

Influência do Calibre dos Fios Ortodônticos e da Força de Ligação entre Braquetes e Fios no Coeficiente de Atrito

Influence of the Gauge of the Orthodontic Wires and of the Force Connecting the Brackets and Wires on the Friction Coefficient

Cristine Pritsch Braga*
Guilherme Drumond Vanzin**
Ernani Menezes Marchioro***
João Carlos Pinheiro Beck****
Luiz Glock*****

Braga CP, Vanzin GD, Marchioro EM, Beck JCP, Glock L. Influência do calibre dos fios ortodônticos e da força de ligação entre braquetes e fios no coeficiente de atrito. J Bras Ortodon Ortop Facial 2004; 9(52):391-7.

O atrito é definido como uma força que resiste ao movimento relativo entre dois corpos em contato, podendo ser estático ou dinâmico. O objetivo deste estudo foi avaliar o coeficiente de atrito estático entre braquetes e fios ortodônticos de aço inoxidável, variando a força de ligação entre os mesmos e o calibre dos fios. Para isso, utilizou-se fios de aço inoxidável .018x.025", .019x.025" e .021x.025", e braquetes do mesmo material, com slot .022x.028". Além disso, foi variada a força de ligação entre fios e braquetes, utilizando pesos-padrão de 60g e 90g. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e ao Teste de Comparações Múltiplas LSD, com significância $p < 0,05$. Os resultados indicaram que quando se utilizou pesos-padrão de 60g e 90g, o fio .021x.025" apresentou as maiores médias de coeficiente de atrito (0,103 e 0,141), seguido do fio .019x.025" (0,027 e 0,049) e fio .018x.025" (0,017 e 0,020); quando o peso-padrão de 90g foi utilizado, registraram-se as maiores médias de coeficiente de atrito (0,020; 0,049; e 0,141), em relação às médias encontradas quando se utilizou o peso-padrão de 60g (0,017; 0,027; e 0,103); as médias do coeficiente de atrito do fio .018x.025", com pesos-padrão de 60g e 90g, não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$); os fios .018x.025" e .019x.025" não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$) quando se utilizou o peso-padrão de 60g. De acordo com os resultados do presente estudo, pode-se concluir que os fios ortodônticos mais calibrosos apresentaram maior coeficiente de atrito estático quando comparados com os de menor calibre; quando aumentou-se a força de ligação entre braquetes e fios, houve um aumento concomitante do coeficiente de atrito estático; fios com menor calibre sofreram menor influência da força de ligação, com relação ao atrito; quando a força de ligação entre braquetes e fios foi menor, os valores do coeficiente de atrito estático foram semelhantes entre fios de menor calibre.

PALAVRAS-CHAVE: Fios ortodônticos; Braquetes ortodônticos; Atrito.

INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

O atrito é definido como uma força que resiste ao movimento relativo entre dois corpos em contato, podendo ser estático (aquele que impede o movimento) ou dinâmico (o qual ocorre durante o movimento). O atrito existente entre as superfícies de fios e braquetes ortodônticos sempre foi um foco de

preocupação dos Ortodontistas. Isto se deve ao fato de que, durante a movimentação dentária, o atrito é uma importante força contrária ao movimento ortodôntico. Portanto, deve ser controlado, a fim de que não seja necessário aumentar a magnitude da força aplicada (Michelberger *et al.*, 2000).

* Mestre em Ortodontia e Ortopedia Facial pela PUCRS; Rua Dr. Jorge Fayet, 537 – CEP: 91330-330, Porto Alegre, RS; e-mail: crisbraga@terra.com.br

** Mestre em Ortodontia e Ortopedia Facial pela PUCRS

*** Mestre em Ortodontia pela UFRJ-RJ; Doutor em Ortodontia pela UNESP – Araraquara-SP; Professor da Disciplina de Ortodontia da PUCRS

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

***** Doutor LD em Educação pela PUCRS; Professor Titular de Biostatística do curso de pós-graduação da CTBMF da PUCRS

Segundo Laferla (1999), existem inúmeros fatores que influenciam o coeficiente de atrito, entre eles, o calibre do fio e a força de ligação entre o braquete e o fio.

Andreasen, Quevedo (1970), Frank, Nikolai (1980) e Peterson *et al.* (1982), após avaliarem o comportamento de fios de aço inoxidável com braquetes do mesmo material, observaram que o calibre do fio é um fator significativo quando se está determinando a quantidade de força necessária para superar o atrito. Dessa forma, o calibre é diretamente proporcional à força necessária para iniciar o movimento dentário. Vaughan *et al.* (1995), Karamouzos *et al.* (1997) e Kusy, Whitley (1997) confirmaram que o atrito aumenta concomitante com o aumento da dimensão da seção transversal do fio. Andreasen, Quevedo (1970) afirmaram que isso ocorre em função de que fios com menor calibre possuem maior liberdade de movimento no *slot* do braquete.

Riley *et al.* (1979) utilizaram dois diferentes calibres de fios retangulares (.019x.025" e .021x.025") em conjunto com braquetes plásticos e de aço inoxidável. Os autores concluíram que, sob todas as condições, à medida que se aumentou a seção transversal do fio retangular, aumentou-se também a força de atrito entre braquetes e fios. Kapur *et al.* (1999), por sua vez, estudando o efeito da dimensão da seção transversal de fios retangulares de aço inoxidável com braquetes de aço e de titânio no coeficiente de atrito, constataram que há uma relação de proporcionalidade. Dessa forma, os braquetes de aço inoxidável apresentaram maior força de atrito estático e dinâmico, à medida que a seção transversal do fio aumentou. Entretanto, quando utilizaram braquetes de titânio, a força de atrito estático e dinâmico diminuiu à medida que o calibre do fio aumentou, mas essa diferença não foi significativa.

Tanne *et al.* (1991), testando diferentes dimensões de seções transversais de fios de cromo-cobalto (.018", .016x.022" e .017x.022") contra braquetes de aço inoxidável e braquetes estéticos, verificaram que a quantidade de movimento dentário diminuiu com o aumento da seção transversal do fio. Contudo, Tanne *et al.* (1994), posteriormente, avaliando os mesmos pares, constataram que houve um aumento desprezível das forças de atrito quando a seção transversal do fio foi aumentada.

Franco *et al.* (1995) e Downing *et al.* (1994) compararam a força de atrito estático de fios de aço inoxidável e níquel-titânio quando utilizados com braquetes de aço inoxidável e braquetes estéticos. Os autores verificaram um aumento da força de atrito concomitante com o aumento da seção transversal do fio, em todas as situações. Entretanto, Ireland *et al.* (1991) e Bednar *et al.* (1991), investigando os mesmos materiais, observaram que, quando braquetes estéticos foram utilizados, o atrito decresceu com o aumento do calibre do fio.

Garner *et al.* (1986), Kapila *et al.* (1989, 1990), avaliando o coeficiente de atrito de fios de aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio, utilizados com braquetes de aço inoxidável, verificaram que o aumento da seção transversal do fio geralmente resultou em aumento do atrito na interface fio/braquete. Em contrapartida, Tidy (1989), testando os mesmos pares, observou que a dimensão do fio exerceu pequena influência no atrito, e Michelberger *et al.* (2000) observaram que existe uma relação inversamente proporcional entre atrito e calibre, quando fios de beta-titânio são avaliados.

Keith, Orth (1993) estudaram o atrito entre braquetes de aço inoxidável e estéticos com fios de aço inoxidável e verificaram que, quanto maior a força de ligação entre eles, maior o atrito. Kusy, O'Grady (2000) avaliaram o atrito entre fios de aço inoxidável e beta-titânio, e braquetes de aço inoxidável e titânio, e também verificaram que o aumento da força de ligação causa aumento no atrito.

Yamaguchi *et al.* (1996) observaram que o aumento da força de ligação causa maior atrito quando a força aplicada está mais afastada do centro de resistência do dente. Contudo, quando a força é aplicada no centro de resistência, ocorre uma diminuição do atrito.

O objetivo deste estudo foi avaliar o coeficiente de atrito estático entre fios e braquetes de aço inoxidável, variando a força de ligação entre os mesmos e o calibre dos fios.

MATERIAL E MÉTODO

Materiais

TABELA 1: Lista de braquetes e fios ortodônticos utilizados no experimento.

Braquetes	Marca comercial	Quantidade	Especificações
Aço inoxidável	Morelli®	4	Slot .022x.028", com zero grau de angulação e torque
Fios	Marca comercial	Quantidade	Especificações
Aço inoxidável	TP Orthodontics®	1	Calibre .018x.025", Straight
Aço inoxidável	TP Orthodontics®	1	Calibre .019x.025", Straight
Aço inoxidável	TP Orthodontics®	1	Calibre .021x.025", Straight

Os materiais utilizados estão descritos na Tabela 1.

Montagem do equipamento

Foi desenvolvido um equipamento para testar o coeficiente de atrito, através de uma estrutura de alumínio com forma de "U", apresentando um sistema de roldana. Uma ponte amplificadora de desbalanço foi conectada ao equipamento para efetuar o registro dos valores de atrito. Nas duas laterais da estrutura de alumínio, foram confeccionados orifícios eqüidistantes, para permitir a entrada dos fios, sendo que a estrutura foi fixada em um torno de ferro.

Os braquetes utilizados no experimento foram fixados em uma base de alumínio com adesivo de cianoacrilato (Superbond[®]). Para a fixação, foi utilizada uma guia de colagem.

Antes de realizar os testes, os fios ortodônticos e as bases de alumínio, com os braquetes já fixados, foram submersos em etanol a 95%, com o intuito de promover a limpeza das superfícies. A seguir, os fios foram posicionados nos orifícios confeccionados nas laterais da estrutura de alumínio, e suas extremidades foram fixadas com parafusos.

Calibragem do equipamento

A base de alumínio foi unida através de um parafuso a um dispositivo de alumínio. Neste dispositivo, foram fixados extensômetros de resistência elétrica, que, por sua vez, foram conectados à ponte amplificadora de desbalanço. Na outra extremidade do dispositivo de alumínio, foi amarrado um fio de *nylon*, cuja função foi tracionar a base de alumínio. Em seguida, procedeu-se à aferição da base de alumínio numa balança de precisão.

A base de alumínio foi posicionada sobre os fios e encostada na parede da estrutura de alumínio. O fio de *nylon* foi posicionado sobre a roldana e na sua extremidade foi amarrado um recipiente de alumínio (Figura 1).

A ponte amplificadora de desbalanço foi ligada e zerada. Foram posicionados, então, dez pesos-padrão no recipiente de alumínio, na seguinte seqüência: 5g, 10g, 15g, 20g, 25g, 30g, 35g, 40g, 45g e 50g. À medida que o peso foi posicionado, uma força de tração provocou microdeformações no dispositivo de alumínio, captadas pelos extensômetros de resistência elétrica e transmitidas para a ponte amplificadora de desbalanço. Esta apresentou a deformação na unidade

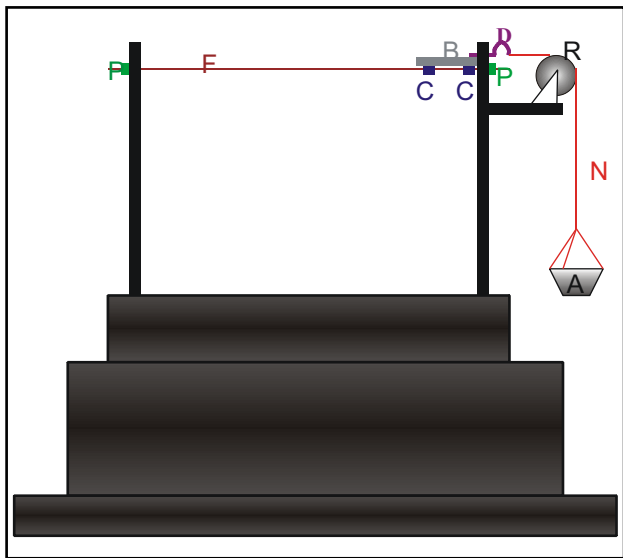


FIGURA 1: Desenho esquemático do equipamento de teste, em vista lateral. A base de alumínio (B), onde os braquetes (C) estão fixados, está posicionada sobre os fios (F) e encostada na parede da estrutura. Os fios já estão fixados na estrutura através dos parafusos (P). O recipiente de alumínio (A) é sustentado pelo fio de nylon (N), que por sua vez passa pela roldana (R), para se unir ao dispositivo de alumínio (D).

GRÁFICO 1: Exemplo da calibragem do equipamento.



milivolt/Volt (*mV/V*). Então, para cada peso na unidade gramas (*g*), foi computado um valor em *mV/V*. Depois disso, foi confeccionado um gráfico da relação *g* e *mV/V* (Gráfico 1).

Protocolo do teste

Os *slots* dos braquetes foram posicionados de forma passiva sobre os fios, que já estavam fixados na estrutura de alumínio. A ponte amplificadora de desbalanço foi zerada novamente. Sobre a base de alumínio, foram posicionados pesos-padrão de 60g e 90g. Esses pesos representaram a variação da força de ligação entre o braquete e o fio.

Iniciou-se a deposição de gotas de água no recipiente de alumínio, através de um conta-gotas (Figura 2). À medida que o volume de água no recipiente de alumínio aumentou, criou-se uma força de tração no dispositivo de alumínio no qual estavam fixados os extensômetros de resistência elétrica. Essa força provocou microdeformações na estrutura do dispositivo de alumínio, captadas pelos extensômetros e transmitidas para a ponte amplificadora de desbalanço, que, por sua vez, computou os valores desta distorção em *mV/V*. Esses valores correspondem à força de atrito estática (*f_e*) entre os braquetes e fios em contato. No momento em



FIGURA 2: Início da deposição de água no recipiente de alumínio, através de um conta-gotas.

que os braquetes entraram em movimento, um observador registrou o valor expresso em *mV/V* pela ponte amplificadora de desbalanço.

Dessa forma, o valor obtido em *mV/V* foi comparado no gráfico de calibragem do equipamento (Gráfico 1) e convertido para *g*. Para calcular o coeficiente de atrito estático (μ_e), foi necessário obter a força normal (*N*). Essa força foi representada pelos pesos padrão posicionados sobre a base de alumínio, mais o próprio peso da base com os braquetes fixados, aferida previamente ao teste. Portanto, foi calculado o μ_e a partir da seguinte fórmula:

$$\mu_e = \frac{f_{e \text{ máxima}}}{N}$$

Este protocolo de teste foi repetido cinco vezes, para cada combinação fio/braquete. Cada teste foi realizado com 60g e 90g (somados ao peso das bases com os braquetes) de força normal.

Todos os testes foram realizados à temperatura de 28°C e umidade relativa do ar de 57,5%.

Tratamento estatístico

O coeficiente de atrito estático é a variável resposta, e o calibre do fio e força normal são os fatores controlados da análise. Através da Análise de Variância (ANOVA), pôde-se calcular a significância destes fatores e a interação entre eles, sendo o intervalo de confiança de 95%. Para avaliar as diferentes combinações fio/braquete, foram realizadas comparações múltiplas através do teste LSD.

TABELA 2: Número de testes entre os diferentes calibres de fios e pesos-padrão utilizados.

PESO-PADRÃO	60g	15
	90g	15
CALIBRE	.018x.025"	10
	.019x.025"	10
	.021x.025"	10

TABELA 3: Médias e intervalos de confiança do coeficiente de atrito estático entre os diferentes calibres e pesos-padrão utilizados.

PESO-PADRÃO	CALIBRE	Médias	Desvio-padrão	Média do intervalo de confiança 95%		Mínimo	Máximo
				Mínimo	Máximo		
60g	.018 x .025"	0,01767	0,00216	0,01499	0,02035	0,01671	0,02152
	.019 x .025"	0,02707	0,00558	0,02014	0,03399	0,01924	0,03392
	.021 x .025"	0,10321	0,01758	0,08138	0,12505	0,08103	0,12926
90g	.018 x .025"	0,02089	0,00308	0,01707	0,02475	0,01538	0,02227
	.019 x .025"	0,04940	0,00574	0,04228	0,05654	0,04171	0,05570
	.021 x .025"	0,14131	0,00987	0,12906	0,15357	0,13373	0,15786

TABELA 4: Análise de variância do coeficiente de atrito estático entre os diferentes calibres e pesos-padrão

Fonte da variação	Soma dos quadrados	gl	Média Quadrática	F	Significância
Intercepto	0,10800	1	0,10800	1332,741	,000
PESO-PADRÃO	0,00338	1	0,00338	41,775	,000
CALIBRE	0,06009	2	0,03004	371,628	,000
PESO-PADRÃO *	0,00153	2	0,00076	9,433	,001
CALIBRE					
Erro	0,00194	24	0,00008		
Total	0,17500	30			
Total corrigido	0,06693	29			
r-quadrado ajustado:	0,965				

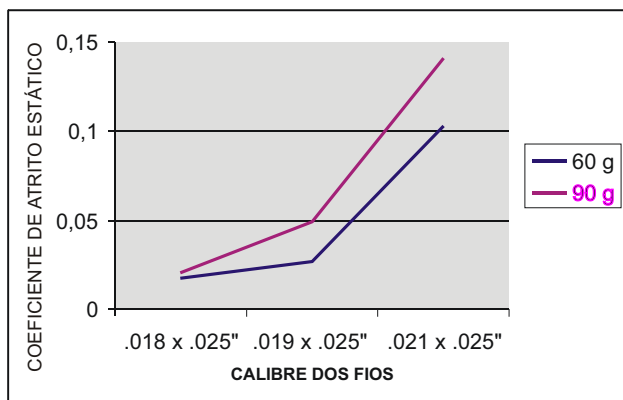


GRÁFICO 2: Comparação das médias do coeficiente de atrito estático entre os diferentes calibres e pesos-padrão utilizados.

TABELA 5: Teste de Comparações Múltiplas LSD do coeficiente de atrito estático entre os diferentes calibres e pesos-padrão utilizados.

	.018x.025"	.019x.025"	.021 x .025"
60g	A	A	C
90g	A	B	D

Combinações com letras diferentes possuem diferença significativa ($p < 0,05$).

RESULTADOS

DISCUSSÃO

Neste estudo, cada combinação de braquete e fio foi testada cinco vezes, da mesma forma que Drescher *et al.* (1989), Pratten *et al.* (1990), Rose, Zernik (1996), Stannard *et al.* (1986), Tanne *et al.* (1991) e Tidy (1989). A tração dos braquetes foi realizada através de um sistema com roldana, e a força foi aplicada por meio da deposição de gotas de água, semelhante ao sistema utilizado por Pratten *et al.* (1990).

De acordo com a Tabela 3 e o Gráfico 2, utilizando pesos-padrão de 60g e 90g, o fio .021x.025" apresentou as maiores médias de coeficiente de atrito (0,103 e 0,141), seguido do fio .019x.025" (0,027 e 0,049) e fio .018x.025" (0,017 e 0,020). Na Tabela 4, pode-se observar uma diferença altamente significativa ($p=0,000$) do coeficiente de atrito entre os diferentes calibres de fios. Este resultado é semelhante ao encontrado por Andreasen, Quevedo (1970), Frank, Nikolai (1980), Ogata *et al.* (1996) e Thomas *et al.* (1998).

Segundo Laferla (1999) e Jacobson (2001), quando se aumenta a seção transversal do fio, a força de atrito durante o deslizamento se torna maior, devido à dimi-

nuição do espaço no *slot* do braquete, aumentando a rigidez do fio e gerando uma maior força de atrito. Além disso, Ogata *et al.* (1996) observaram que fios mais largos aumentam a interface fio/braquete e isto, por sua vez, afeta a resistência ao deslizamento.

De acordo com a Tabela 3 e o Gráfico 2, quando o peso-padrão de 90g foi utilizado, registraram-se as maiores médias de coeficiente de atrito (0,020; 0,049; e 0,141), em relação às médias encontradas quando se utilizou o peso-padrão de 60g (0,017; 0,027; e 0,103). De acordo com a Tabela 4, comprovou-se que esta diferença foi altamente significativa ($p=0,000$). Este resultado vem ao encontro do estudo de Keith, Orth (1993), no qual os autores concluíram que, quanto maior a força de ligação, maior o atrito.

Na Tabela 5, pode-se observar que fios com menor calibre sofrem menos influência da força de ligação com relação ao atrito. As médias do coeficiente de atrito do fio .018x.025", com pesos-padrão de 60g e 90g, não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$). Quando a força de ligação utilizada foi menor, o coeficiente de atrito foi semelhante entre os fios de menor calibre. Isso fica evidente na medida em

que os fios .018x.025" e .019x.025" não apresentaram diferença significativa ($p>0,05$) quando se utilizou o peso de 60g. Quando a força de ligação foi maior, o calibre do fio foi determinante no coeficiente de atrito. Isso pode ser observado quando se utilizaram os fios .018x.025", .019x.025" e .021x.025" e se verificou que houve diferença significativa nas médias de atrito ($p<0,05$), com o peso padrão de 90g.

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados do presente estudo, libre.

pode-se concluir que:

- Fios ortodônticos mais calibrosos apresentaram maior coeficiente de atrito estático quando comparados com os menos calibrosos.
- Quando se aumentou a força de ligação entre braquetes e fios, houve um aumento concomitante no coeficiente de atrito estático.
- Fios com menor calibre sofreram menos influência da força de ligação, com relação ao atrito.
- Quando a força de ligação entre braquetes e fios foi menor, os valores do coeficiente de atrito estático foram semelhantes entre fios de menor ca-

Braga CP, Vanzin GD, Marchioro EM, Beck JCP, Glock L. Influence of the gauge of the orthodontic wires and of the force connecting the brackets and wires on the friction coefficient. J Bras Ortodon Ortop Facial 2004; 9(52):391-7.

Friction is defined as a force that resists relative movement between two bodies in contact. It may be static or dynamic. The objective of this study was to evaluate the coefficient of static friction between brackets and orthodontic wires of stainless steel, varying the connection force between them and the caliber of the wires. For this purpose .018x.025", .019x.025" and .021x .025" stainless steel wires were used, and brackets of the same material with a .022x .028 slot. Besides this, the force of the connection between wires and brackets was varied, using standard 60g and 90g weights. The results were submitted to Analysis of Variance (ANOVA) and to the LSD Multiple Comparison Test, with $p<0,05$ significance. The results indicated that when standard 60g and 90g weights were used, the .021x.025" wire presented the highest means of friction coefficient (0,103 and 0,141), followed by the .019x.025" wire (0,027 and 0,049) and .018x.025" wire (0,017 and 0,020); when the standard 90g weight was used, the highest mean friction coefficients were recorded (0,020; 0,049 and 0,141), as compared to the means found when the standard weight of 60g was used (0,017; 0,027 and 0,103); the means of the .018x.025" wire friction coefficient, with standard weights of 60g and 90g, did not present a significant difference ($p>0,05$); the .018x.025" and .019x.025" wires did not present a significant difference ($p>0,05$), when the standard weight of 60g was used. According to the results of the present study, it may be concluded that the broader gauge orthodontic wires presented a higher static friction coefficient when compared to the narrower gauge ones; when the connection force between brackets and wires was increased, there was a concurrent increase in the coefficient of static friction; narrower gauge wires underwent less influence from the connection force as regards friction; when the connection force between brackets and wires was smaller, the values of the static friction coefficient were similar among narrower gauge wires.

KEYWORDS: Orthodontic wires; Orthodontic brackets; Friction.

REFERÊNCIAS

- Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the .022x.028" edgewise bracket *in vitro*. J Biomech 1970; 3(2):151-60.
- Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 100(6):513-22.
- Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Br J Orthod 1994; 21(4):349-57.
- Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and archwire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989; 96(5):397-404.
- Franco DD, Spiller RE, Fraunhofer JA. Frictional resistances using teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. Angle Orthod 1995; 65(1):63-74.
- Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. Am J Orthod 1980; 78(6):593-609.
- Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1986; 90(3):199-203.
- Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. Eur J Orthod 1991; 13(4):322-8.
- Jacobson A. Friction resistance evaluation of orthodontic brackets and archwires with sliding mechanics using quantified simulation of canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 120(6):681.
- Kapila S *et al*. Effect of wire size and alloy on bracket-wire friction. J Dent Res 1989; 68:386 (Special Issue A. Abstract 1636).
- Kapila S *et al*. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990; 98(2):117-26.
- Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of friction resistance in titanium and stainless steel bracket. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 116(3):271-4.
- Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997; 112(1):34-40.
- Keith O, Orth M. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. Br J Orthod 1993; 20(2):109-15.
- Kusy RP, O'Grady PW. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part II – The active configuration. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000; 118(6):675-84.
- Kusy RP, Whitley JQ. Evaluation of frictional coefficients of titanium *versus* stainless steel brackets. J Dent Res 1997a; 76:401 (Special Issue A – Abstract 3101).

Laferla MR. Atrito: uma revisão. In: Viazis AD. Atlas de ortodontia avançada. São Paulo: Santos; 1999. p.91-114.

Michelberger DJ *et al.* The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 118(6):662-74.

Ogata RH *et al.* Frictional resistance in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109(5):535-42.

Peterson L, Spencer R, Andreasen G. A comparison of friction resistance for Nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets. *Quintessence Int* 1982; 13(5):563-71.

Pratten DH *et al.* Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98(5):398-403.

Riley JL, Garrett SG, Moon PC. Friction forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. *J Dent Res* 1979; 58:98 (Special Issue A. – Abstract 21).

Rose CM, Zernik JH. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1996; 30(2):78-84.

Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986; 89(6):485-91.

Tanne K *et al.* Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(3):273-

8.

Tanne K *et al.* Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 1991; 61(4):285-90.

Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative *in vitro* study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligature. *Eur J Orthod* 1998; 20(5):589-96.

Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96(3):249-54.

Vaughan JL *et al.* Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107(1):20-7.

Yamaguchi K *et al.* A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109(1):50-6.

Recebido para publicação em: 15/05/03

Enviado para análise em: 09/06/03

Aceito para publicação em: 23/06/03