

# Influência do Tipo de Bracket e da Angulação de Segunda Ordem sobre as Forças de Fricção

Natascha Fernandes\*, Jorge Leitão\*\*, Luis Jardim\*\*\*

**Resumo:** Este estudo teve por objectivo avaliar a fricção estática e cinética geradas por um bracket convencional (Mini-Diamond, Ormco), dois brackets de auto-ligação (Damon 2, Ormco e In-Ovation, GAC) e o bracket triangular Viazis, variando a angulação de segunda ordem entre o bracket e o fio metálico (0°, 4° e 8°). Arcos de aço inoxidável (0.019 x 0.025 polegadas) foram movimentados através de brackets com ranhura de 0.022 polegadas. As forças de fricção foram medidas usando uma máquina universal de testes Instron. Os dados foram submetidos a uma análise de variância factorial (3 x 4 ANOVA) seguida da comparação de médias segundo o método de Bonferroni-Dunn.

A fricção estática e cinética foram significativamente influenciadas ( $p < 0.0001$ ) pelo tipo de bracket e pela angulação de segunda ordem. Independentemente do bracket, as forças de fricção aumentaram com a angulação. Na angulação de 0°, foram encontrados valores de fricção estática e cinética significativamente inferiores nos brackets de Viazis e Damon 2. O bracket de Viazis produziu ainda valores significativamente inferiores de fricção estática e cinética na angulação de 4° e de fricção cinética na angulação de 8°.

Em conclusão: 1) As forças de fricção estática e cinética aumentaram com a angulação de segunda ordem, para todos os tipos de brackets. 2) Os brackets de auto-ligação passiva reduziram significativamente a fricção, mas apenas na angulação de 0°. 3) Nas angulações mais altas de 4° e 8°, os brackets de Viazis produziram forças de fricção cinética significativamente inferiores, em comparação com os brackets convencionais.

**Palavras-Chave:** Fricção; Auto-ligação; Bracket; Angulação

**Abstract:** The objective of this study was to determine the influence of bracket design on static and kinetic frictional forces, while varying second-order angulation. Static and kinetic friction generated by one conventional twin-bracket (Ormco Mini-Diamond), two self-ligating brackets (Ormco Damon 2 and GAC Innovation) and the triangular Viazis bracket were measured at three different angulations (0°, 4° and 8°). Stainless steel archwires (0.019 x 0.025 inch) were drawn through brackets (0.022 in slot) fixed on acrylic cylinders mounted on a specially designed and machined apparatus which allowed variation of second-order angulation. Frictional forces were measured using an Instron universal testing machine. Each of the 12 bracket/angulation combinations was tested 10 times. Data was analysed by a 3 x 4 factorial Anova followed by Bonferroni-Dunn comparison of means. Static and kinetic friction were significantly affected ( $p < 0.0001$ ) by both second order angulation and bracket type. With increasing angulation, friction increased for all bracket types. At 0° angulation, significantly lower static and kinetic frictional values were found for the Viazis and self-ligating brackets. Significantly lower static and kinetic frictional forces at 4° angulation and kinetic frictional forces at 8° angulation were produced by the Viazis bracket. In conclusion: (1) When second-order angulation was increased, friction increased for all bracket types. (2) Self-ligating brackets effectively reduced friction in the passive 0° angulation state but not at higher angulations. (3) At higher 4° and 8° angulations, only the Viazis bracket produced significantly lower frictional forces, in comparison with the conventional twin-bracket.

**Key-words:** Friction; Self-ligating; Bracket; Angulation

(Fernandes N, Leitão J, Jardim L. Influência do Tipo de Bracket e da Angulação de Segunda Ordem sobre as Forças de Fricção. Rev Port Estomatol Cir Maxilofac 2005;46:133-143)

\* Médica Dentista, Assistente Convidada de Ortodontia na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa

\*\* Médico Estomatologista, Professor Catedrático, Regente de Biomateriais na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa

\*\*\* Médico Dentista Especialista em Ortodontia, Professor Catedrático, Regente de Ortodontia na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa

## INTRODUÇÃO

A fricção é uma variável incontável produzida durante o tratamento ortodôntico. Os efeitos negativos da fricção sobre a eficiência da aparatologia fixa ortodôntica estão bem documentados<sup>(1-10)</sup>. As forças da fricção podem resultar numa diminuição das forças ortodônticas efectivamente aplicadas superior a 50%<sup>(1)</sup>. Estas forças de fricção, para além de impedirem o movimento dentário, contribuem em grande medida para a perda de ancoragem, reduzindo a eficiência do aparelho ortodôntico e prolongando o tempo de tratamento<sup>(2-10)</sup>. Por outro lado, as forças de fricção afectam os rácios momento/força aplicados aos dentes, alterando os respectivos centros de rotação<sup>(10)</sup>.

A fricção é geralmente definida como a força que impede ou resiste o movimento relativo de dois objectos em contacto. A direcção das forças de fricção é tangente à interface comum entre os dois corpos, ou seja, paralela ao movimento de deslizamento<sup>(9,11,12)</sup>. Quando duas superfícies deslizam uma contra a outra, a força de fricção (F) é directamente proporcional à força perpendicular (N) que pressiona as superfícies entre si, de modo que  $F = \mu N$ , onde  $\mu$  é o coeficiente de fricção entre os materiais em contacto<sup>(9,13)</sup>. Deste modo, os factores que determinam a fricção durante a mecânica de deslizamento são o coeficiente de fricção entre as superfícies em contacto e a força aplicada entre estas superfícies.

Em ortodontia fixa, a mecânica de deslizamento usa-se para encerrar espaços resultantes de extracção dos dentes, para a distalização de dentes com o objectivo de aumentar o comprimento da arcada e durante os procedimentos de retracção de dentes anteriores, em que os fios deslizam dentro dos brackets e tubos vestibulares posteriores. Neste tipo de mecânica, o movimento dentário no sentido mesio-distal realiza-se pelo movimento do dente ao longo de um fio metálico ligado a um bracket ortodôntico. Em consequência, verifica-se um movimento relativo entre bracket e fio metálico com resistência provocada por fricção ao nível desta interface. A fricção entre o bracket e o fio oferece resistência ao movimento do bracket e, consequentemente, do dente, na direcção pretendida.

Existem dois tipos de fricção, a fricção estática e a fricção cinética, sendo ambas produzidas durante a mecânica de deslizamento. A força estática de fricção (Fk) é a força que tem que ser superada para se iniciar o movimento do dente, correspondendo ao produto do coeficiente de fricção estática ( $\mu_k$ ) e da força perpendicular (N)<sup>(11)</sup>. A força cinética

de fricção (Fk) é a resistência ao movimento, sendo o produto do coeficiente cinético da fricção ( $\mu_k$ ) e da força perpendicular (N)<sup>(11)</sup>. As magnitudes dos coeficientes da fricção estática e cinética variam entre 0 e 1<sup>(11)</sup>. Deste modo, para se iniciar o movimento dentário, é necessário que a força estática de fricção seja superada<sup>(5,8,14)</sup>.

A continuidade de movimento dentário requer forças superiores à soma da força cinética de fricção com a resistência oferecida pelo periodonto. Fases de angulação alta são inevitáveis quando se usa a mecânica de deslizamento. O movimento de um dente ao longo de um fio ortodôntico não corresponde a um movimento de translação pura, podendo antes ser dividido numa série de movimentos de inclinação, *binding* e verticalização, que resultam no deslocamento do dente ao longo do fio ortodôntico<sup>(1,9,11,15,16)</sup>. Como o ponto de aplicação da força se situa longe do centro de resistência do dente, a aplicação da força mesio-distal cria um momento que provoca a inclinação e a rotação do dente, com o movimento da coroa do dente no sentido distal. A angulação entre o bracket e o fio ortodôntico elimina o espaço livre entre a ranhura do bracket e o fio, dando início ao fenómeno de *binding*. A deformação elástica do fio produz então movimentos de contra-rotação e de contra-inclinação no dente devido ao binário de forças resultante do contacto do fio com as margens diagonalmente opostas da ranhura do bracket, transportando então a raiz do dente na mesma direcção da coroa e permitindo uma aproximação ao movimento de translação<sup>(1,9)</sup>.

No estudo do movimento ortodôntico de dentes, ambas as formas de fricção (estática e cinética) são importantes, devido a esta série de fases de inclinação, *binding* e verticalização que constituem o movimento dentário.

A resistência friccional depende de uma complexidade de factores, biológicos e mecânicos. Os factores biológicos que influenciam a fricção incluem a presença de saliva<sup>(1,5,6,17-25)</sup>, película adquirida, corrosão ou placa bacteriana<sup>(1)</sup>, as forças de mastigação<sup>(26)</sup>, o grau de mobilidade dentária<sup>(10,15)</sup> e a resistência biológica<sup>(1,27,16)</sup> oferecida pelas estruturas anatómicas que suportam os dentes. Os factores mecânicos incluem o tipo e a força de ligação entre o bracket e o fio<sup>(4,5,10,11,13,24,28-39)</sup>, as ligas metálicas<sup>(1-3,6,7,11-15,18,21-25,27,28,32,36,39-57)</sup> e as dimensões dos fios ortodônticos<sup>(1-3,11,13,15,17,29,32,38-40,43,47,52,55,56,58-60)</sup>, a largura<sup>(1,11,16,27,30,47,58)</sup> e o material<sup>(2,3,6,7,12,13,22,23,25,28,29,32,34,37,40,43,55-63)</sup> dos brackets, a distância entre os brackets<sup>(11,64)</sup>, e a angulação de segunda ordem entre o bracket e o fio ortodôntico<sup>(7,8,10,11,13,25,44,52,53,57,61,60,65-67)</sup>.

Uma maneira de reduzir a fricção é a redução da força de ligação aplicada no bracket. Tem sido estimado que a

força perpendicular aplicada pela ligação varia entre 50g e 300g<sup>(4)</sup>. De um modo geral, as ligaduras de aço inoxidável demonstram 2.7 a 3 vezes mais variabilidade nas forças de fricção, em comparação com as ligaduras elastoméricas<sup>(28)</sup>. Mesmo quando o mesmo operador coloca ligaduras de aço inoxidável “soltas” e “apertadas”, os níveis de fricção podem variar entre 38% e 58 %, respectivamente<sup>(26-33)</sup>. Consoante as condições experimentais, encontramos trabalhos demonstrando os mesmos níveis de fricção para os módulos elastoméricos e para as ligaduras de aço inoxidável<sup>(4,10,28)</sup>, níveis de força mais leves para as ligaduras de aço inoxidável<sup>(5,29,37,38)</sup> e níveis de força maiores para as ligaduras de aço-inoxidável<sup>(30)</sup>.

Os brackets de auto-ligação eliminam a necessidade de ligaduras e portanto, uma das fontes de força perpendicular. Todos os brackets de auto-ligação têm uma quarta parede móvel, cujo deslizamento transforma o bracket num tubo rectangular através do qual passa o fio ortodôntico.

Existem dois tipos de brackets de auto-ligação: 1) os que têm um fecho em forma de uma mola elástica que se pressiona contra o fio ortodôntico (SPEED e In-Ovation)<sup>(5,29,36-39,53,66-69,71)</sup> e 2) aqueles cujo fecho de autoligação não pressiona o fio ortodôntico (Activa e Damon SL II)<sup>(12,37-39,43,53,66,67,70,71)</sup>. Estes últimos brackets não provocam qualquer aplicação de força sobre o fio ortodôntico no estado passivo, quando a angulação bracket/ fio é de 0°. Nos últimos anos, vários brackets e fios ortodônticos têm sido introduzidos numa tentativa de conseguir uma redução nos níveis de fricção, tendo por objectivo um movimento dentário mais fisiológico e possivelmente, uma redução no tempo do tratamento.

O presente estudo teve por objectivos: 1) determinar a influência do desenho do bracket sobre os níveis de fricção, comparando as forças de fricção produzidas por diversos tipos de brackets ortodônticos e 2) avaliar o efeito da variação na angulação de segunda ordem entre o bracket e o fio ortodôntico sobre a fricção produzida.

Numa tentativa de simular a situação clínica, em que a inclinação mesio-distal é comum, o estudo foi realizado no estado passivo, sem qualquer angulação entre o bracket e o fio ortodôntico, e também em angulações pré-definidas de 4° e 8°. Uma vez que o movimento dentário ortodôntico consiste numa série de movimentos interrompidos e não num movimento contínuo, as duas formas de fricção, estática e cinética, foram avaliadas neste estudo.

## MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo laboratorial envolveu a determinação das forças de fricção estática e cinética geradas por diferentes tipos de brackets ortodônticos, variando a angulação de segunda ordem entre brackets e fios metálicos.

Foram avaliados os brackets de auto-ligação (Figura 1) In-Ovation (GAC International Inc, Central Islip, EUA) e Damon 2 (Ormco Corp, Glendora, CA, EUA), o bracket triangular Viazis (FastBraces, Plano, TX, EUA) e um bracket convencional (Mini-Diamond, Ormco Corp, Glendora, CA, EUA). Os valores de angulação de segunda ordem entre o bracket e o fio metálico foram de 0°, 4° e 8°.

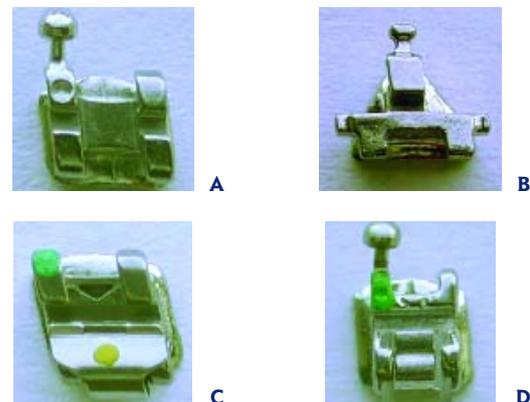


Figura 1 - Brackets avaliados: A) Mini-Diamond B) Viazis C) In-Ovation D) Damon 2

A amostra incluiu um total de 120 espécimes bracket/fio metálico, sendo cada grupo experimental constituído por 10 espécimes (Figura 2). Foram utilizados brackets para caninos superiores direitos, com ranhura rectangular de 0.022 por 0.028 polegadas e arcos pré-formados de aço inoxidável com secção rectangular de 0.019 x 0.025 polegadas. Cada um dos brackets e fios metálicos foi testado apenas uma vez, de modo a eliminar a influência do desgaste das superfícies metálicas; cada arco de aço inoxidável testado tinha o comprimento de 6 cm, usando-se apenas os dois segmentos terminais de cada arco pré-formado.

Os testes de fricção estática e cinética foram realizados com um sistema universal de testes Instron Series IX (Instron Corp, Canton, MA, EUA). A máquina foi calibrada e o valor fixado a zero antes dos testes de cada série bracket/angulação. O estudo foi realizado em condições

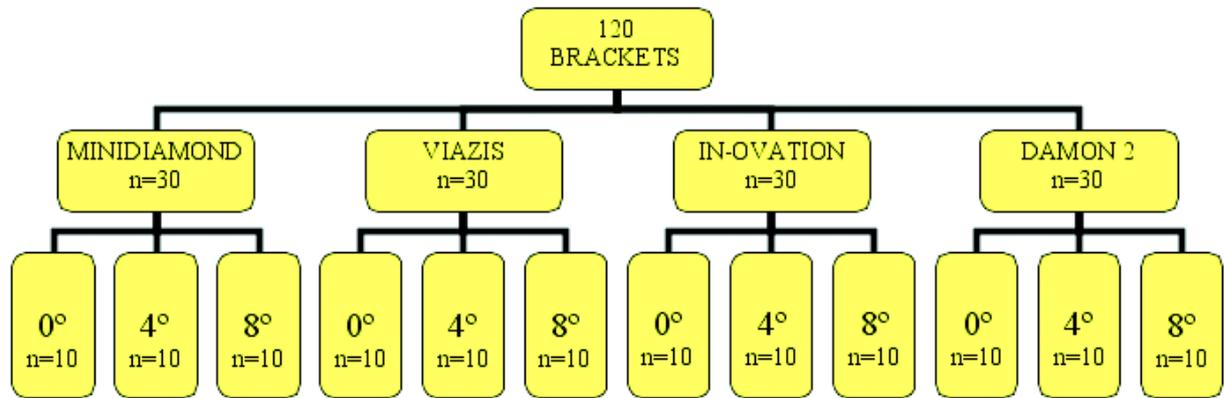


Figura 2 - Distribuição dos 120 espécimes bracket/fio metálico pelos 12 grupos experimentais (n=10)

secas sem qualquer tipo de lubrificação. Os brackets foram fixados sobre as superfícies de blocos cilíndricos de resina autopolimerizável inseridos num dispositivo especialmente desenhado e construído para a realização dos testes, montado no braço fixo do Instron. Os efeitos de torque e de angulação de cada bracket foram eliminados usando um fio de secção rectangular de 0.019 x 0.025 polegadas de aço inoxidável (GAC internacional, Central Islip, NY, EUA) durante a colagem do bracket. O desenho do dispositivo (Figura 3) permitiu a rotação do cilindro de acrílico até se obter a angulação desejada entre o bracket e o fio ortodôntico (0°, 4° e 8°) e incluiu dois cilindros metálicos de modo que um deles se situou 10 mm acima e o outro 10 mm abaixo do centro do bracket fixado, com o objectivo de manter a angulação do fio ortodôntico enquanto este se movimentava. Estes dois cilindros rodavam livremente durante o deslizamento do fio, de modo a não influenciar os valores de fricção.

Os fios ortodônticos foram fixados ao braço móvel do Instron com a ajuda de um outro dispositivo desenhado para o efeito (Figura 4). A ligação aos brackets Mini-Diamond e Viazis foi efectuada utilizando módulos elastoméricos não estirados aplicados com o Straight Shooter Ligature Gun (TP Orthodontics, La Porte, IN, EUA). Uma força axial foi utilizada para movimentar o fio ortodôntico através do bracket a uma velocidade constante de 5 mm/minuto (velocidade do braço móvel), para uma distância total de 5.2 mm.

Os níveis de força necessários para movimentar o fio ao longo do bracket foram registados e os valores transmitidos ao disco rígido de um computador. Os dados foram registados num sistemas de coordenadas XY, em que o eixo

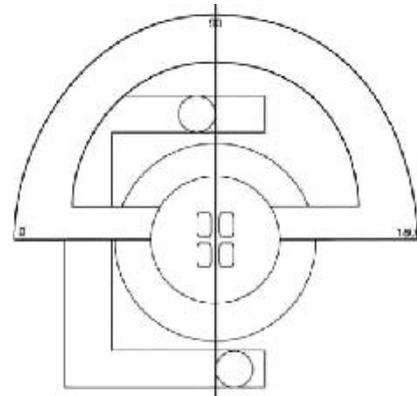


Figura 3 - Dispositivo utilizado para obter a angulação desejada entre o bracket e o fio ortodôntico (0°, 4° e 8°)



Figura 4 - Dispositivo utilizado para fixação dos fios ortodônticos ao braço móvel do Instron

X registou o movimento do fio em mm por segundo e eixo Y registou a força de fricção entre o bracket e o fio em Newtons. A subida inicial máxima registada na tabela de registo de Instron foi considerada a fricção estática. O valor médio de 5 registos igualmente espaçados no tempo foi

considerado a fricção cinética.

A análise estatística descritiva dos valores obtidos nos testes de fricção estática e cinética foi feita para todos os grupos experimentais estudados (média, variância, desvio padrão, erro da média, valor máximo e mínimo). Os valores de fricção estática e cinética foram submetidos a uma análise de variância com duas dimensões (2-way ANOVA), com o tipo de bracket e a angulação de segunda ordem como variáveis independentes. Em caso de interação significativa entre os dois factores principais, foram efectuadas análises de variância com uma dimensão avaliando o efeito do tipo de bracket sobre a fricção, para cada uma das angulações testadas. As comparações múltiplas entre os diferentes tipos de bracket foram feitas com testes post hoc, segundo o método de Bonferroni-Dunn. O nível de significância estatística foi fixada em 5% (probabilidade de erro do tipo 1 > 0.05).

## RESULTADOS

Os resultados da análise de variância a duas dimensões (Tabelas 1 e 2) demonstraram que tanto a fricção estática como a cinética foram influenciadas significativamente pela angulação de segunda ordem ( $p < 0.0001$ ) e pelo tipo de bracket ( $p < 0.0001$ ). Verificou-se ainda uma interação significativa entre angulação e tipo de bracket ( $p < 0.05$ ), pelo que os valores de fricção produzidos pelos diferentes tipos de bracket foram comparados separadamente para cada uma das angulações.

Nas tabelas 3 e 4, apresenta-se a estatística descritiva da fricção estática e cinética bem como a comparação entre

os diferentes grupos experimentais. De um modo geral, os valores médios de fricção aumentaram muito significativamente quando se passou da angulação de 0° para a angulação de 4°, voltando praticamente a duplicar com o aumento para 8° (Gráficos 1 e 2).

Na angulação de 0°, a fricção estática média variou entre 30.6 e 110.1 gr e a fricção dinâmica entre 32.6 e 116.0 gr. Tanto os brackets de auto-ligação (Damon 2 e In-Ovation) com o bracket Viazis registaram forças de fricção estática e cinética significativamente inferiores relativamente ao bracket convencional Mini-Diamond ( $p < 0.0001$ ). Os brackets Viazis e Damon 2 produziram ainda forças de fricção estática e cinética significativamente inferiores comparativamente ao bracket In-Ovation ( $p < 0.005$ ). Não se observaram significativas entre os brackets Viazis e Damon 2.

Na angulação de 4°, a fricção estática média variou entre 269.8 e 469.3 gr e a cinética entre 313.2 e 547.8 gr. O bracket Viazis registou forças de fricção estática e cinética significativamente inferiores relativamente aos restantes tipos de bracket ( $p < 0.0001$ ), não se observando diferenças significativas entre os brackets Mini-Diamond, In-Ovation e Damon 2.

Na angulação de 8°, os valores médios de fricção estática voltaram a aumentar para 653.9 a 990.7 gr. O bracket Viazis produziu valores de fricção significativamente mais baixos do que o bracket In-Ovation ( $p < 0.0001$ ). As restantes comparações não foram estatisticamente significativas. A fricção cinética variou entre 764.7 e 1036.0 gr, sendo a fricção média produzida pelo bracket Viazis significativamente inferior ( $p < 0.0001$ ) relativamente às dos restantes brackets. Não se observaram diferenças significativas entre os brackets Damon, In-Ovation e Mini-Diamond.

	DF	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	Valor F	Valor P
Angulação	2	15356568.62	7678284.31	609.17	< .0001
Bracket	3	581898.27	193966.09	15.39	< .0001
Interação (Angulação x Bracket)	6	210787.99	35131.33	2.79	.0147
Residual	108	1361287.57	12604.51		

Tabela 1 – Análise de variância com duas dimensões: fricção cinética

	DF	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	Valor F	Valor P
Angulação	2	11438773.31	5719386.65	278.63	< .0001
Bracket	3	690909.55	230303.18	11.22	< .0001
Interação (Angulação x Bracket)	6	291800.10	48633.35	2.37	.0345
Residual	108	2216914.24	20526.98		

Tabela 2 – Análise de variância com duas dimensões: fricção estática

	Angulação					
	0°		4°		8°	
Bracket	Média*	DP	Média*	DP	Média*	DP
Mini-Diamond	116.0 <sup>c</sup>	28.8	489.8 <sup>b</sup>	104.7	959.9 <sup>b</sup>	157.5
In-Ovation	66.9 <sup>b</sup>	20.2	547.8 <sup>b</sup>	132.7	1036.0 <sup>b</sup>	135.3
Damon	37.5 <sup>a</sup>	13.2	500.5 <sup>b</sup>	131.6	993.1 <sup>b</sup>	184.5
Viazis	32.6 <sup>a</sup>	22.9	313.2 <sup>a</sup>	124.1	764.7 <sup>a</sup>	104.2

\* Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas

Tabela 3 – Estatística descritiva da fricção cinética (gr) e comparação entre grupos experimentais.

	Angulação					
	0°		4°		8°	
Bracket	Média*	DP	Média*	DP	Média*	DP
Mini-Diamond	110.1 <sup>c</sup>	26.3	448.9 <sup>b</sup>	102.9	885.0 <sup>ab</sup>	159.3
In-Ovation	64.5 <sup>b</sup>	18.2	469.3 <sup>b</sup>	115.7	990.7 <sup>b</sup>	301.0
Damon	29.6 <sup>a</sup>	14.8	403.7 <sup>b</sup>	88.3	725.1 <sup>ab</sup>	277.8
Viazis	30.6 <sup>a</sup>	20.0	269.8 <sup>a</sup>	102.2	653.9 <sup>a</sup>	96.4

\* Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas

Tabela 4 – Estatística descritiva da fricção estática (gr) e comparação entre os grupos experimentais

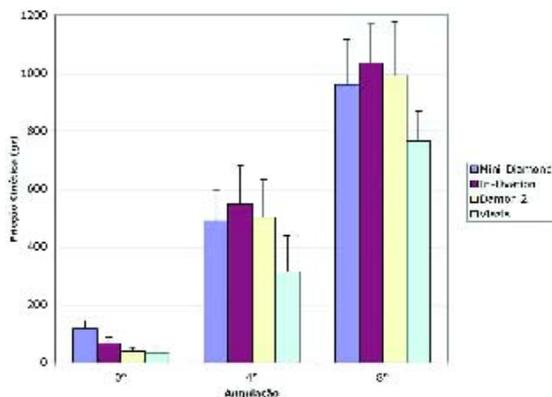


Gráfico 1 - Fricção cinética média e desvios-padrão nos 12 grupos experimentais

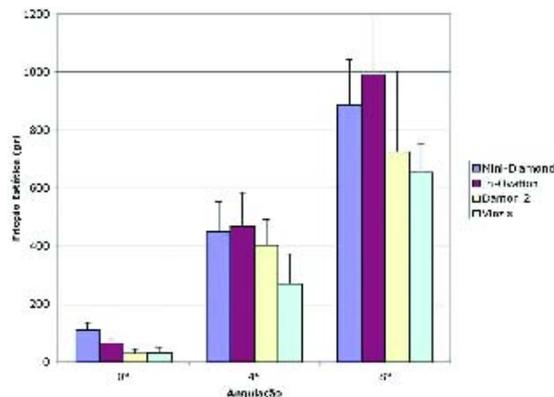


Gráfico 2 - Fricção estática média e desvios-padrão nos 12 grupos experimentais

## DISCUSSÃO

No presente estudo, a angulação de segunda ordem teve um efeito muito significativo sobre a fricção produzida pelos diferentes tipos de bracket estudados.

Na angulação de 0°, existe espaço livre entre o fio e o bracket, sendo a resistência ao deslizamento constituída apenas por fricção clássica, que depende dos coeficientes de fricção dos materiais em contacto e da força perpendicular. Na configuração activa, quando existe angulação entre o bracket e o fio, o espaço livre entre o bracket e o fio desaparece, produzindo-se um binário de forças que, por sua vez, aumenta a fricção por criar forças perpendiculares nas margens opostas do bracket<sup>(11,71)</sup>. A interferência entre o bracket e o fio leva ao fenómeno conhecido por *binding* que se sobrepõe à fricção clássica<sup>(57,58)</sup>. O ângulo em que o espaço livre entre o bracket e o fio desaparece é designado por ângulo crítico de contacto<sup>(51,58,61,64)</sup>.

O ângulo crítico de contacto marca assim o limiar entre a fricção clássica e os fenómenos relacionados com *binding*<sup>(61,64,67)</sup>. Na configuração passiva, quando a angulação bracket / fio é menor do que o ângulo crítico de contacto, apenas a fricção clássica é importante. Com o aumento da angulação de segunda ordem entre o bracket e o fio ortodôntico, o valor contribuído pela fricção clássica à resistência ao deslizamento permanece estável e, nestas condições, a componente de fricção produzida pelos fenómenos de *binding* adiciona-se à resistência friccional<sup>(51,57,61)</sup>.

Deste modo, o aumento de fricção com o aumento na angulação pode ser devido a este fenómeno de *binding*. O fenómeno de *binding* pode ser de dois tipos<sup>(64)</sup>: 1) a deformação elástica, onde o fio e o bracket recuperam a forma inicial quando a força é eliminada ou 2) a deformação plástica onde o bracket ou, mais provavelmente, o fio ou até ambos mudam definitivamente de forma. Este segundo tipo de *binding* designa-se por '*notching*'. Quando existe *notching*, o movimento dentário cessa completamente<sup>(64,67)</sup>.

A configuração activa com *binding* observa-se a partir de uma angulação que pode variar entre os 3 e os 7 graus<sup>(57)</sup>. Nesta situação, um bracket com um ângulo crítico de contacto maior permite o deslizamento do dente sem os fenómenos de *binding* ou *notching* quando a angulação bracket / fio tem um baixo valor<sup>(61,64)</sup>.

Uma maneira de reduzir a rotação de um dente durante a mecânica de deslizamento é o uso de '*power arms*' ou ganchos gengivais que permitem a aplicação da força mais próximo do centro de resistência do canino, durante a sua

distalização<sup>(64,71)</sup>. Mesmo nestas circunstâncias, é impossível eliminar completamente o momento produzido em relação ao centro de resistência. Assim, a angulação de segunda ordem entre o bracket e o fio ortodôntico é inevitável.

Neste estudo, os valores mais baixos de fricção estática e cinética, nas angulações de 0°, foram obtidos com os brackets Viazis e os brackets Damon 2. O bracket Viazis tem um desenho muito diferente dos outros brackets incluídos neste estudo, possuindo uma forma triangular<sup>(72)</sup>, com uma asa oclusal com a largura mesio-distal extremamente alargada e outra asa gengival com uma largura mesio-distal muito diminuída. Os baixos valores de fricção produzidos pelos brackets Viazis podem ser devido a factores de desenho e de composição estrutural do bracket. Sabe-se que o movimento dentário processa-se mais facilmente quando a área de contacto entre o bracket e o fio ortodôntico se encontra reduzida<sup>(11)</sup>. É possível que o bracket Viazis, devido a sua forma triangular, tenha um ângulo crítico de contacto elevado e assim, nas angulações mais baixas, observa-se apenas fricção clássica sem *binding*. Por outro lado, os brackets Viazis podem exigir um menor estiramento dos módulos elastoméricos em comparação com os brackets convencionais, reduzindo assim a força perpendicular.

Os brackets Damon 2 dispensam o uso de qualquer forma de ligação metálica ou elastomérica, eliminando assim uma fonte da força perpendicular, uma vez que o deslizamento da cobertura móvel do Damon 2, no sentido vertical, resulta na formação de um tubo passivo através do qual passa o fio. Na configuração passiva, a resistência ao deslizamento é determinada principalmente pelas forças perpendiculares. Deste modo, nas angulações de 0°, os brackets Damon 2 produzem valores de fricção muito baixos.

Na angulação de 4° para a fricção estática e cinética, e na angulação de 8° para a fricção cinética, os melhores resultados continuaram a ser obtidos com os brackets Viazis. Na angulação de 4°, os valores de fricção produzidos pelos brackets Damon 2 foram significativamente mais altos do que os dos brackets Viazis. Existem movimentos de rotação e de inclinação que ocorrem imediatamente após a aplicação da força e antes do deslizamento do dente ao longo do fio ortodôntico. Neste caso, e como foi verificado neste estudo nas angulações de 4° e de 8°, nos brackets de Damon 2, estabelece-se contacto entre o fio e os cantos diagonalmente opostos dos tubos vestibulares<sup>(12)</sup>. Nestas condições, os brackets Damon 2 perdem a vantagem de não usar qualquer tipo de ligação e da eliminação da força perpendicular. Deste modo, as forças de fricção produzidas

pelos brackets Damon 2 aumentaram significativamente, nas angulações de 4° e de 8°.

Finalmente, o bracket In-Ovation possui uma dobradiça que roda à volta do corpo do bracket com uma mola activa que pressiona contra o fio ortodôntico, mesmo no estado passivo, quando a angulação bracket/fio é de 0°. Este bracket apresenta ainda uma largura maior e um ângulo crítico de contacto menor do que o Damon 2<sup>(66,67)</sup>. Todos estes factores podem explicar o motivo pelo qual este bracket produz níveis de fricção maiores do que o bracket Damon 2, mesmo no estado passivo.

A força perpendicular exercida pela mola activa do bracket In-Ovation é proporcional à dimensão do fio inserido na ranhura do bracket<sup>(5,36,67)</sup>. Os brackets de autoligação activos podem produzir baixos valores de fricção na configuração passiva, quando se usa um fio redondo e existe espaço livre entre o fio e a ranhura do bracket<sup>(31,37,66)</sup>. Neste estudo, foi usado um fio rectangular do aço inoxidável de 0.019 x 0.025 polegadas. Esta dimensão de fio é recomendada porque permite o controlo de movimento dentário em todos os planos de espaço<sup>(5,73)</sup>. Pelo contrário, fios redondos permitem o controlo em apenas

dois planos de espaço, causando movimentos dentários indesejáveis.

## CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho laboratorial sugerem que:

- 1) A fricção estática e a fricção cinética são influenciadas significativamente pela angulação da segunda ordem e pelo tipo de bracket.
- 2) Quando aumenta a angulação, ocorre um aumento significativo da fricção, independentemente do tipo de bracket considerado.
- 3) Na angulação passiva de 0°, tanto os brackets de autoligação (Damon 2 e In-Ovation) como o bracket Viazis reduziram significativamente a fricção, comparativamente ao bracket convencional Mini-Twin.
- 4) Nas angulações mais altas de 4° e de 8°, apenas os brackets Viazis produziram forças de fricção cinética significativamente inferiores em comparação com os brackets convencionais.

## BIBLIOGRAFIA

1. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96(5): 397-404.
2. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124(4): 403-9.
3. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1994; 21(4): 349-57.
4. Edwards GD, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995; 22(2): 145-53.
5. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123(4): 416-22.
6. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(6): 605-14.
7. Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125(1): 56-64.
8. 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(1): 69-73.
9. Rossouw PE. Friction: an overview. *Semin Orthod* 2003; 9(4): 218-222.
10. Braun S, Bluestein M, Moore BK, Benson G. Friction in perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115(6): 619-27.

11. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980; 78(6): 593-609.
12. Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116(3): 336-45.
13. De Franco DJ, Spiller RE, Jr., von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995; 65(1): 63-72; discussion 73-4.
14. Proski RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100(4): 341-8.
15. O'Reilly D, Dowling PA, Lagerstrom L, Swartz ML. An ex-vivo investigation into the effect of bracket displacement on the resistance to sliding. *Br J Orthod* 1999; 26(3): 219-27.
16. Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109(1): 50-6.
17. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 91(4): 316-20.
18. Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995; 22(1): 41-6.
19. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 1991; 61(4): 293-302.
20. Kusy K, Whitley JQ. Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding. *Semin Orthod* 2003; 9(4): 281-289.
22. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98(5): 398-403.
23. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(1): 76-87.
24. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986; 89(6): 485-91.
25. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(2): 131-8.
26. Iwasaki LR, Beatty MW, Nickel JC. Friction and orthodontic mechanics: clinical studies of moment and ligation effects. *Semin Orthod* 2003; 9(4): 217-302.
27. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96(3): 249-54.
28. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112(2): 138-44.
29. 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.
30. Bednar JR, Gruendeman GW. The influence of bracket design on moment production during axial rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 104(3): 254-61.
31. Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 97(3): 219-28.
32. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 1991; 13(4): 322-8.
33. Iwasaki LR, Beatty MW, Randall J, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123(4): 408-17

34. Keith O, Jones SP, Davies EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1993; 20(2): 109-15.
35. Meling TR, Odegaard J, Holthe K, Segner D. The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: a theoretical and in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112(1): 41-9.
36. Mendes K, Rossouw PE. Friction: validation of manufacturer's claim. *Semin Orthod* 2003; 9(4): 236-250.
37. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(5): 472-80.
38. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996; 66(3): 215-22.
39. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998; 20(5): 589-96.
40. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Jr., Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98(6): 499-506.
41. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998; 20(1): 79-92.
42. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod* 1995; 29(7): 453-61.
43. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Aurricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket / arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003(4); 124: 395-402.
44. Dickson JA, Jones SP, Davies EH. A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations--an in vitro study. *Br J Orthod* 1994; 21(1): 15-22.
45. 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.
46. Gil FJ, Solano E, Campos A, Boccio F, Saez I, Alfonso MV, Planell JA. Improvement of the friction behaviour of NiTi orthodontic archwires by nitrogen diffusion. *Biomed Mater Eng* 1998; 8(5-6): 335-42.
47. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96(2): 100-9.
48. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98(4): 300-12.
49. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990; 23(9): 913-25.
50. Kusy RP, Tobin EJ, Whitley JQ, Sioshansi P. Frictional coefficients of ion-implanted alumina against ion-implanted beta-titanium in the low load, low velocity, single pass regime. *Dent Mater* 1992; 8(3): 167-72.
51. 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.
52. 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.
53. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 1998; 20(3): 283-91.
54. Ryan R, Walker G, Freeman K, Cisneros GJ. The effects of ion implantation on rate of tooth movement: an in vitro model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112(1): 64-8.
55. Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantifies simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. *Semin Orthod* 2003(4); 9: 262-80

56. Vaughan JL, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107(1): 20-7.
57. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 39-51.
58. Kang B, Baek S, Mah J, Yang W. Three dimensional relationship between the critical contact angle and the torque angle. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123(1): 64-73.
59. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116(3): 271-4.
60. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(3): 273-8.
61. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistance of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3D friction maps. *Angle Orthod* 2001; 71(5): 364-74.
62. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 1991; 61(4): 285-90; discussion 291-2.
63. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109(5): 535-42.
64. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millenium. *Angle Orthod* 2000; 70(5): 366-76.
65. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod* 1993; 15(5): 377-85.
66. Thortenson BS, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self ligating brackets with second order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122(3): 295-305.
67. Thortenson BS, Kusy RP. Comprison of resistance to sliding between different self ligating brackets with second order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 121(5): 472-82.
68. Berger JL. The SPEED appliance: a 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 105(3): 217-23.
69. Hanson GH. The SPEED system: a report on the development of a new edgewise appliance. *Am J Orthod* 1980; 78(3): 243-65.
70. Harradine NW, Birnie DJ. The clinical use of Activa self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109(3): 319-28.
71. Matasa CG. Bracket angulation as a function of its length in the canine distal movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 110(2): 178-84.
72. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The influence of bracket design on frictional losses in the bracket/arch wire system. *J Orofac Orthop* 1999; 60(5): 335-47.
73. Profitt WR. *Contemporary orthodontics*. St. Louis. CV Mosby Company, 2000.