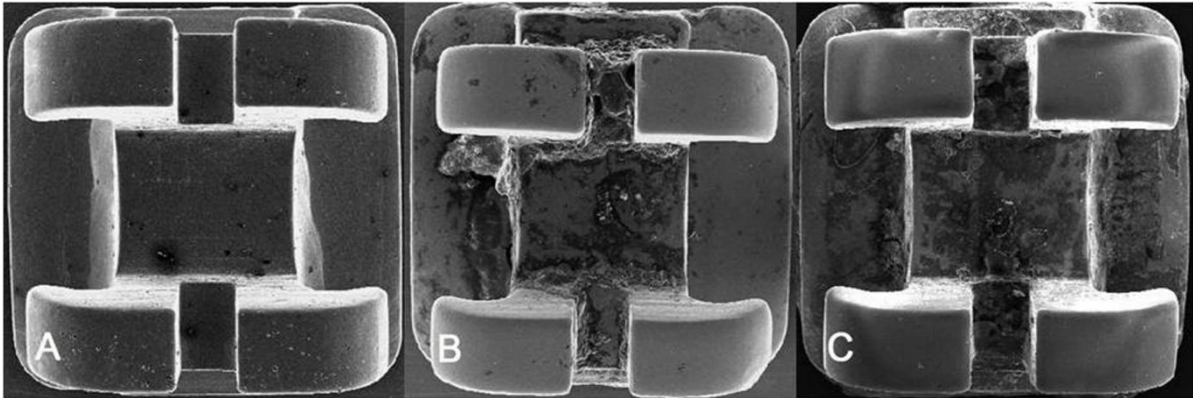


Figure 2. Changes stemming from use and consequent exposure to the intra-oral medium. New bracket (A), after 12 months of use (B), and after 24 months of use (C), all with 15x magnification.

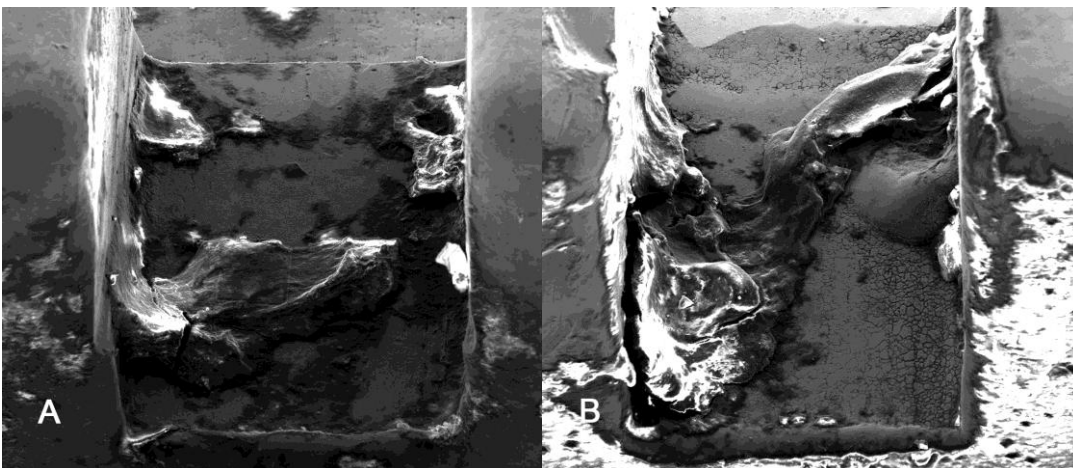


Figure 3. Biofilm deposit over the bracket slot after exposure to the intra-oral medium for 12 (A) and 24 (B) months; 150x magnification.

TABLES

Table 1. Distribution of brackets and types of evaluated ligation.

Group	Time of Use (month)	Type of Ligation
0-LE	0	Elastomeric ligatures
0-LM	0	Metallics ligatures 4/4*
0-2/4LM	0	Metallics ligatures 2/4**
0-LS	0	Slide®
12-LE	12	Elastomeric ligatures
12-LM	12	Metallics ligatures 4/4*
12-2/4LM	12	Metallics ligatures 2/4**
12-LS	12	Slide®
24-LE	24	Elastomeric ligatures
24-LM	24	Metallics ligatures 4/4*
24-2/4LM	24	Metallics ligatures 2/4**
24-LS	24	Slide®

* Metallic ligation tied to 4 bracket tie-wings

** Metallic ligature tied to only 2 and 4 bracket tie-wings

Table 2. Average values (standard deviation of maximum friction during slide).

Type of ligation	Force (N)		
	New	12 months	24 months
2/4	2,57 (0,61)	1,74 (0,43)	2,01 (0,71)
Stainless steel	2,14 (0,56)	1,98 (0,62)	2,44 (0,79)
Elastomeric	4,31 (0,48)	3,69 (0,48)	4,18 (0,79)
Slide	2,73 (0,52)	1,67 (0,41)	1,51 (0,30)

Table 3. ANOVA using the Student t test ($p = 0.05$) between new brackets, used for 12 and 24 months.

Comparison	Brackets		
	New	12 months	24 months
	p	p	p
2/4 x Stainless steel	0,024	0,157	0,073
2/4 x Elastomeric	0,000	0,000	0,000
2/4 x Slide	0,347	0,559	0,006
Stainless steel x Elastomeric	0,000	0,000	0,000
Stainless steel x Slide	0,001	0,061	0,000
Elastomeric x Slide	0,000	0,000	0,000

Table 4. ANOVA using the Student t test ($p = 0.05$) between the new brackets and used for 12 and 24 months.

Brackets new and used			
Comparison	p value	Comparison	p value
2/4 Novos x 12	0,000	Elástico Novos x 12	0,000
2/4 Novos x 24	0,010	Elástico Novos x 24	0,543
2/4 12 x 24	0,145	Elástico 12 x 24	0,020
Aço Novos x 12	0,379	Slide Novos x 12	0,000
Aço Novos x 24	0,164	Slide Novos x 24	0,000
Aço 12 x 24	0,042	Slide 12 x 24	0,166

Table 5. Average values (standard deviation) of average rugosity (R_a) and of the largest distance between peaks and valleys (R_{tm}) of bracket surfaces.

	Condition		
	New	12 months	24 months
R_a	0,80 (0,19)	0,86 (0,35)	1,18 (0,39)
R_{tm}	2,04 (0,46)	2,66 (1,34)	4,29 (1,17)

Table 6. Semiquantitative chemical analysis obtained by EDS on the top of the orthodontic bracket tie-wings used for 12 months.

Element	weight %	atomic %
SiK	0,57	1,11
MoL	0,76	0,45
CrK	16,21	19,44
FeK	71,54	70,72
NiK	8,80	8,28
Total	100,0	100,0

Table 7. Semiquantitative chemical analysis obtained by EDS on the deposit found in an orthodontic bracket slot used for 12 months.

Element	weight %	atomic %
C	62,7	78,3
O	13,8	13,0
Na	2,2	1,5
Mg	0,4	0,2
Si	0,3	0,2
P	2,5	1,2
S	1,3	0,6
Cl	0,5	0,2
K	5,4	2,1
Ca	1,1	0,4
Cr	0,9	0,3
Fe	2,6	0,7
Cu	6,3	1,5
Total	100,0	100,0

Table 8. Semiquantitative chemical analysis obtained by EDS on the deposit found in an orthodontic bracket slot used for 24 months.

Element	weight %	atomic %
C	53,4	63,4
O	37,5	33,5
F	0,5	0,4
Na	0,5	0,3
Al	0,4	0,2
Si	0,2	0,1
P	0,5	0,2
S	0,2	0,1
Cl	0,2	0,1
K	0,9	0,3
Cr	1,6	0,4
Fe	4,2	1,1
Total	100,0	100,0

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os efeitos da biodegradação nos materiais ortodônticos vêm chamando atenção para decorrentes alterações no desempenho clínico dos mesmos, entretanto nenhum trabalho até então avaliou se diferentes métodos para amarração do fio conseguiriam minimizar alguns dos efeitos negativos da exposição ao meio bucal. Diante disso, o presente estudo visou avaliar como a biodegradação influenciaria as características de superfície e os níveis de atrito em bráquetes metálicos utilizados durante 12 ou 24 meses de tratamento ortodôntico. Além disso, comparou o atrito máximo gerado nesses braquetes por quatro métodos de amarração dos fios ortodônticos.

Baseado nos resultados obtidos no presente estudo pode-se concluir que os valores de rugosidade média da superfície dos braquetes analisados aumentaram à medida que aumentou o tempo de uso. Entretanto, de forma até surpreendente, os níveis de atrito máximo, produzidos durante a mecânica de deslize, diminuiram com uso. O método de amarração que apresentou os menores níveis de atrito para braquetes novos foi a ligadura metálica frouxa ao redor das quatro aletas. Porém, nos ensaios utilizando braquetes após 12 e 24 meses de exposição ao meio bucal, a ligadura elastomérica não convencional Slide®, apresentou os menores níveis de atrito. Para todos os ensaios, a amarração utilizando ligaduras elásticas convencionais apresentou os maiores níveis de atrito.

A grande maioria dos trabalhos a respeito das propriedades mecânicas dos materiais ortodônticos utilizou materiais novos para realização dos ensaios, recém tirados da embalagem. Entretanto, essa condição não representa as reais características dos materiais após o primeiro mês de uso clínico. Neste trabalho, esta limitação foi eliminada.

Se por um lado a mecânica de deslize parece não ser tão afetada pela biodegradação, por outro lado, a diminuição do atrito pode afetar as últimas etapas do tratamento ortodôntico, principalmente no que diz respeito ao detalhamento dos casos, onde altos níveis de atrito podem ser necessários. Porém, até o presente momento, é difícil prever o impacto destas alterações no desempenho clínico dos componentes ortodônticos. É necessário o desenvolvimento de estudos com a abordagem *in vivo*, para possibilitar análises mais conclusivas, bem como o desenvolvimento de estratégias que minimizassem os efeitos causados pelo uso.

REFERÊNCIAS

- ALCOCK, J. et al. Nanoindentation of orthodontic archwires: The effect of decontamination and clinical use on hardness, elastic modulus and surface roughness. **Dental Materials**, v.25, p. 1039-1043, 2009.
- BACCETTI, T. et al. Forces produced by different nonconventional bracket or ligature systems during alignment of apically displaced teeth. **Angle Orthodontist**, v.79, p. 533-539, 2009.
- BURROW, S. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.135, p. 442-447, 2009.
- CHEN, S. et al. Systematic review of self-ligating brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.137, p. 726.e1-726.e18, 2010.
- CUNHA, F. et al. Frictional resistance of orthodontics wires with 3 types of elastomeric ligatures. **Brazilian Oral Research**, v.25, n.6, p. 526-530, 2011.
- DAEMS, J.; CELIS, J.; WILLEMS, G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. **European Journal of Orthodontics**, v.31, p. 260-265, 2009.
- DEGUCHI, T. et al. Clinical Evaluation of a Low-Friction Attachment Device during Canine Retraction. **Angle Orthodontist**, v.77, p. 968-972, 2007.
- DOSHI, U.; BHAD-PATIL, W. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.139, p. 74-79, 2011.
- ELIADES, T.; ATHANASIOU, A. *In vivo* aging of orthodontic alloys implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. **Angle Orthodontist**, v.72, p. 222-237, 2002.
- ELIADES, T.; BOURAUDEL, C. Intraoral aging of orthodontic materials: The picture we miss and its clinical relevance. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.127, p. 403-412, 2005.
- ELIADES, T. et al. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. **European Journal of Orthodontics**, v.22, p. 317-326, 2000.
- ELIADES, T.; ELIADES, G.; WATTS, D. Intraoral aging of the inner headgear component: A potential biocompatibility concern. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.119, p. 300-306, 2001.
- ELIADES, T. et al. Characterization of as-received, retrieved, and recycled stainless steel brackets. **Journal of Orofacial Orthopedics**, v.64, p. 80-87, 2003.

FIDALGO, T. et al. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva an in vitro evaluation. **Journal of Applied Oral Science**, v.19, n.1, p. 57-62, 2011.

FLEMING, P.; JOHAL, A. Self-ligating brackets in orthodontics a systematic review. **Angle Orthodontist**, v.80, p. 575-584, 2010.

GRIFFITHS, H.; SHERRIFF, M.; IRELAND, J. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.127, p. 670-675, 2005.

HAIN, M.; DHOPATKAR, A.; ROCK, P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.123, p. 416-422, 2003.

HOUSE, K. et al. Corrosion of orthodontic appliances-should we care?. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.133, p. 584-592, 2008.

HUANG, T. et al. An *in vitro* comparison of the frictional forces between archwires and self-ligating brackets of passive and active types. **European Journal of Orthodontics**, no prelo.

KHAMBAY, B.; MILLETT, D.; MCHUGK, S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. **European Journal of Orthodontics**, v.26, p. 327-332, 2004.

KHAMBAY, B.; MILLETT, D.; MCHUGK, S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. **European Journal of Orthodontics**, v.27, p. 302-8, 2005.

KAO, C.; HUANG, T. Variations in surface characteristics and corrosion behaviour of metal brackets and wires in different electrolyte solutions. **European Journal of Orthodontics**, v.32, p. 555-560, 2010.

KAO, T. et al. Comparison of frictional resistance after immersion of metal brackets and orthodontic wires in a fluoride-containing prophylactic agent. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.130, p. 568.e1-568.e9, 2006.

KAPILA, S. et al. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.98, p. 117-126, 1990.

KARAMOUZOS, A.; ATHANASIOU, A.; PAPADOPOULOS, M. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.112, p. 34-40, 1997.

KOCIJAN, A.; MERL, A.; JENKO, M. The corrosion behavior of austenitic and duplex stainless steels in artificial. **Corrosion Science**, v.53, p. 776-783, 2011.

KUSY, R.; WHITLEY, J.; PREWITT, M. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. **Angle Orthodontist**, v.61, p. 293-302, 1991.

KUSY, R.; WHITLEY, J. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. **European Journal of Orthodontics**, v.21, p. 199-208, 1999.

KUSY, R.; WHITLEY, J. Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding. **Seminars in Orthodontics**, v.9, p. 281-289, 2003.

LIN, M. et al. Surface analysis and corrosion resistance of different stainless steel orthodontic brackets in artificial saliva. **Angle Orthodontist**, v.76, p. 322-329, 2006.

MARQUES, I. et al. Debris, Roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. **Angle Orthodontist**, v.80, p. 521-527, 2010.

MILES, P. Self-ligating brackets in orthodontics do they deliver what they claim **Australian Dental Journal**, v.54, p. 9-11, 2009.

NORMANDO, D. et al. Archwire cleaning after intraoral ageing the effects on debris, roughness, and friction. **European Journal of Orthodontics**, no prelo.

OZ, A.; ARICI, N.; ARICI, S. The clinical and laboratory effects of bracket type during canine distalization with sliding mechanics. **Angle Orthodontist**, v.82, p. 326-332, 2012.

PETERSEN, A. et al. Force Decay of Elastomeric Ligatures Influence on Unloading Force Compared to Self-Ligation. **Angle Orthodontist**, v.79, p. 934-938, 2009.

PIZZONI, L.; RAVNHOLT, G.; MELSEN, B. Frictional forces related of self-ligating brackets. **European Journal of Orthodontics**, v.20, p. 283-291, 1998.

PLISKA, B.; BEYER, J.; LARSON, B. A comparison of resistance to sliding of self-ligating brackets under an increasing applied moment. **Angle Orthodontist**, v.81, p. 794-799, 2011.

PRATTEN, D. et al. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.96, p. 398-403, 1990.

QUEIROZ, G. et al. Comparative study of classic friction among different archwire ligation system. **Dental Press Orthodontics**, v.17, p. 64-70, 2012.

REDLICH, M. et al. *In vitro* study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.124, p. 69-73, 2003.

REGIS JÚNIOR, S. ET AL. Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.140, p.501-509, 2011.

ROSSOUW, E. Friction: an overview. **Seminars in Orthodontics**, v.9, p. 218-222, 2003.

STANNARD, J.; GAU, J.; HANNA, A. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.89, p. 485-491, 1986.

TALOUMIS, L, et al. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.111, p. 1-11, 1997.

TECCO, S. et al. Evaluation of the friction of self-ligating and conventional bracket systems. **European Journal of Dentistry**, v.5, p. 310-317, 2011.

TECCO, S. et al. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. **Angle Orthodontist**, v.75, p. 1041-1045, 2005.

THORSTENSON, G.; KUSY, R. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. **Angle Orthodontist**, v. 73, p. 418-430, 2003.

TSELEPIS, M.; BROCKURST, P.; WEST, V. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.106, p. 131-138, 1994.

WHITLEY, J.; KUSY, R. Influence of interbracket distances on the resistance to sliding of orthodontic appliances. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.132, p. 360-372, 2007.

ANEXOS - Resultados das análises

Tabela A1 - Resultados dos testes de atrito. Valores referentes ao atrito máximo produzido em braquetes novos com amarração usando ligadura metálica em duas das quatro aletas (2/4), e com amarração nas quatro aletas (Aço).

BRAQUETES NOVOS					
2/4			Aço		
Ord	Força (N)	Média	Ord	Força (N)	Média
1a	3,4	3,0	1a	2,1	1,8
1b	2,1		1b	1,8	
1c	3,5		1c	1,6	
2a	2,0	2,7	2a	1,5	1,7
2b	2,5		2b	2,5	
2c	2,3		2c	1,6	
3a	3,2	2,5	3a	1,4	1,8
3b	2,0		3b	1,9	
3c	2,2		3c	2,0	
4a	2,8	3,3	4a	2,6	1,9
4b	3,7		4b	1,8	
4c	3,3		4c	1,3	
5a	2,0	2,7	5a	1,8	2,3
5b	3,5		5b	2,6	
5c	2,5		5c	2,5	
6a	2,2	2,0	6a	2,8	2,0
6b	1,9		6b	2,9	
6c	1,9		6c	3,0	
7a	2,0	2,3	7a	1,7	2,4
7b	2,5		7b	2,7	
7c	2,4		7c	2,9	

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela A2 - Resultados dos testes de atrito. Valores referentes ao atrito máximo produzido em braquetes novos com amarração usando ligadura elástica convencional, e com amarração usando ligadura elástica não-convencional Slide.

BRAQUETES NOVOS					
Elástico			Slide		
Ord	Força (N)	Média	Ord	Força (N)	Média
1a	4,5	4,7	1a	3,2	3,3
1b	4,5		1b	3,1	
1c	5,1		1c	3,5	
2a	4,1	4,1	2a	3,5	2,6
2b	4,5		2b	2,0	
2c	3,7		2c	2,2	
3a	3,7	4,0	3a	2,5	2,4
3b	4,5		3b	2,5	
3c	3,7		3c	2,2	
4a	3,8	4,5	4a	3,1	2,4
4b	4,7		4b	2,2	
4c	4,9		4c	1,8	
5a	4,0	4,2	5a	2,9	2,9
5b	4,5		5b	3,2	
5c	4,2		5c	2,6	
6a	4,2	4,6	6a	2,8	3,1
6b	5,2		6b	2,9	
6c	4,4		6c	3,6	
7a	3,8	4,1	7a	2,6	2,5
7b	4,8		7b	2,8	
7c	3,6		7c	2,2	

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela A3 - Resultados dos testes de atrito. Valores referentes ao atrito máximo produzido em braquetes usados por 12 meses com amarração usando ligadura metálica em duas das quatro aletas (2/4), e com amarração nas quatro aletas (Aço).

BRAQUETES USADOS POR 12 MESES					
2/4			Aço		
Ord	Força (N)	Média	Ord	Força (N)	Média
1a	2,4	2,4	1a	2,7	2,2
1b	2,3		1b	2,0	
1c	2,5		1c	2,0	
2a	1,2	1,4	2a	2,5	1,7
2b	1,8		2b	1,4	
2c	1,3		2c	1,3	
3a	1,2	1,4	3a	1,1	2,2
3b	1,8		3b	2,8	
3c	1,3		3c	2,8	
4a	1,0	1,5	4a	1,5	1,7
4b	2,1		4b	2,5	
4c	1,4		4c	1,2	
5a	1,8	1,7	5a	1,6	1,7
5b	1,7		5b	2,2	
5c	1,6		5c	1,4	
6a	1,6	1,8	6a	2,9	2,3
6b	1,6		6b	2,2	
6c	2,2		6c	1,7	
7a	1,6	1,9	7a	1,4	1,9
7b	2,0		7b	2,9	
7c	2,2		7c	1,5	

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela A4 - Resultados dos testes de atrito. Valores referentes ao atrito máximo produzido em braquetes usados por 12 meses com amarração usando ligadura elástica convencional, e com amarração usando ligadura elástica não-convencional Slide.

BRAQUETES USADOS POR 12 MESES					
Elástico			Slide		
Ord	Força (N)	Média	Ord	Força (N)	Média
1a	3,8	3,5	1a	2,0	1,8
1b	3,6		1b	1,7	
1c	3,2		1c	1,6	
2a	3,4	3,8	2a	1,4	1,5
2b	4,6		2b	1,5	
2c	3,5		2c	1,5	
3a	3,6	4,0	3a	1,4	1,5
3b	4,3		3b	1,4	
3c	4,0		3c	1,8	
4a	3,8	3,9	4a	1,4	1,5
4b	4,0		4b	1,5	
4c	3,8		4c	1,6	
5a	4,3	3,4	5a	2,3	2,0
5b	2,9		5b	2,1	
5c	2,9		5c	1,7	
6a	3,8	4,0	6a	2,0	1,8
6b	4,3		6b	2,6	
6c	3,8		6c	0,7	
7a	3,2	3,3	7a	2,0	1,6
7b	3,7		7b	1,6	
7c	3,0		7c	1,2	

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela A5 - Resultados dos testes de atrito. Valores referentes ao atrito máximo produzido em braquetes usados por 24 meses com amarração usando ligadura metálica em duas das quatro aletas (2/4), e com amarração nas quatro aletas (Aço).

BRAQUETES USADOS POR 24 MESES					
2/4			Aço		
Ord	Força (N)	Média	Ord	Força (N)	Média
1a	1,6	1,5	1a	4,7	2,9
1b	1,6		1b	2,7	
1c	1,3		1c	1,3	
2a	3,9	2,1	2a	2,4	1,9
2b	1,7		2b	1,7	
2c	1,8		2c	1,7	
3a	2,7	2,1	3a	3,3	2,7
3b	2,2		3b	2,6	
3c	2,3		3c	2,3	
4a	2,9	2,7	4a	3,3	2,7
4b	3,1		4b	2,6	
4c	2,0		4c	2,3	
5a	2,6	2,1	5a	1,9	2,2
5b	1,5		5b	3,2	
5c	2,3		5c	1,5	
6a	1,0	1,3	6a	1,8	2,5
6b	1,2		6b	3,1	
6c	1,8		6c	2,6	
7a	1,3	1,6	7a	1,8	2,1
7b	1,7		7b	1,9	
7c	1,8		7c	2,6	

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela A6 - Resultados dos testes de atrito. Valores referentes ao atrito máximo produzido em braquetes usados por 24 meses com amarração usando ligadura elástica convencional, e com amarração usando ligadura elástica não-convencional Slide.

Elástico			Slide		
Ord	Força (N)	Média	Ord	Força (N)	Média
1a	4,5	4,4	1a	1,7	1,6
1b	4,0		1b	1,5	
1c	4,6		1c	1,6	
2a	4,1	3,9	2a	1,7	1,6
2b	3,6		2b	1,9	
2c	3,9		2c	1,2	
3a	5,2	4,6	3a	1,9	1,7
3b	4,9		3b	1,7	
3c	3,7		3c	1,6	
4a	4,5	4,7	4a	1,4	1,5
4b	5,8		4b	1,2	
4c	3,7		4c	1,9	
5a	4,6	3,9	5a	2,1	1,6
5b	2,9		5b	1,3	
5c	4,3		5c	1,3	
6a	2,4	3,1	6a	1,5	1,4
6b	3,6		6b	1,1	
6c	3,4		6c	1,6	
7a	4,9	4,7	7a	1,0	1,2
7b	4,8		7b	1,4	
7c	4,4		7c	1,1	

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela A7 - Valores de R_a , R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , R_5 e R_{tm} obtidos nos ensaios realizados com o rugosímetro em braquetes novos. Ampliação vertical: 2.000x. "Cut-off": 0,25mm.

Amostra	Rugosidade Média R_a [μ m]	R_{tm} [μ m]	R_1 [μ m]	R_2 [μ m]	R_3 [μ m]	R_4 [μ m]	R_5 [μ m]
0100	0,65	1,80	0,50	1,20	3,40	2,10	1,70
	0,53	1,70	0,50	0,50	2,00	3,20	2,00
	0,80	1,90	0,40	3,20	2,20	2,00	1,50
	0,40	1,10	0,40	0,40	0,50	2,10	2,10
	0,52	1,40	0,40	0,40	1,10	3,10	1,90
Médias	0,58	1,58	0,44	1,14	1,84	2,50	1,84
0200	0,54	1,60	1,70	2,80	2,70	2,70	2,60
	0,72	2,00	0,40	2,40	2,70	2,60	1,70
	0,70	1,80	0,40	2,00	2,50	2,60	1,50
	0,75	2,00	0,60	3,00	2,00	2,70	1,60
	0,68	1,70	0,50	0,50	2,70	2,00	2,80
Médias	0,68	1,82	0,72	2,14	2,52	2,52	2,04
0300	0,87	2,60	2,90	3,70	1,30	3,00	1,90
	0,90	2,80	4,60	5,50	1,30	1,00	1,30
	1,30	2,50	3,00	5,40	2,00	1,00	1,30
	0,82	1,80	2,80	2,50	1,10	1,10	1,00
	0,90	1,90	2,80	3,00	1,00	1,20	1,00
Médias	0,96	2,32	3,22	4,02	1,34	1,46	1,30
0400	0,94	2,30	2,90	4,20	1,40	1,30	1,80
	0,83	1,90	0,60	4,40	1,20	1,30	1,80
	0,86	2,00	1,30	4,60	1,20	1,30	1,80
	0,88	2,10	1,60	1,45	1,20	1,20	1,80
	0,91	2,40	3,00	4,60	1,30	1,30	1,90
Médias	0,88	2,14	1,88	3,85	1,26	1,28	1,82
0500	0,96	2,00	0,40	4,20	1,90	1,90	2,00
	1,00	2,90	0,40	0,40	0,40	0,40	6,00
	0,87	1,90	0,40	0,60	5,20	5,20	1,80
	0,89	3,10	0,40	0,40	7,00	7,00	1,70
	0,70	1,90	0,60	0,50	1,50	1,50	1,50
Médias	0,88	2,36	0,44	1,22	3,20	3,20	2,60

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela A8 - Valores de R_a , R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , R_5 e R_{tm} obtidos nos ensaios realizados com o rugosímetro em braquetes usados por 12 meses. Ampliação vertical: 2.000x. "Cut-off": 0,25mm.

Amostra	Rugosidade Média R_a [μ m]	R_{tm} [μ m]	R_1 [μ m]	R_2 [μ m]	R_3 [μ m]	R_4 [μ m]	R_5 [μ m]
0112	1,40	5,00	1,00	6,00	5,00	9,30	4,30
	1,70	5,00	2,90	6,00	5,90	6,60	4,80
	1,20	4,00	1,00	1,00	5,90	4,50	8,00
	1,40	2,00	1,00	5,60	4,50	9,00	4,30
	1,50	5,10	1,00	4,80	8,10	5,00	5,40
Médias	1,44	4,22	1,38	4,68	5,88	6,88	5,36
0212	0,70	1,40	0,50	2,10	2,10	1,40	1,00
	0,60	1,40	0,50	0,50	3,00	1,90	1,40
	0,55	1,30	0,50	0,50	1,90	2,50	1,40
	0,63	1,50	0,40	2,10	2,20	1,50	1,30
	0,69	1,40	0,50	2,00	2,20	1,50	0,90
Médias	0,63	1,40	0,48	1,44	2,28	1,76	1,20
0312	0,55	1,90	0,50	1,40	2,40	2,60	2,10
	0,50	1,50	0,40	0,70	2,00	2,20	2,00
	0,42	1,60	0,40	0,40	2,00	2,20	2,70
	0,45	1,70	0,40	0,70	2,00	2,60	2,40
	0,42	1,50	0,50	0,50	2,00	2,20	2,60
Médias	0,47	1,64	0,44	0,74	2,08	2,36	2,36
0412	0,92	2,70	0,60	1,60	4,00	4,70	2,80
	0,70	3,00	1,00	1,00	4,00	4,00	5,10
	0,80	3,00	1,00	1,10	3,90	5,20	4,20
	1,10	4,00	3,00	3,10	4,90	5,10	5,10
	1,00	5,50	1,00	1,90	4,80	5,10	5,00
Médias	0,90	3,64	1,32	1,74	4,32	4,82	4,44
0512	0,91	2,50	1,20	4,00	2,40	3,10	1,90
	0,90	2,40	0,50	3,40	3,20	2,40	2,70
	0,84	2,30	0,50	3,40	2,40	2,50	2,60
	0,76	2,30	0,50	2,40	3,60	2,30	2,70
	0,78	2,50	0,40	2,30	4,50	2,50	2,80
Médias	0,84	2,40	0,62	3,10	3,22	2,56	2,54

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela A9 - Valores de R_a , R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , R_5 e R_{tm} obtidos nos ensaios realizados com o rugosímetro em braquetes usados por 24 meses. Ampliação vertical: 2.000x. "Cut-off": 0,25mm.

Amostra	Rugosidade Média R_a [μ m]	R_{tm} [μ m]	R_1 [μ m]	R_2 [μ m]	R_3 [μ m]	R_4 [μ m]	R_5 [μ m]
0124	0,90	5,00	3,00	5,50	6,00	5,00	5,50
	0,85	4,90	2,00	5,50	5,00	5,00	5,50
	0,90	4,80	3,00	5,10	5,00	5,00	5,10
	0,90	4,80	4,00	5,10	5,00	4,00	5,20
	0,80	4,50	3,00	4,50	5,00	5,00	5,00
Médias	0,87	4,80	3,00	5,14	5,20	4,80	5,26
0224	1,30	4,00	1,00	9,30	3,80	3,80	2,10
	1,40	4,60	3,80	10,00	4,00	4,00	2,20
	1,30	4,00	1,00	9,50	3,90	3,90	2,30
	1,40	4,80	4,70	9,90	3,90	3,90	2,10
	1,30	4,00	1,00	9,70	4,00	4,00	2,10
Médias	1,34	4,28	2,30	9,68	3,92	3,92	2,16
0324	1,55	5,00	1,00	2,80	5,70	6,60	9,80
	1,70	5,80	1,00	4,50	7,20	6,50	10,00
	1,75	6,00	1,20	5,00	7,70	6,50	9,90
	1,75	6,00	2,00	5,20	7,40	6,30	10,00
	1,50	4,50	1,00	1,70	5,00	6,10	8,60
Médias	1,65	5,46	1,24	3,84	6,60	6,40	9,66
0424	1,20	4,00	1,00	3,20	5,00	6,80	4,30
	1,40	4,30	1,00	3,50	5,00	6,10	6,00
	1,80	5,30	1,00	3,10	6,20	6,00	10,00
	1,40	4,40	1,20	4,90	4,90	5,90	5,80
	1,00	3,80	1,00	2,80	4,70	4,80	5,80
Médias	1,36	4,36	1,04	3,50	5,16	5,92	6,38
0524	0,76	2,20	0,40	2,40	3,00	1,70	3,80
	0,59	1,80	0,50	0,50	2,90	1,80	3,00
	0,67	4,70	0,50	0,70	3,10	1,60	3,50
	0,44	1,80	0,50	0,50	2,80	3,60	1,30
	0,89	2,30	0,50	3,10	1,60	3,30	3,30
Médias	0,67	2,56	0,48	1,44	2,68	2,40	2,98

Fonte: Elaborado pelo autor