

# Avaliação do coeficiente de atrito de braquetes metálicos e estéticos com fios de aço inoxidável e beta-titânio

Cristine Pritsch BRAGA\*, Guilherme Drummond VANZIN\*, Ernani Menezes MARCHIORO\*\*, João Carlos P. BECK\*\*\*

## Resumo

Um fator importante que define a eficácia dos aparelhos ortodônticos fixos é o atrito existente entre as superfícies de fios e braquetes. Assim, este estudo teve como objetivo investigar o coeficiente de atrito estático entre fios de aço inoxidável e beta-titânio (TP Orthodontics) e braquetes de aço inoxidável (Dynalock® - Unitek), braquetes estéticos com slot de aço inoxidável (Clarity® - Unitek) e estéticos convencionais (Allure® - GAC). Para tanto, construiu-se um equipamento no Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da PUCRS. Antes de serem iniciados os testes, foi quantificado o erro de método e constatou-se que não houve interferência significativa ( $p > 0,05$ ) do fator operador nas medições. Então, pôde-se calcular o valor do coeficiente de atrito, obtido pela divisão da força de atrito pela carga normal. O método estatístico utilizado neste estudo foi Análise de Variância (ANOVA) e teste de Comparações Múltiplas (Tukey). Constatou-se que: 1) a combinação com menor coeficiente de atrito foi composta pelo fio de aço inoxidável e braquete Dynalock® e a que apresentou maior coeficiente foi a do braquete Allure® com o fio de beta-titânio; 2) o fio de beta-titânio apresentou coeficiente de atrito significativamente maior do que o fio de aço inoxidável; 3) o braquete Dynalock® não apresentou diferenças significativas em relação ao coeficiente de atrito do braquete Clarity® quando o fio utilizado foi de beta-titânio. No entanto, quando o fio testado foi de aço inoxidável, apresentou coeficiente de atrito significativamente menor. O braquete Clarity® apresentou coeficiente de atrito significativamente menor do que o braquete Allure®.

Palavras-chave: Atrito. Braquetes. Fios ortodônticos.

## INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

O atrito existente entre as superfícies de fios e braquetes tem sido uma questão preocupante para os ortodontistas. Isto se deve ao fato de que, durante a movimentação dentária, o atrito é uma

importante força contrária ao movimento ortodôntico que deve ser controlada, a fim de que não seja necessário aumentar a magnitude da força aplicada. Willems et al.<sup>55</sup> afirmaram que, no tratamento ortodôntico, o deslizamento é frequen-

\* Mestres em Ortodontia pela PUCRS.

\*\* Mestre em Ortodontia pela UFRJ-RJ. Doutor em Ortodontia pela UNESP Araraquara - SP.

\*\*\* Coordenador do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da PUCRS. Doutor em Ciência dos Materiais. Especialista em Eletro-eletrônica.

temente utilizado para gerar movimento dentário e que, inerente a essa técnica, é a geração de uma força de atrito de oposição.

A mecânica de deslizamento (ou mecânica com fricção) é o termo usualmente aplicado em Ortodontia para designar o deslizamento do dente (braquete) ao longo do fio através da aplicação de uma força. Supondo-se que o slot do braquete está deslizando sobre um fio, o atrito impede o movimento do dente no qual o braquete está fixado e reduz a força disponível para o movimento dentário. Assim, o ideal no uso dessa mecânica é encontrar a melhor combinação de fio com braquete, sem causar inclinação excessiva do dente ou perda de ancoragem<sup>16,56</sup>.

Atualmente a mecânica de deslizamento constitui uma parte importante do tratamento ortodôntico e, para que seja efetiva, a resistência ao movimento, comumente denominada de “coeficiente de atrito”, deve ser superada<sup>38</sup>.

Ho e West<sup>14</sup> definiram coeficiente de atrito como a força exercida por dois corpos em contato tendendo a se opor ao deslocamento tangencial relativo de outro corpo. Existem duas formas de atrito: 1) atrito estático, que impede o movimento e 2) atrito dinâmico (cinético), que ocorre durante o movimento.

Assim, o coeficiente de atrito é um parâmetro que deve ser analisado quando a movimentação dentária é o objetivo do ortodontista. Deve-se reconhecer a contribuição do atrito de cada componente do aparelho, como braquetes e fios, para que o movimento do dente individual possa ser controlado através da aplicação de forças. Desta forma, pode-se minimizar o atrito existente antes e durante o movimento dentário, gerando um sistema de forças mais eficiente e favorável à posição dentária pretendida. Pratten et al.<sup>46</sup>, salientaram que o coeficiente de atrito estático gerado entre fios e braquetes ortodônticos durante a movimentação dentária pode ser minimizado para permitir um movimento dentário adequado.

Um número significativo de fatores influencia o coeficiente de atrito, evidenciando a sua natureza multifatorial. Muitas pesquisas têm se concentrado no estudo dos componentes do sistema de forças, considerando as influências do fio com relação à liga<sup>46</sup>, seção transversal<sup>19</sup> e rugosidade de superfície<sup>17</sup>. Outros fatores investigados incluem aspectos relacionados aos braquetes, como material<sup>56</sup>, tamanho do slot<sup>38</sup>, largura<sup>56</sup> e rugosidade de superfície<sup>40</sup>. Ainda a influência da angulação entre fios e braquetes<sup>51</sup>, da forma de fixação dos fios nos slots dos braquetes<sup>42</sup> e da saliva<sup>30</sup> tem sido considerada.

Muitos estudos já foram realizados na busca de uma associação favorável de diferentes tipos de braquetes e fios. Entretanto, a exigência estética dos pacientes teve seu limiar aumentado em decorrência dos novos materiais disponíveis como, por exemplo, braquetes estéticos. Então, proporcionar um sistema de forças adequado não é mais o único objetivo do ortodontista. Deve-se reconhecer os coeficientes de atrito dos braquetes e fios selecionados para que se possa utilizá-los sem prejuízo ao tratamento ortodôntico.

Birnie<sup>5</sup> salientou que a aparência dos aparelhos ortodônticos fixos é uma preocupação particular de muitos pacientes e que o desenvolvimento de aparelhos que combinem tanto estética aceitável quanto desempenho técnico adequado tem permanecido uma meta evasiva.

Segundo Omana, Moore e Bagby<sup>45</sup> e Tselipis, Brockhurst e West<sup>53</sup>, os braquetes estéticos possuem maior coeficiente de atrito quando comparados com os braquetes metálicos, atuando como uma força contrária ao movimento desejado. No entanto, novos materiais foram desenvolvidos com expectativas de satisfazer o paciente sob o ponto de vista estético e também satisfazer o ortodontista sob o ponto de vista mecânico. Todas essas considerações induzem à necessidade de se realizar estudos para avaliar o coeficiente de atrito dos materiais atualmente

disponíveis no mercado. Assim, conhecendo as propriedades dos braquetes e fios, é possível fazer uma cautelosa seleção dos mesmos, obtendo melhor controle do movimento dentário. Franco, Spiller e Fraunhofer<sup>10</sup> ainda salientaram que o surgimento de braquetes estéticos com componentes metálicos trouxe à tona uma nova área para as pesquisas sobre atrito.

Alguns autores<sup>7,28</sup> se referiram ao beta-titânio como uma liga ortodôntica com propriedades únicas e com excelente equilíbrio entre as mesmas para muitas aplicações ortodônticas. Porém, outros<sup>12,20</sup> têm chamado a atenção com relação ao alto coeficiente de atrito que esses fios apresentam. Desta forma, investigações sobre o atrito da liga de beta-titânio são pertinentes.

Dentro do presente contexto de redução de força de atrito na interface fio/braquete, nenhuma combinação é ideal, já que não existe um par, hoje, cujos materiais eliminem o atrito entre seus membros de oposição. Considerando a limitação intrínseca, o melhor que pode ser feito é minimizar as forças de atrito. Assim fazendo, a fração de força aplicada nos dentes, que contribui para a movimentação dos mesmos, é menor e se diz que o aparelho é mais eficaz<sup>31</sup>.

## PROPOSIÇÃO

A proposta dos autores no presente estudo foi verificar se existem diferenças significativas entre os coeficientes de atrito de braquetes de aço inoxidável (Dynalock®-Unitek), braquetes estéticos com slot de aço inoxidável (Clarity®-Unitek) e estéticos convencionais (Allure®-GAC), quando utilizados com fios de aço inoxidável e beta-titânio (TP Orthodontics).

## MATERIAL E MÉTODO

### Material

- Braquetes de aço inoxidável Edgewise Dynalock® (3M/Unitek, Monrovia, Calif., USA) com slot .022" x .028";

- Braquetes estéticos (alumina policristalina) Edgewise com slot .022" x .028": Clarity® (3M/Unitek, Monrovia, Calif., USA) e Allure® (GAC International, Commack, NY, USA);

- Fios de beta-titânio .019" x .025" (0,48 mm x 0,64 mm) pré-contornados para arcos superiores longos (TP Orthodontics, Inc., USA);

- Fios de aço inoxidável .019" x .025" (0,48 mm x 0,64 mm) em vareta (TP Orthodontics, Inc., USA);

- Equipamento (Fig. 1) construído no Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da PUCRS (Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul), constituído dos seguintes itens:

- 1) Morsa de aço;
- 2) Estrutura de alumínio em forma de "U";
- 3) Bases de alumínio;
- 4) Recipiente de alumínio;
- 5) Fio de nylon;
- 6) Presilhas;
- 7) Roldana;
- 8) Extensômetros de resistência elétrica (Strain Gauges);
- 9) Condicionador de extensometria construído em laboratório;
- 10) Transdutor de força.

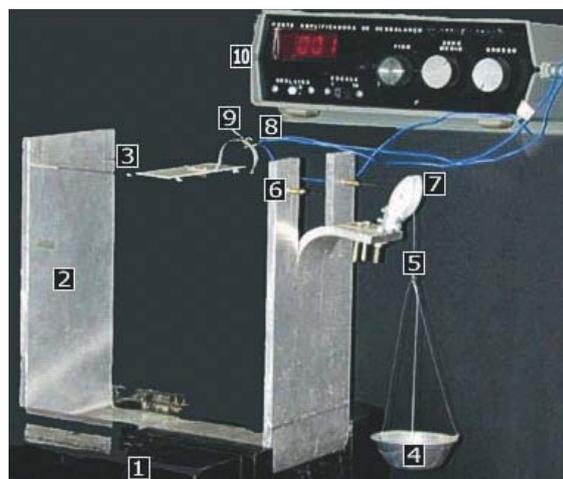


FIGURA 1 - Equipamento construído para testar o coeficiente de atrito entre fios e braquetes.

## Método

Para a realização dos testes, foi construído um equipamento junto ao Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da PUCRS. O dispositivo é composto por uma morsa de aço, cuja função é fixar uma estrutura de alumínio (na qual os fios selecionados para avaliação são suspensos), garantindo inércia sem vibração. Essa estrutura possui forma de "U" e cada parede da mesma apresenta dois furos nos quais os fios foram inseridos e fixados.

Foram utilizados dois segmentos de fios de aço inoxidável e beta-titânio (.019" x .025") com extensão de 4,5 cm para a realização dos testes. Os segmentos de aço foram obtidos de uma vareta e os de beta-titânio, da extremidade posterior reta de um fio pré-contornado para arco superior longo. Esses segmentos foram unidos em ambas extremidades a fios de aço inoxidável (.019" x .025") com 12 cm de comprimento. A união foi feita por meio de colas de contato a base de éster de cianoacrilato (Superbonder®) e resina epóxi e polimercaptanas (Durepox®), utilizando braquetes de pré-molares como guias (Fig. 2). A finalidade desse procedimento foi aumentar a extensão do fio testado de forma que ele pudesse ser inserido e fixado nos furos da parede lateral da estrutura de alumínio por meio de presilhas.

Foram cortadas três bases de alumínio para colagem dos braquetes. A função das bases é manter os braquetes fixos em uma determinada posição e servir como apoio para colocação de pesos padrão, que geram, conseqüentemente, uma força normal (N).

Quatro braquetes de cada tipo (Dynalock®,



FIGURA 2 - Utilização de braquetes de pré-molares como guias para união dos segmentos de fios.

Clarity® e Allure®) de pré-molares superiores foram colados com Superbonder® nas suas respectivas bases de alumínio (totalizando três bases, cada uma com quatro braquetes iguais - Fig. 3). Para a realização da colagem dos braquetes, utilizou-se um guia que teve como função mantê-los na mesma posição, independentemente da base em que foram colocados (Fig. 4).

Após a colagem dos braquetes, um transdutor de força foi fixado na base de alumínio. Na extremidade do transdutor, foi preso um fio de nylon que passou pela roldana e suportou um recipiente de alumínio. Nesse transdutor, foram conectados dois extensômetros que, através de suas microdeformações, permitiram que os sensores do condicionador de extensometria registrassem as informações através de valores de força em mV/V.

Com o intuito de investigar o coeficiente de atrito estático, mediu-se a força máxima aplicada antes das bases com os braquetes serem movidas ao longo dos fios, isto é, quando as mesmas estavam na iminência do movimento. A determinação do coeficiente de atrito estático é representada por  $\mu = F \div N$ .

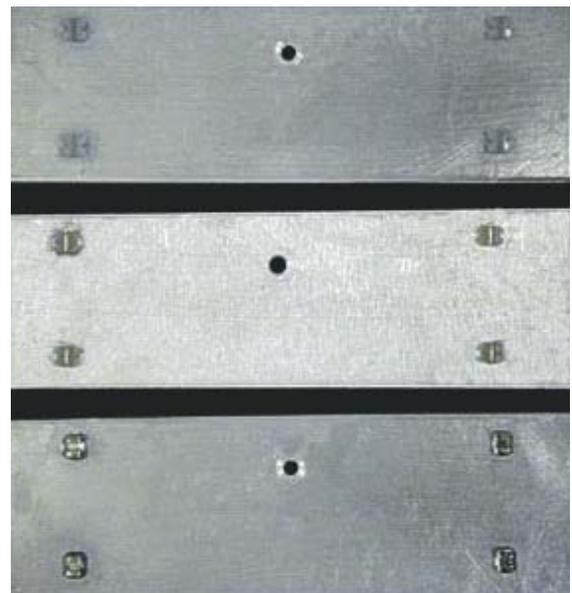


FIGURA 3 - Bases de alumínio com seus respectivos braquetes colados (de baixo para cima: Dynalock®, Clarity® e Allure®).

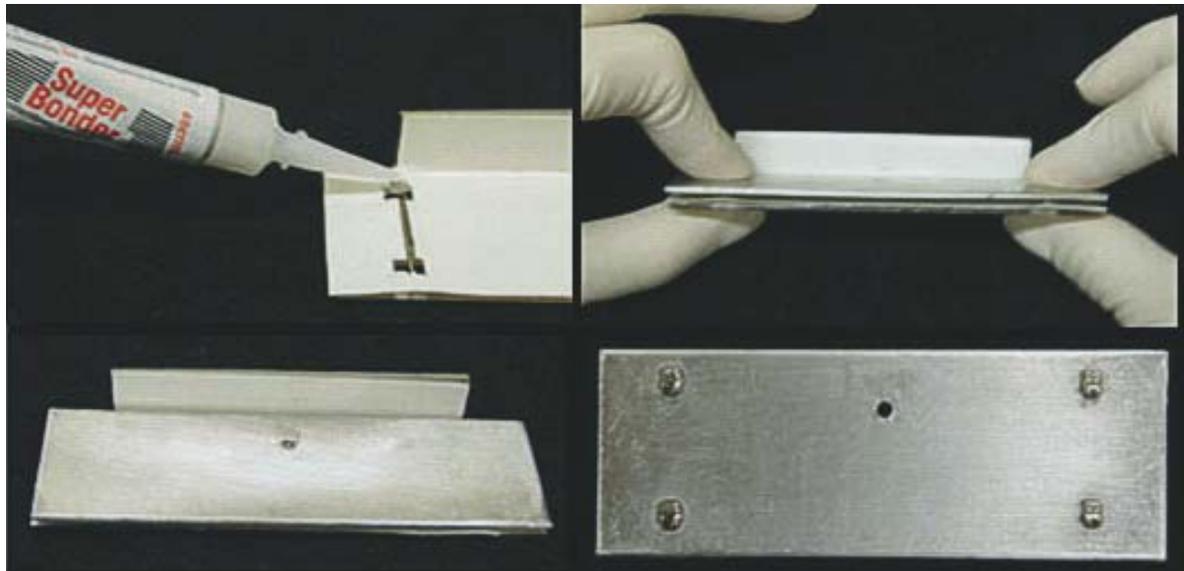


FIGURA 4 - Colagem dos braquetes com Superbonder® na base de alumínio utilizando um guia de acrílico para auxiliar no posicionamento dos mesmos.

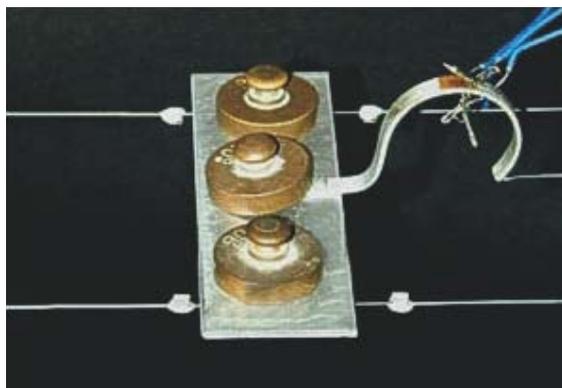


FIGURA 5 - Pesos padrão (três unidades com 20 g) posicionados sobre a base de alumínio.

Neste caso, " $\mu$ " é o coeficiente de atrito, " $\vec{F}$ " é a força de atrito e " $N$ " é a reação ao peso. Em um plano horizontal, a força normal ( $N$ ) possui o mesmo módulo da força peso. Salienta-se que o valor da força de tração registrado em mV/V no condicionador de extensometria foi convertido para grama (g) conforme equação desenvolvida a partir da calibragem do equipamento. Ressalta-se que cada vez que se alternou o fio ou braquete, uma nova calibragem foi realizada para assegurar que alterações, como por exemplo, oscilações de

voltagem, não iriam interferir nos resultados.

Minutos antes de realizar cada teste, os braquetes e fios foram mergulhados em etanol 95%, a fim de remover as impurezas e, então, foram secos com jatos de ar. Após, os fios foram colocados em posição, e a base de alumínio foi unida ao transdutor de força, sendo o conjunto pesado em uma balança, para que a força normal ( $N$ ) fosse calculada. Então, as bases com os braquetes foram posicionadas de modo que os slots encaixassem nos fios selecionados que estavam suspensos na estrutura de alumínio.

Sobre as bases, foram colocados três pesos padrão de latão, cada um com 20 g, totalizando uma carga de 60 g (Fig. 5). Após, com o auxílio de um conta gotas, foi-se colocando gotas de água no recipiente de alumínio que estava conectado aos extensômetros, até que se observasse algum movimento da base sobre os fios.

Nesse momento foi registrado, no condicionador de extensometria, o valor da força de atrito estático (mV/V), sendo que esse procedimento foi repetido três vezes para cada combinação de fio com braquete e o valor médio foi utilizado para calcular o coeficiente de atrito. Então, de posse do

valor de força já convertido para grama, pôde-se dividir o mesmo pela força normal (60 g + peso da base de alumínio unida ao transdutor) e encontrar o valor referente ao coeficiente de atrito estático de cada combinação fio/braquete.

Salienta-se que os testes foram realizados na temperatura ambiente da sala (30,5°C e 65,5% de umidade relativa) e no estado seco (sem lubrificação).

O tratamento estatístico deste trabalho envolveu:

- Análise do sistema de medição (Erro de Método);
- Estatística descritiva através de cálculos de médias e desvio-padrão;
- Análise gráfica através de gráfico de barras e Box Plot;
- Estimação por intervalo de confiança para o coeficiente de atrito;
- Análise de Variância (ANOVA) e Comparações Múltiplas de médias (teste de Tukey), para verificar quais médias diferiram significativamente quando se alterou o fio e/ou braquete<sup>39,44</sup>.

A validade das análises relativas às diferenças entre os fatores testados depende de um sistema de medição adequado<sup>15</sup>. Para verificar se o operador não provocou variabilidade, o que poderia comprometer a análise, realizou-se um estudo da variabilidade devido ao operador. Para tanto, dois operadores realizaram dez vezes as medições do coeficiente de atrito estático existente entre braquetes de aço inoxidável (Dynamlock®) e fios do mesmo material. Após o término dessas medições, cada um mediu novamente o atrito das mesmas peças (duas repetições).

## RESULTADO E DISCUSSÃO

Houston<sup>15</sup> desenvolveu um trabalho para avaliar como os erros de medição podem afetar a interpretação dos resultados e constatou que a replicação das medidas é importante no controle de erros acidentais. Também Albuquerque Junior, Santos-Pinto e Santos-Pinto<sup>1</sup> salientaram a necessidade de se determinar e avaliar a preci-

são de medidas sob condições de repetibilidade e reprodutibilidade, estabelecendo padrões mínimos de controle do erro e validação do método de ensaio. Desta forma, antes de serem iniciados os testes de atrito da presente investigação, foi quantificado o Erro de Método para comprovar a calibração do operador. Outros autores<sup>30,37,43</sup> também avaliaram o sistema de medição dos seus estudos.

Os resultados das análises para o estudo comparativo dos tipos de fios e braquetes são apresentados a seguir.

### Análise do sistema de medição - utilizando método da média e amplitude

Não houve interferência do operador nas medições. O gráfico 1 apresenta uma comparação entre os operadores.

### Análise do sistema de medição utilizando ANOVA - Análise de Variância

Não houve significância estatística ( $p > 0,05$ ), o que representa que não há diferenças estatísticas entre operadores e entre interação peça e operador.

**Tabela 1** - Resultado das variações do sistema de medição.

Descrição	Resultado
VO (variação devido ao operador)	0,0000
VP (variação devido à peça)	0,04765
VT (variação total)	0,102303

**Tabela 2** - Resultados da Análise de Variância.

Fonte de Variação	Soma quadrados	gl	Média quadrática	F	sig
Intercepto	1,967	1	1,967	5964,65	0,000
Peça	0,00478	9	0,000531	1,616	0,178
Operador	0,0000839	1	0,0000829	0,272	0,606
Peça operador	0,003589	9	0,0003988	1,213	0,341
Erro	0,00657	20	0,0003267		
Total	1,982	40			
Total corrigido	0,01503	39			

## ANÁLISE GRÁFICA

Foi incluída a condição de repetibilidade, avaliada nos gráficos 2 e 3. Essa condição ocorre quando não há variação dos fatores que podem contribuir com a variabilidade dos resultados de um método<sup>1</sup>.

## ANÁLISE DO EXPERIMENTO

A tabela 3 apresenta os fatores controláveis e os níveis testados.

A tabela 4 apresenta as médias do coeficiente de atrito para os fatores considerados. Similarmen- te, as tabelas 5 e 6 apresentam os valores médios

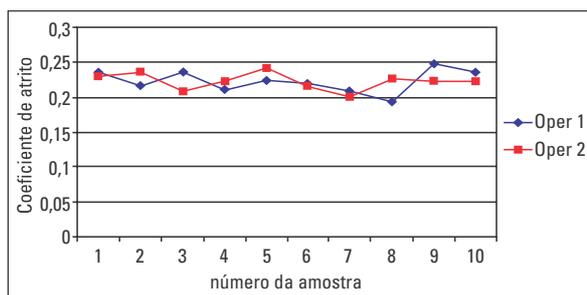


GRÁFICO 1 - Comparação das médias de repetições entre os operadores.

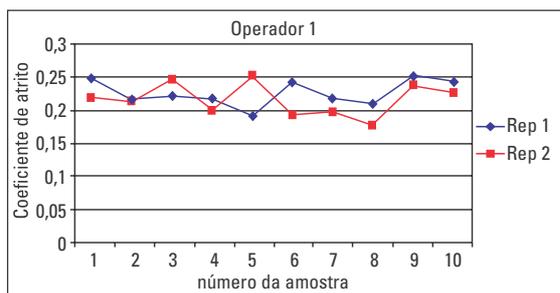


GRÁFICO 2 - Comparação entre as repetições para o operador 1.

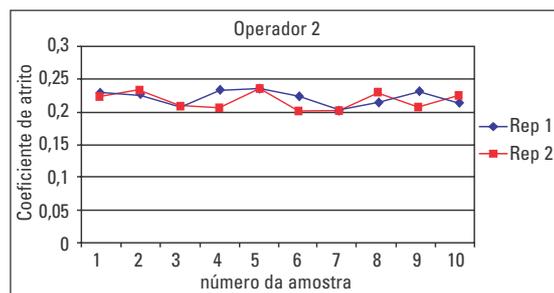


GRÁFICO 3 - Comparação entre as repetições para o operador 2.

Tabela 3 - Fatores controláveis e níveis testados	
Fatores controláveis	Níveis dos fatores controláveis
Fator 1: Fio	1. Aço inoxidável
	2. Beta-titânio
Fator 2: Braquete	1. Dynalock
	2. Clarity
	3. Allure

A variável resposta medida foi Y: coeficiente de atrito.

Tabela 4 - Valor médio do coeficiente de atrito.							
Fio	Braquete	Aço inoxidável			Beta-titânio		
		Dynalock	Clarity	Allure	Dynalock	Clarity	Allure
	Média	0,139	0,2532	0,3514	0,2701	0,3059	0,4336
	Desvio	0,0109	0,0181	0,0334	0,0143	0,0061	0,0133

**Tabela 5** - Valor médio do coeficiente de atrito geral de cada fio.

Fio	Aço inoxidável	Beta-titânio
Valor médio	0,2478	0,3365

**Tabela 6** - Valor médio do coeficiente de atrito geral de cada braquete.

Braquete	Dynalock	Clarity	Allure
Valor médio	0,2044	0,2796	0,3925

para cada fio e braquete. Salienta-se que Frank e Nikolai<sup>11</sup> afirmaram que os valores dos coeficientes de atrito estático e dinâmico geralmente apresentam magnitudes entre zero e um, conforme verificado no presente estudo.

De acordo com a tabela 4, percebe-se que os braquetes de aço inoxidável (Dynalock<sup>®</sup>) apresentaram coeficiente de atrito menor do que os braquetes estéticos convencionais (Allure<sup>®</sup>) ou com slot de aço inoxidável (Clarity<sup>®</sup>), independentemente do fio utilizado (aço inoxidável ou beta-titânio). Vários autores<sup>4,10,13,25,27,31,37,45,46,51</sup> já haviam constatado que geralmente os braquetes estéticos produzem mais atrito do que os braquetes de aço inoxidável. Jacobson<sup>19</sup> ainda salientou que isto é verdadeiro independentemente do material do slot do braquete estético, e Angolkar et al.<sup>2</sup> afirmaram que isto ocorre tanto no tamanho de slot .018" como no .022". Os últimos autores atribuíram as diferenças entre os braquetes às características de textura de superfície que cada material apresenta. Ghafari<sup>13</sup> salientou que as complicações decorrentes da utilização de braquetes cerâmicos (abrasão dentária e atrito elevado) tornam necessária uma seleção cuidadosa dos casos em que eles serão utilizados.

No estudo de Ireland, Sherriff e McDonald<sup>18</sup> e Matasa<sup>41</sup>, entretanto, os braquetes estéticos utilizados apresentaram uma aspereza reduzida e menor atrito quando comparados com os braquetes de aço inoxidável. Com exceção de Kusy e Whitley<sup>32</sup>, que não encontraram diferenças significativas entre os coeficientes de atrito dos dois tipos de braquetes, e Downing, McCabe e Gordon<sup>9</sup>, que afirmaram que o material do braquete exerce pouca influência na força de atrito, a maioria dos autores que testaram essa variável constataram que

braquetes estéticos produzem mais atrito do que braquetes de aço inoxidável.

Com relação aos fios, o de beta-titânio apresentou maior coeficiente de atrito quando comparado com o fio de aço inoxidável, conforme a tabela 5. Laferla<sup>38</sup> já havia constatado que o fio de aço inoxidável apresentou menor coeficiente de atrito e o de beta-titânio, maior, independentemente do braquete utilizado. Outros autores<sup>12,20,21,48,54</sup> também afirmaram isto. Angolkar et al.<sup>2</sup>, Karamouzou, Athanasiou e Papadopoulos<sup>24</sup> e Michelberger et al.<sup>43</sup>, além de concordarem com os demais autores, relacionaram os resultados com a rugosidade de superfície dos materiais, avaliada através de microscopia eletrônica. Ho e West<sup>14</sup> justificaram que isso ocorreu por causa da característica da superfície e também em função das diferenças na rigidez dos fios. Entretanto, outros autores apresentaram justificativas diferentes para o fato: a presença de uma camada de óxido ou lubrificação intrínseca pode influenciar o coeficiente de atrito desses materiais mais do que a rugosidade de superfície<sup>46</sup>; a abrasão mecânica do fio de beta-titânio pode ser responsável pelo maior atrito encontrado<sup>35</sup>; o atrito elevado dos fios de beta-titânio pode estar relacionado com a afinidade química dos materiais, velocidade de deslizamento e lubrificação saliva<sup>34</sup>.

Tidy<sup>52</sup> afirmou que os fios de beta-titânio geram uma força de atrito em torno de cinco vezes maior do que aquela do aço inoxidável e, portanto, salienta a desvantagem da utilização de fios resilientes como beta-titânio e níquel-titânio. Loftus et al.<sup>40</sup>, por outro lado, não verificaram diferença significativa entre fios de aço inoxidável e beta-titânio, mas essa conclusão pode ter sido influenciada pela falta de padronização da força

do amarrilho utilizado no estudo. Ireland, Sherriff e McDonald<sup>18</sup> salientaram que fios de aço inoxidável devem ser preferencialmente utilizados quando se deseja minimizar as forças de atrito durante mecânicas de deslizamento.

Na tabela 6 pode-se verificar, comparando os braquetes entre si, que o braquete de aço inoxidável (Dynalock<sup>®</sup>) obteve o menor coeficiente de atrito, o braquete estético com slot de aço inoxidável (Clarity<sup>®</sup>), coeficiente de atrito intermediário, e o braquete estético convencional (Allure<sup>®</sup>) obteve o maior coeficiente de atrito. Também no estudo de Kusy e Whitley<sup>36</sup> e Loftus et al.<sup>40</sup>, os resultados que haviam sido obtidos foram semelhantes ao desta pesquisa, ou seja, braquetes estéticos com slot de aço inoxidável geraram menos atrito do que braquetes estéticos convencionais. Ghafari<sup>13</sup>, da mesma forma, já havia afirmado que uma alternativa para diminuir o atrito na superfície de braquetes estéticos é a utilização de slots mais lisos, como aqueles incorporados com metal. Salienta-se, ainda, que tentativas para melhorar o coeficiente de atrito de braquetes de alumina policristalina foram realizadas por Kusy et al.<sup>29</sup>, mas o revestimento das superfícies de materiais ortodônticos ainda não é um procedimento usualmente empregado pelos fabricantes.

Vários autores<sup>6,9,13,14,24,37,47,50</sup> afirmaram que o maior coeficiente de atrito dos braquetes com slot cerâmico em relação ao daqueles com slot de aço inoxidável pode ser explicado pela superfície rugosa e pela dureza do óxido de alumínio dos

braquetes estéticos convencionais, que provoca arranhões no fio metálico relativamente macio, resultando em aumento do atrito.

### Intervalo de confiança para o coeficiente de atrito

A tabela 7 apresenta um intervalo de confiança de 95% para os valores médios do coeficiente de atrito. Esse intervalo, que já havia sido utilizado no estudo de Koran, Craig e Tillitson<sup>26</sup>, estima um limite inferior e superior no qual se acredita que a média populacional esteja contida, e os intervalos estimados à direita da tabela têm probabilidade de 0,95 de ser um intervalo que contém a média populacional. Nessa tabela pode ser vista a comparação entre os diferentes fios e braquetes utilizados e pode-se observar uma diferença não significativa entre o coeficiente de atrito do braquete de aço inoxidável (Dynalock<sup>®</sup>) e do braquete estético com slot de aço inoxidável (Clarity<sup>®</sup>) quando utilizados com o fio de beta-titânio (TP Orthodontics). Já quando esses braquetes foram utilizados com o fio de aço inoxidável (TP Orthodontics) verificou-se uma diferença significativa entre o coeficiente de atrito dos dois braquetes, sendo que o Clarity<sup>®</sup> apresentou valor médio superior. Kusy e Whitley<sup>36</sup>, por outro lado, haviam constatado que no estado seco o braquete Clarity<sup>®</sup>, utilizado com o fio de aço inoxidável (RMO Corp.), apresentou características de atrito similares aos braquetes convencionais de aço inoxidável (RMO Corp.); já no estado úmido, sua resistência ao deslizamento

**Tabela 7** - Intervalos de confiança para o valor médio do atrito.

Fator 1: Fio	Fator 2: Braquete	Média	Desvio-padrão	Intervalo de confiança (95%)	
				Limite Inferior	Limite Superior
Aço inoxidável	Dynalock	0,139	0,011	0,116	0,162
	Clarity	0,253	0,011	0,230	0,276
	Allure	0,351	0,011	0,328	0,374
Beta-titânio	Dynalock	0,270	0,011	0,247	0,293
	Clarity	0,306	0,011	0,283	0,329
	Allure	0,434	0,011	0,411	0,456

aumentou. Essas discordâncias podem ter ocorrido em função das diferentes marcas comerciais dos fios de aço inoxidável testados.

Ressalta-se que, apesar da diferença entre o coeficiente de atrito dos braquetes Dynalock® e Clarity® não ter sido significativa quando eles foram utilizados com o fio de beta-titânio, o valor médio do coeficiente de atrito do par envolvendo o braquete Dynalock® (0,270) foi menor do que o do braquete Clarity® (0,306). Spiller et al.<sup>49</sup> ressaltaram que a influência da composição do braquete sob um ângulo de zero grau é menor do que quando existe angulação entre fios e braquetes. Desta forma, sendo o teste realizado com algum torque, a diferença de atrito verificada entre braquetes estéticos e braquetes de aço inoxidável é ainda maior. Além disso, um fator que pode ter influenciado o resultado é o fato de os fios de beta-titânio apresentarem comportamentos anômalos em decorrência de sua estrutura química e das suas propriedades mecânicas. Vários autores<sup>14,22,31,35,38,43</sup> relataram que a maioria das exceções encontradas nos estudos estão vinculadas aos fios de beta-titânio.

Existem duas hipóteses para o resultado do coeficiente de atrito do braquete Clarity® ter sido superior em relação ao do Dynalock® quando os mesmos foram testados com o fio de aço inoxidável. A primeira está relacionada com a composição do aço inoxidável presente no slot de ambos braquetes: aço 302 no Clarity® e 303 no Dynalock®. Chiaverini<sup>8</sup> ressaltou que

o aço inoxidável 303 apresenta na sua composição uma porcentagem superior de enxofre que, quando unido com o manganês, forma sulfeto de manganês, composto que melhora a capacidade de lubrificação dos materiais (o manganês é um elemento que está presente em todos os tipos de aços inoxidáveis). Além disso, outro fator que pode ter influenciado no resultado é a diferença com relação ao processo de fabricação dos dois braquetes: o Dynalock® é feito em uma peça única (monobloco), e o Clarity® é formado pela união do slot metálico com o material estético. Essa junção ocorre quando o aço inoxidável e a cerâmica (óxido de alumínio), após terem sido submetidos ao calor de 800°C, são resfriados novamente à temperatura ambiente. Nesse momento o aço sofre uma força de tensão (para fora) e a cerâmica de compressão (para dentro), permitindo a união de ambos. Esse processo de fundição do metal à cerâmica talvez influencie de forma negativa o coeficiente de atrito do braquete, uma vez que poderão permanecer frestas entre os dois materiais.

Conforme a tabela 8, os fatores fio e braquete são considerados significativos a 1% ( $p < 0,001$ ), sendo que o efeito mais pronunciado foi o do braquete ( $F=162,44$ ). O efeito de interação (braquete\*fio) também foi significativo a 1% ( $p < 0,001$ ). Desta forma, pode-se dizer que, de acordo com o tipo de fio e braquete, o coeficiente de atrito se altera significativamente.

**Tabela 8 - Resultados da Análise de Variância.**

Fonte de Variação	Soma quadrados	Média quadrática	F	sig
Intercepto	1,536	0,0295	4640,690	0,000
Fator 1: Fio	0,0354	1,536	107,095	0,000
Fator 2: Braquete	0,108	0,0537	162,44	0,000
Fio*Braquete	0,0473	0,0236	7,154	0,009
Erro	0,00397	0,00310	0,000331	
Total	1,688	0,0003338		
Total corrigido	0,152			

r-quadrado ajustado: 0,963

Com o intuito de verificar quais médias diferem significativamente, procedeu-se a um teste de Comparações Múltiplas (teste de Tukey) entre as médias de cada fio e cada braquete (Tab. 9).

O gráfico 4 apresenta a interação entre os fatores fio e braquete. De acordo com esse gráfico, o braquete que apresentou coeficiente de atrito maior foi o Allure®, independentemente do fio utilizado. Em linhas gerais, o coeficiente de atrito é menor no braquete Dynalock® em associação com fios de aço inoxidável e beta-titânio. Alguns autores<sup>31,33,53</sup> já haviam confirmado os resultados com relação ao par com menor coeficiente de atrito: braquete de aço inoxidável com o fio do mesmo material. Ainda Articulo e Kusy<sup>3</sup> salientaram que isto é verdadeiro quando os pares encontram-se numa configuração passiva, ou seja, quando o ângulo entre o fio e o braquete é menor que o ângulo crítico.

O gráfico 5 expressa que o coeficiente de atrito

do braquete Allure® é maior do que o dos braquetes Clarity® e Dynalock®. O Dynalock®, por sua vez, apresentou coeficiente de atrito significativamente menor em relação aos demais quando utilizado com o fio de aço inoxidável. Já quando foi testado com o fio de beta-titânio, o seu coeficiente de atrito médio não apresentou diferenças significativas em relação ao coeficiente de atrito médio do braquete Clarity®.

Baseado no gráfico 6, observa-se que o coeficiente de atrito do fio de beta-titânio foi maior do que o do fio de aço inoxidável, independentemente do braquete utilizado, assim como no estudo de Kusy e Whitley<sup>32</sup>.

O Box-plot apresenta o desenho de uma caixa que contém 50% das observações. O valor central corresponde à mediana. Os extremos (hastes) correspondem aos limites, que se referem ao menor e maior valor observado. Quando há um ponto fora das hastes, significa que existe um valor atípico,

**Tabela 9 - Comparações Múltiplas entre os níveis dos fatores.**

FATOR 1	Aço inoxid.*Beta-titânio	p-valor	
(Fio)		0,0000	Existe diferença significativa
FATOR 2	Dynalock*Clarity	0,000	Existe diferença significativa
(Braquete)	Clarity*Allure	0,000	Existe diferença significativa
	Dynalock* Allure	0,000	Existe diferença significativa

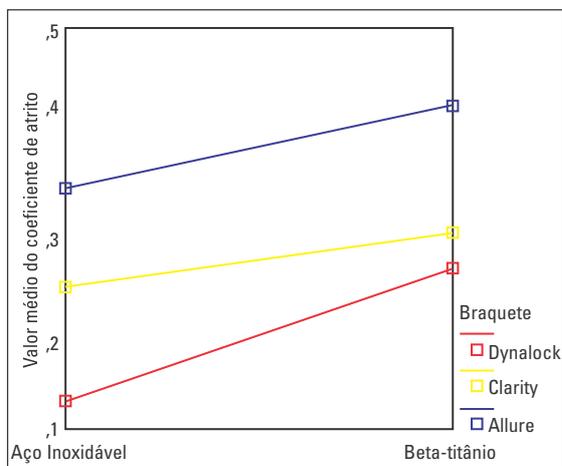


GRÁFICO 4 - Gráfico de interação entre os fatores fio e braquete.

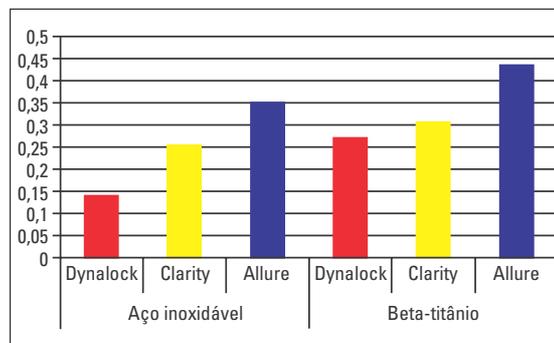


GRÁFICO 5 - Comparação do coeficiente de atrito entre os braquetes.

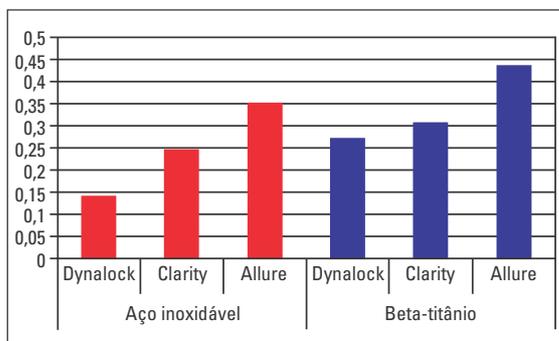


GRÁFICO 6 - Comparação do coeficiente de atrito entre os fios.

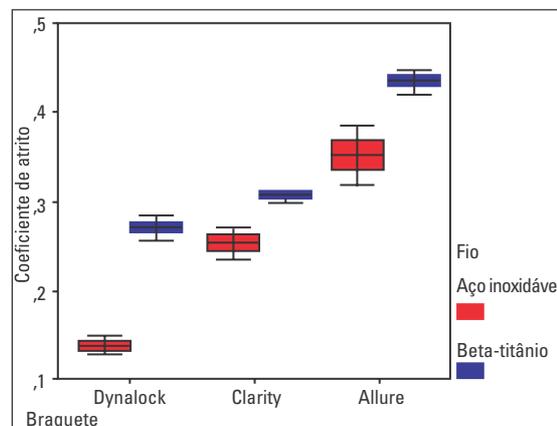


GRÁFICO 7 - Box-plot de comparação entre os diferentes braquetes e fios.

mas nesse caso não houve valores atípicos para nenhuma combinação fio/braquete. Quanto maior a amplitude das hastes, maior amplitude entre as medidas. Desta forma, o fio de aço inoxidável e o braquete Allure® apresentaram maior dispersão, enquanto o fio de beta-titânio juntamente com o braquete Clarity® apresentou menor dispersão entre as medidas.

Observa-se, por fim, que braquetes, fios e amarrilhos contribuem para o atrito gerado nos aparelhos ortodônticos durante a mecânica de deslizamento. A assimilação das conclusões deste e de outros estudos<sup>17,19,28,38,40,42,46,51,56,57</sup> sugere que forças de atrito geralmente aumentam com as seguintes variáveis: uso de fios contendo titânio ao invés de aço inoxidável, aumento da seção transversal do fio, utilização de fio com seção retangular ao invés de redonda, uso de braquetes estéticos ao invés de braquetes metálicos, aumento da angulação fio/braquete e da força de fixação do fio no slot do braquete (amarrilho). O tamanho do slot, por sua vez, exerce influência desprezível no atrito e variações como largura do braquete e presença de saliva permanecem controversas: interessante-mente tem-se dito que a saliva diminui, aumenta ou tem efeito insignificante no atrito. Desta forma, novas pesquisas são necessárias para que estas questões sejam esclarecidas.

## CONCLUSÃO

A partir da avaliação do coeficiente de atrito de braquetes de aço inoxidável (Dynalock®), estético com slot de aço inoxidável (Clarity®) e estético convencional (Allure®), e fios de aço inoxidável e beta-titânio, concluiu-se que:

- A combinação que apresentou menor coeficiente de atrito foi aquela composta pelo fio de aço inoxidável em conjunto com o braquete do mesmo material (Dynalock®);
- A combinação que apresentou maior coeficiente de atrito foi a do braquete Allure® com o fio de beta-titânio;
- O fio de beta-titânio apresentou coeficiente de atrito significativamente maior do que o fio de aço inoxidável, independentemente do braquete utilizado;
- O braquete Dynalock® não apresentou diferenças significantes em relação ao coeficiente de atrito do braquete Clarity®, quando o fio utilizado foi de beta-titânio. No entanto, quando o fio foi de aço inoxidável, o braquete Dynalock® apresentou coeficiente de atrito significativamente menor;
- O braquete Clarity® apresentou coeficiente de atrito significativamente menor do que o braquete Allure®, independentemente do fio utilizado.

## Evaluation of the friction coefficient of metal and esthetic brackets with stainless steel and beta-titanium wires

### Abstract

An important factor that defines the effectiveness of the appliances is the friction between the surfaces of wires and brackets. Thus, that study was developed in order to investigate the static friction coefficient between stainless steel and beta-titanium wires (TP Orthodontics) and the stainless steel brackets (Dynalock® - Unitek), esthetic brackets with a stainless steel slot (Clarity® - Unitek) and conventional esthetic brackets (Allure® - GAC). For this purpose, an equipment was built in the Department of Mechanical Engineering and Mechatronics at PUCRS. It should be stressed that before the tests began, the Method Error was quantified and it was found that there was no significant interference ( $p > 0,05$ ) by the factor operating in the measurements. From then, the friction coefficient could be calculated, obtained by dividing friction force by the normal load. The statistic method used in these study was Analysis of Variance (ANOVA) and Multiple Comparison test (Tukey). It was found that: 1) the combination with the lowest friction coefficient was constituted by the stainless steel wire against the Dynalock® bracket, and the one with the highest friction coefficient was that of the Allure® bracket with the beta-titanium wire; 2) the beta-titanium wire presented a friction coefficient that was significantly higher than the stainless steel wire; 3) the Dynalock® bracket did not present any significant differences in relation to the friction coefficient of the Clarity® bracket when the wire used was of beta-titanium. However, when the wire tested was of stainless steel, the Dynalock® bracket presented a significantly lower friction coefficient. The Clarity® bracket presented a significantly lower friction coefficient than the Allure® bracket.

**Key words:** Friction. Brackets. Orthodontic wires.

## REFERÊNCIAS

1. ALBUQUERQUE JUNIOR, H. R.; SANTOS-PINTO, A.; SANTOS-PINTO, L. A. M. Precisão de medidas cefalométricas: validade de métodos de ensaio. **R Dental Press Ortodon Ortop Maxilar**, Maringá, v. 7, n. 4, p. 57-62, jul./ago. 2002.
2. ANGOLKAR, P. V. et al. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 98, no. 6, p. 499-506, Dec. 1990.
3. ARTICOLA, L. C.; KUSY, R. P. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 115, no. 1, p. 39-51, Jan. 1999.
4. BEDNAR, J. R.; GRUENDEMAN, G. W.; SANDRIK, J. L. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 100, no. 6, p. 513-522, Dec. 1991.
5. BIRNIE, D. Ceramic brackets. **Br J Orthod**, London, v. 17, no. 1, p. 71-75, Feb. 1990.
6. BISHARA, S. E. Ceramic brackets and the need to develop national standards. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 117, no. 5, p. 595-597, May 2000.
7. BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Beta-titanium: a new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 77, no. 2, p. 121-132, Feb. 1980.
8. CHIAVERINI, V. **Aços e ferros fundidos**. 7. ed. São Paulo: ABM, 1998.
9. DOWNING, A.; MCCABE, J.; GORDON, P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. **Br J Orthod**, London, v. 21, no. 4, p. 349-357, Nov. 1994.
10. FRANCO, D. D.; SPILLER, R. E.; FRAUNHOFER, J. A. Frictional resistances using teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. **Angle Orthod**, Appleton, v. 65, no. 1, p. 63-74, Feb. 1995.
11. FRANK, C. A.; NIKOLAI, R. J. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 78, no. 6, p. 593-609, Dec. 1980.
12. GARNER, L. D.; ALLAI, W. W.; MOORE, B. K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise archwire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 90, no. 3, p. 199-203, Sept. 1986.
13. GHAFARI, J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. **Angle Orthod**, Appleton, v. 62, no. 2, p. 145-152, Summer 1992.
14. HO, K. S.; WEST, V. C. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. **Aust Orthod J**, Brisbane, v. 12, no. 2, p. 95-99, Oct. 1991.
15. HOUSTON, W. J. B. The analysis of errors in orthodontic measurements. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 83, no. 5, p. 382-390, May 1983.
16. HUFFMAN, D. J.; WAY, D. C. A clinical evaluation of tooth movement along archwires of two different sizes. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 83, no. 6, p. 453-459, June 1983.
17. HUNT, N. P. et al. An investigation into the effects of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires. **Angle Orthod**, Appleton, v. 69, no. 5, p. 433-440, Oct. 1999.

18. IRELAND, A. J.; SHERRIFF, M.; McDONALD, F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. **Eur J Orthod**, London, v. 13, no. 4, p. 322-328, Aug. 1991.
19. JACOBSON, A. Friction resistance evaluation of orthodontic brackets and archwires with sliding mechanics using quantified simulation of canine retraction. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 120, no. 6, p. 681, Dec. 2001.
20. KAPILA, S. et al. Effect of wire size and alloy on bracket-wire friction. **J Dent Res**, Chicago, v. 68, p. 386, 1989.
21. KAPILA, S. et al. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 98, no. 2, p. 117-126, Aug. 1990.
22. KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 96, no. 2, p. 100-109, Aug. 1989.
23. KAPUR, R.; SINHA, P. K.; NANDA, R. S. Comparison of friction resistance in titanium and stainless steel bracket. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 116, no. 3, p. 271-274, Sept. 1999b.
24. KARAMOUZOS, A.; ATHANASIOU, A. E.; PAPADOPOULOS, M. A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 112, no. 1, p. 34-40, July 1997.
25. KEITH, O.; JONES, S. P.; DAVIES, E. H. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. **Br J Orthod**, London, v. 20, n. 2, p. 109-115, May 1993.
26. KORAN, A.; CRAIG R. G.; TILLITSON, E. W. Coefficient of friction prosthetic tooth materials. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 27, no. 3, p. 269-274, Mar. 1972.
27. KUSY, R. P. Commentary: ceramic brackets. **Angle Orthod**, Appleton, v. 61, no. 4, p. 291-292, Winter 1991.
28. KUSY, R. P. Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic archwire materials. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 79, no. 6, p. 625-629, June 1981.
29. KUSY, R. P. et al. Coefficient of friction characterization of surface-modified polycrystalline alumina. **J Am Chem Soc**, Easton, v. 76, no. 2, p. 336-342, Feb. 1993.
30. KUSY, R. P.; O'GRADY, P. W. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part II - the active configuration. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 118, no. 6, p. 675-684, Dec. 2000.
31. KUSY, R. P.; SAUNDERS, C. R.; WHITLEY, J. Q. Improving arch mechanics through surface chemistry. In: NANDA, R. **Biomechanics in clinical orthodontics**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1997. p. 50-64.
32. KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q. Coefficients of friction for archwires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots: I, the dry state. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 98, no. 4, p. 300-312, Oct. 1990a.
33. KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 5, no. 4, p. 235-240, July 1989.
34. KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q. Effect of surface roughness on friction coefficients of archwire. **J Dent Res**, Chicago, v. 67, p. 361, 1988.
35. KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. **J Biomech**, New York, v. 23, no. 9, p. 913-925, Sept. 1990b.
36. KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. **Angle Orthod**, Appleton, v. 71, no. 5, p. 364-374, Oct. 2001.
37. KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q.; PREWITT, M. J. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. **Angle Orthod**, Appleton, v. 61, no. 4, p. 293-302, Winter 1991.
38. LAFERLA, M. R. Atrito: uma revisão. In: VIAZIS, A. D. **Atlas de ortodontia avançada**. São Paulo: Ed. Santos, 1999. p. 91-114.
39. LELES, C. R. Princípios de bioestatística. In: ESTRELA, C. **Metodologia científica: ensino e pesquisa em odontologia**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. p. 276-305.
40. LOFTUS, B. P. et al. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-archwire combinations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 116, no. 3, p. 336-345, Sept. 1999.
41. MATASA, C. G. Encaixe do bráquete examinado através do microscópio de força atômica (MFA). **R Dent Press Ortodon Ortop Maxilar**, Maringá, v. 2, n. 5, p. 60-75, set./out. 1997.
42. McKAMEY, R. P.; KUSY, R. P. Stress-relaxing composite ligatures wires: formulations and characteristics. **Angle Orthod**, Appleton, v. 69, no. 5, p. 441-449, Oct. 1999.
43. MICHELBERGER, D. J. et al. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 118, no. 6, p. 662-674, Dec. 2000.
44. MONTGOMERY, D. **Design and analysis of experiments**. 3th ed. New York: John Wiley & Sons, 1991.
45. OMANA, H. M.; MOORE, R. N.; BAGBY, M. D. Frictional properties of metal and ceramic brackets. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 26, no. 7, p. 425-432, July 1992.
46. PRATTEN, D. H. et al. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 98, no. 5, p. 398-403, Nov. 1990.
47. ROSE, C. M.; ZERNIK, J. H. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 30, no. 2, p. 78-84, Feb. 1996.
48. SAUNDERS, C. R.; KUSY, R. P. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 106, no. 1, p. 76-87, July 1994.
49. SPILLER, R. E. et al. Frictional forces in bracket-wire-ligature combinations. **J Dent Res**, Chicago, v. 69, p. 155, 1990.
50. TANNE, K. et al. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 106, no. 3, p. 273-278, Sept. 1994.
51. THORSTENSON, G. A.; KUSY, R. P. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 121, no. 5, p. 472-482, May 2002.
52. TIDY, D. C. Frictional forces in fixed appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 96, no. 3, p. 249-254, Sept. 1989.
53. TSELEPIS, M.; BROCKHURST, P.; WEST, V. C. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and archwires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 106, no. 2, p. 131-138, Aug. 1994.
54. VAUGHAN, J. L. et al. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 107, no. 1, p. 20-27, Jan. 1995.
55. WILLEMS, G. et al. Frictional behavior of stainless steel bracket-wire combinations subjected to small oscillating displacements. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 120, no. 4, p. 371-377, Oct. 2001.
56. WILLIAMS, J. K. et al. **Aparelhos ortodônticos fixos: princípios e prática**. São Paulo: Ed. Santos, 1997.
57. YAMAGUCHI, K. et al. A study of force application, amount of retarding force and bracket width in sliding mechanics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 109, no. 1, p. 50-56, Jan. 1996.

#### Endereço para correspondência

Cristine Pritsch Braga  
Rua Dr. Jorge Fayet, 537  
Chácara das Pedras  
Porto Alegre/RS  
Cep: 91330-330  
e-mail: crisbraga@terra.com.br