

Influência do Tipo de Fio Ortodôntico e da Angulação de Segunda Ordem sobre as Forças de Fricção

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

Resumo: Este estudo avaliou as fricções estática e cinética geradas por quatro tipos de arcos ortodônticos: aço inoxidável (Stainless Steel, Ormco), β -titânio (TMA, Ormco), níquel-titânio (Ni-Ti, Ormco) e β -titânio com implantação de iões (Low Friction TMA), variando a angulação de segunda ordem entre o bracket e o fio (0° , 4° e 8°). Os arcos, foram movimentados através de brackets de aço inoxidável (Mini-Diamond, Ormco) 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 (3×4 ANOVA) seguida da comparação de médias segundo o método de Student Neuman-Keuls.

A fricção foi significativamente influenciada ($p < 0.0001$) pelo tipo de arco ortodôntico e pela angulação. Independentemente do arco, as forças de fricção aumentaram com a angulação. Na angulação de 0° , os arcos Stainless Steel produziram valores significativamente inferiores de fricção estática em comparação com os arcos TMA. Na angulação de 4° , os arcos Ni-Ti e TMA Low Friction produziram valores significativamente inferiores de fricção. Na angulação de 8° , a fricção mais baixa foi produzida pelos arcos Ni-Ti.

Em conclusão: 1) As forças de fricção aumentaram com a angulação de segunda ordem. 2) Os arcos de aço inoxidável reduziram a fricção estática na angulação de 0° . 3) Nas angulações mais altas, os arcos de níquel titânio diminuem as forças de fricção 4) O processo de implantação de iões é um processo eficaz de reduzir a fricção.

Palavras-Chave: Fricção; Fio ortodôntico; Implantação de iões; Angulação

Abstract: This study evaluated static and kinetic friction generated by four types of orthodontic arch wires: Stainless steel (Stainless Steel, Ormco), β -Titanium (TMA, Ormco), Nickel Titanium (Ni-Ti, Ormco), and ion implanted β -Titanium (TMA Low friction, Ormco) at three different second order angulations (0° , 4° and 8°). The arch wires (0.019 x 0.025 inch) were drawn through 0.022-in slot stainless steel brackets (Mini-Diamond, Ormco) fixed on acrylic cylinders mounted on a specially designed apparatus. Friction was measured using an Instron universal testing machine. Data was analysed by a 3×4 factorial Anova followed by Student Neuman-Keuls comparison of means. Static and kinetic friction were significantly affected ($p < 0.0001$) by both second order angulation and arch wire type. With increasing angulation, friction increased for all arch wire types. At 0° angulation, Stainless Steel arch wires produced significantly lower static friction than the TMA arch wires. At the 4° angulation, both the TMA Low Friction and Ni-Ti arch wires produced lower levels of static and kinetic friction than the Stainless Steel and TMA arch wires. At the 8° angulation, Ni-Ti arch wires produced the lowest values of static and kinetic friction.

Conclusion: (1) When second-order angulation was increased, friction increased for all bracket types. (2) Stainless steel wires reduced static friction only in the passive state. (3) The nickel titanium arch wires produced lower levels of friction at higher angulations. (4) Ion implantation of arch wires is an effective way of reducing friction

Key-words: Friction; Archwire; Ion implantation; Angulation

(Fernandes N, Leitão J, Jardim L. Influência do Tipo de Fio Ortodôntico e da Angulação de Segunda Ordem sobre as Forças de Fricção. Rev Port Estomatol Cir Maxilofac 2007;48:5-14)

* 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 mecânica de deslizamento é usada em ortodontia contemporânea para encerrar ou abrir espaços e envolve o deslizamento de um bracket ou tubo ao longo de um arco ortodôntico. Estudos têm demonstrado que entre 12 a 60% da força ortodôntica aplicada se perde sob a forma de resistência friccional⁽¹⁻⁵⁾. Deste modo, o controlo dos factores que provocam resistência ao deslizamento tem o potencial de reduzir o tempo de tratamento, ao permitir a aplicação de forças biomecânicas de um modo simultaneamente mais previsível e mais eficaz^(1, 4-8).

A resistência ao deslizamento tem vários componentes: a fricção clássica, o *binding* e o *notching*^(1, 9, 10). Na configuração passiva, quando existe espaço livre entre o bracket e o fio ortodôntico, a resistência ao deslizamento é constituída apenas por fricção clássica porque, nesta fase, o *binding* e o *notching* ainda não existem^(1,10).

O ângulo crítico de contacto, em que o espaço livre entre o bracket e o fio desaparece, marca o limiar entre a fricção clássica e os fenómenos relacionados com *binding*^(2,10-12). Nestas condições, verifica-se uma interferência entre o fio ortodôntico e as margens diagonalmente opostas do bracket levando ao fenómeno conhecido por *'binding'*^(2, 13, 14). O valor da fricção clássica permanece estável e, na configuração activa, o componente de fricção produzido pelos fenómenos de *binding* adiciona-se à resistência ao deslizamento^(1, 7, 10, 12, 13, 15, 16). Dependendo do tipo de fio e do bracket, a configuração activa com *binding* pode ser observada a partir de uma angulação que pode variar entre os 3 e os 7 graus e, nesta condição, a resistência ao deslizamento pode aumentar até 100 vezes.⁽¹⁾

Nas etapas finais de *binding*, pode mesmo surgir uma deformação plástica onde o bracket ou, mais provavelmente, o fio ou ambos mudam definitivamente de forma levando a uma cessação completa do movimento dentário^(11,13). Este segundo tipo de *binding* designa-se por *'notching'*^(9,13,14).

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^(8, 17-22). No estudo do movimento ortodôntico de dentes, a fricção estática assume maior importância do que a fricção cinética, devido a esta série de fases de inclinação, *binding* e verticalização que constituem o movimento dentário⁽⁸⁾. A fricção estática é definida como a força que

tem que ser superada para se iniciar o movimento do dente e a fricção cinética como a resistência ao movimento do dente a uma velocidade constante^(4, 5, 8, 18, 23-27).

Dado que os valores das fricções estática e cinética geradas durante a mecânica de deslizamento são determinados, em parte, pelos coeficientes de fricção dos materiais em contacto^(8, 28), o tipo de liga metálica usada no fio ortodôntico é um factor importante a ser considerado. Estudos têm demonstrado que os fios de aço-inoxidável produzem menos fricção do que os fios de β -titânio e de Níquel-Titânio^(1, 4, 5, 7, 17, 19, 28-39), mas são menos eficazes nas angulações maiores^(1, 18, 24, 28, 31, 40, 41).

A implantação de iões nos fios de β -titânio e de Níquel-Titânio tem como objectivo melhorar as propriedades superficiais destes fios, como a reactividade, a dureza e a aspereza^(19, 20, 42-45). Existem poucos artigos publicados com estudos que envolvem estes fios^(20, 42-45) e não encontramos nenhum artigo que estude a influência do aumento de angulação de segunda ordem sobre o comportamento friccional dos mesmos.

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

MATERIAL E MÉTODOS

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

Foram avaliados quatro tipos de arcos ortodônticos pré-formados (Fig. 1): aço inoxidável (Stainless Steel, Ormco), beta-titânio (TMA, Ormco), níquel-titânio (Ni-Ti, Ormco) e beta-titânio com implantação de iões (TMA Low Friction, Ormco). Todos os arcos pré-formados eram provenientes do mesmo fabricante (Ormco Corp, Glendora, CA, EUA) de modo a minimizar a influência de diferenças na geometria do fio. Os fios foram movimentados através do 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°.

A amostra incluiu um total de 120 espécimes bracket/fio metálico (Fig. 2), sendo cada grupo experimental constituído por 10 espécimes. Foram utilizados



Figura 1 - Arcos ortodônticos pré-formados

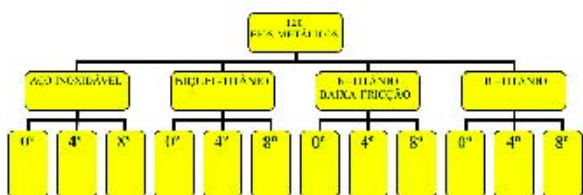


Figura 2 - Desenho experimental

brackets para caninos superiores direitos, com ranhura rectangular de 0.022 por 0.028 polegadas e arcos pré-formados com secção rectangular de 0.019 x 0.025 polegadas. Cada um dos brackets e dos fios metálicos foi testado apenas uma vez, de modo a eliminar a influência do desgaste das superfícies metálicas. Cada arco 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 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 international, Central Islip, NY, EUA) durante a colagem do bracket. O desenho do dispositivo (Fig. 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



Figura 3 - Dispositivo utilizado nos testes de fricção

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. A ligação ao bracket Mini-Diamond 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 X registou o movimento do fio em mm por segundo e o eixo Y registou a força de fricção entre o bracket e o fio em Newtons. A subida inicial máxima registada na tabela de

registro 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 fio ortodôntico e a angulação de segunda ordem como variáveis independentes. Sempre que verificada uma interação significativa entre os dois factores principais, foram efectuadas análises de variância com uma dimensão avaliando o efeito do tipo de fio ortodôntico 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 Student Newman Keul. O nível de significância estatística foi fixado 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 arco ortodôntico ($p < 0.0001$). Verificou-se ainda uma interação significativa entre angulação e tipo de arco ($p < 0.001$), pelo que os valores de fricção produzidos pelos diferentes tipos de arcos ortodônticos foram comparados separadamente para cada uma das angulações.

Nas tabelas 3 e 4, apresenta-se a estatística descritiva das fricções 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 a aumentar quando se passou para 8° (Gráficos 1 e 2).

Na angulação de 0° , a fricção estática média variou entre 110.1 e 155.2 gr e a fricção dinâmica entre 116.0 e 166.4 gr. Tanto os arcos convencionais de aço inoxidável e de níquel titânio, como o arco de β -titânio com implantação de iões, registaram forças de fricção cinética significativamente inferiores relativamente aos arcos convencionais de β -titânio ($p < 0.0001$). Os arcos de aço inoxidável produziram ainda forças de fricção estática significativamente inferiores comparativamente aos arcos de β -titânio ($p < 0.005$). Não se observaram diferenças significativas entre os arcos de níquel-titânio, de β -titânio e de β -titânio com implantação de iões. As diferenças entre os arcos de aço inoxidável, de níquel titânio e de β -titânio com implantação de iões também não foram significativas.

Na angulação de 4° , a fricção estática média variou entre 307.4 e 601.2 gr e a cinética entre 345.5 e 550.4 gr. A fricção estática aumentou na seguinte ordem: níquel-titânio < β -titânio com implantação de iões < aço inoxidável < β -titânio, sem diferenças significativas entre os arcos de níquel titânio e de β -titânio com implantação de iões. Os arcos de β -titânio com implantação de iões e de níquel titânio produziram valores significativamente inferiores de fricção cinética em comparação aos arcos de aço inoxidável e de β -titânio. Não houve diferenças significativas entre os arcos de aço-inoxidável e de β -titânio ou entre os arcos de níquel titânio e de β -titânio com implantação de iões.

Na angulação de 8° , os valores médios de fricção estática voltaram a aumentar para 454.6 a 885.0 gr. A fricção estática aumentou passando os valores médios a ser por ordem crescente: níquel-titânio < β -titânio com implantação de iões < β -titânio < aço inoxidável, sem diferenças significativas entre os fios de aço inoxidável e de β -titânio.

	DF	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	VALOR F	VALOR P
Angulação	2	578387.77	192795.92	19.84	< .0001
Arco ortodôntico	3	7578736.97	3789368.48	390.01	< .0001
Interação (Angulação x Arco)	6	584719.44	97453.24	10.03	< .0001
Residual	108	1049326.71	9715.98		

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

	DF	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	VALOR F	VALOR P
Angulação	2	988437.96	329479.32	36.86	< .0001
Arco ortodôntico	3	7209814.79	3604907.39	403.33	< .0001
Interação (Angulação x Arco)	6	720769.94	120128.32	13.44	< .0001
Residual	108	965288.66	8937.85		

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

Fio Metálico	ANGULAÇÃO					
	0°		4°		8°	
	MÉDIA*	DP	MÉDIA*	DP	MÉDIA*	DP
Aço inoxidável	116.0 ^a	28.8	489.8 ^b	104.7	959.9 ^c	157.5
Níquel-titânio	132.8 ^a	36.1	369.9 ^a	37.4	545.5 ^a	47.0
β-titânio baixa fricção	127.3 ^a	38.6	345.5 ^a	83.8	733.5 ^b	192.9
β-titânio	166.4 ^b	28.7	550.4 ^b	139.7	765.8 ^b	94.9

* Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas

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

Fio Metálico	ANGULAÇÃO					
	0°		4°		8°	
	MÉDIA*	DP	MÉDIA*	DP	MÉDIA*	DP
Aço inoxidável	110.1 ^a	26.3	448.9 ^b	102.9	885.0 ^c	159.3
Níquel-titânio	138.0 ^{ab}	34.1	307.4 ^a	41.1	454.6 ^a	59.9
β-titânio baixa fricção	134.3 ^{ab}	46.9	364.1 ^{ab}	95.5	724.6 ^b	161.4
β-titânio	155.2 ^b	22.8	601.2 ^c	124.4	875.0 ^c	103.9

* Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas

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

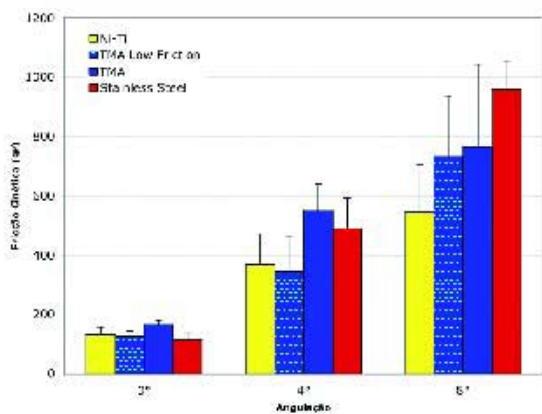


Gráfico 1 - Fricção cinética média e desvios-padrão nos 12 grupos experimentais.

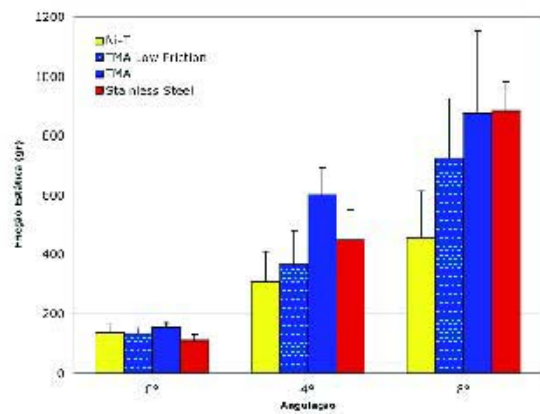


Gráfico 2 - Fricção estática média e desvios-padrão nos 12 grupos experimentais.

A fricção cinética variou entre 545.5 e 959.9 gr. Os arcos de aço inoxidável produziram os valores de fricção cinética mais altos e os arcos de níquel-titânio produziram os valores de fricção cinética mais baixos ($p < 0.0001$). Não houve diferenças significativas entre os fios de β -titânio convencionais e de β -titânio com implantação de iões.

DISCUSSÃO

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

Sabendo-se à partida que, dependendo do tipo de fio e de bracket, o binding pode ser observado a partir de uma angulação que varia entre 3° e 8° ⁽¹⁾, neste estudo foram utilizadas angulações de segunda ordem de 4° e 8° . O contacto dos fios com as margens diagonalmente opostas dos brackets e as forças perpendiculares que surgem como resultado deste contacto podem explicar os maiores níveis de fricção verificados nas angulações mais altas^(1, 18, 46).

Na configuração passiva, os arcos de aço inoxidável produziram valores de fricção estática significativamente mais baixos do que os arcos de β -titânio. Os maiores níveis de fricção cinética também foram produzidos pelos arcos de β -titânio. Quando existe espaço livre entre o fio ortodôntico e as paredes da ranhura do bracket, a fricção é determinada pelo material usado na construção e pelas características superficiais destas duas estruturas em contacto^(5, 7, 9, 17, 19, 20, 23, 29, 30, 34, 35, 36, 47, 48). Geralmente, os valores de fricção são mais altos nas superfícies que são muito lisas ou muito ásperas^(33, 34, 47). No caso de superfícies muito lisas, criam-se grandes áreas de aderências que tendem a aumentar durante o deslizamento⁽²⁵⁾. A fricção é maior nas superfícies ásperas^(1, 4, 20, 36, 49, 50, 51), devido ao contacto e encaixamento dos picos e vales existentes nestas superfícies. As consequências da aspereza dependem não apenas do grau da aspereza superficial, mas também da geometria e da orientação das irregularidades, e da dureza relativa das superfícies⁽²⁵⁾. Os arcos ortodônticos situam-se numa zona intermédia⁽²⁵⁾, não sendo muito lisos nem muito ásperos. Por este motivo, os arcos mais lisos tendem a produzir níveis mais baixos de fricção^(1, 4, 17, 18, 29, 34), o que pode explicar os bons resultados obtidos com os arcos de aço inoxidável.

As propriedades químicas da superfície e a afinidade química podem ter uma grande importância no caso dos arcos de β -titânio. Os fios de β -titânio têm superfícies mais ásperas do que os fios de aço inoxidável^(4, 20, 32, 33, 34, 37, 43, 49, 51).

Além disso, devido aos fenómenos da adesão química e da abrasão mecânica, o coeficiente de fricção do β -titânio aumenta^(5, 36, 37), independentemente da aspereza superficial inicialmente medida. Quando os arcos de aço inoxidável deslizam contra brackets de aço inoxidável, a abrasão e adesão observadas são negligenciáveis⁽³⁷⁾. No entanto, os arcos de β -titânio têm menor dureza em relação aos brackets de aço inoxidável^(20, 42, 52), podendo o β -titânio formar micro-soldagens a frio com os brackets de aço inoxidável^(7, 19, 20, 23, 33, 35, 36, 49). Esta junção adesiva apresenta uma maior resistência do que o próprio fio⁽²⁰⁾. O desgaste do β -titânio resulta na produção de partículas que aderem de novo à superfície do fio do β -titânio durante o deslizamento^(20, 37) e numa transferência em massa de β -titânio por adesão ao aço inoxidável^(35, 36). Devido à falha da camada do óxido rico em titânio, ligações metálicas são formadas, quebradas e formadas de novo, enquanto a topografia superficial se modifica, resultando no fenómeno de 'stick-slip'^(37, 38, 48, 49).

No que diz respeito às ligas de níquel-titânio, várias liquidificações são necessárias para garantir a sua homogeneização⁽²⁵⁾. Pó fabricado a partir da liga de níquel-titânio é subsequentemente pressionado para formar arcos ortodônticos. Quando o grau de compressão não é suficiente podem surgir discontinuidades nos fios metálicos, cuja forma final é obtida por um procedimento de estiramento e enrolamento que pode deixar marcas ásperas na superfície⁽²⁵⁾. Alguns estudos têm mostrado que os fios de níquel titânio têm uma aspereza semelhante à dos fios de aço-inoxidável^(33, 47), enquanto outros apontam para uma aspereza maior do que a dos fios de β -titânio^(17, 19, 35, 37, 47, 48, 49, 51, 52). Estas diferenças podem derivar de diferentes processos de fabricação dos fios pelas diferentes empresas. Neste estudo, na angulação de 0° , não houve diferenças significativas entre as fricções estática e cinética produzidas pelos fios de aço inoxidável e de níquel-titânio, embora se tenha registado uma tendência para níveis mais baixos com os fios de aço inoxidável.

Nas angulações de 4° e de 8° , os arcos de níquel-titânio produziram valores de fricção estática e cinética significativamente mais baixos do que os arcos de aço inoxidável. Nas angulações mais altas, quando existe contacto entre o fio ortodôntico e as margens opostas do brackets, a geometria e as propriedades físicas dos arcos determinam a capacidade do fio para se dobrar na ranhura do bracket^(16, 19). A rigidez de um fio depende do seu módulo de elasticidade (E) e do seu momento de inércia⁽¹⁶⁾ que, por sua vez, depende do tamanho e da forma do arco^(1, 16, 53). Como todos

os arcos usados neste estudo tinham a mesma geometria, as variações na rigidez foram apenas determinadas pelas variações no módulo de elasticidade.

Os arcos de aço inoxidável são menos flexíveis do que os arcos de níquel-titânio com a mesma secção^(1, 16, 28), por terem um módulo de elasticidade com maior valor. Assim, devido à sua grande flexibilidade, as forças normais aplicadas pelos arcos de níquel titânio nos cantos opostos dos brackets são reduzidas^(18, 28, 35), o que explica os valores mais baixos de fricção estática e cinética nas angulações mais altas.

Neste estudo laboratorial, o grau de angulação foi mantido constante aos 0°, 4° e aos 8°. Mas em situação clínica, a grande flexibilidade dos fios de níquel-titânio, e a diminuição das forças normais nos cantos opostos dos brackets, resulta na produção de um momento anti-inclinação de menor valor do que o produzido pelos fios de aço inoxidável⁽²⁸⁾ o que leva a uma maior inclinação do dente. Assim, dois fios com o mesmo tamanho, mas com composição diferente, produzem tipos de movimentos dentários bastante diferentes.

Os fios de β -titânio são mais rígidos do que os fios de níquel-titânio⁽⁴⁾, mas são mais flexíveis do que os fios de aço inoxidável^(4, 21, 28). Na angulação de 4°, os fios de β -titânio produziram valores de fricção estática maiores do que os fios de aço inoxidável. Nestes dois fios, a fricção cinética aos 4° e a fricção estática aos 8° foram comparáveis. Os valores de fricção cinética aos 8° foram significativamente mais baixos nos fios de β -titânio, em comparação com os fios de aço inoxidável. No caso do β -titânio, é possível que, nas angulações mais altas, as suas propriedades elásticas sejam de uma menor importância, e a textura e propriedades químicas da superfície do arco tenham uma influência maior na determinação dos valores de fricção.

Tem sido sugerido que, na situação clínica, a saliva pode ocupar as irregularidades nas superfícies dos fios de β -titânio, tornando a superfície mais lisa e servindo como lubrificante^(32, 37). No entanto, vários estudos têm mostrado que a saliva é um lubrificante muito fraco^(35, 37, 50, 54). Além disso, na configuração activa, existe contacto entre o arco e o bracket em apenas dois pontos, e a grande pressão criada nestes pontos expulsa qualquer saliva existente nestas zonas^(32, 48, 49, 50). Por este motivo, é pouco provável a existência de qualquer tipo de lubrificação entre o fio e o bracket na configuração activa.

Um método possível de reduzir a fricção é a implantação de iões em fios de β -titânio e de níquel-titânio^(19, 20, 42, 43, 44, 45). Na angulação de 0°, os arcos de β -titânio com

implantação de iões registaram forças de fricção significativamente inferiores relativamente aos arcos convencionais de β -titânio. Os valores de fricção estática e cinética produzidos pelos fios de β -titânio com implantação de iões na angulação de 4°, e de fricção estática na angulação de 8°, eram comparáveis aos produzidos pelos fios de níquel-titânio e significativamente menores do que os produzidos pelos fios de β -titânio convencionais e de aço inoxidável.

No processo de implantação de iões⁽⁴²⁾, os iões de O₂ e de N₂ são extraídos de um plasma, numa câmara de vácuo, e acelerados na direcção do fio ortodôntico. Estes iões penetram a superfície do fio, resultando na formação de uma camada de TiN e de TiO na superfície e sub-superfície do fio. Como resultado, um fio com implantação de iões possui uma superfície e sub-superfície extremamente duras e resistentes com uma grande quantidade de forças de compressão ao nível atómico⁽⁴²⁾. Estas forças de compressão aumentam a dureza superficial do fio e reduzem a quantidade das irregularidades superficiais, sem alterar as suas propriedades físicas^(42, 44). Estes factores, em combinação com a diminuição da reactividade superficial⁽¹⁹⁾, resultam numa redução do coeficiente de fricção do fio.

Neste trabalho, teria ainda sido interessante avaliar a fricção produzida por fios de níquel-titânio com implantação de iões. Tal não foi possível porque estes últimos, sendo fabricados por uma outra empresa (GAC International), não se encontram disponíveis na secção de 0.019 x 0.025 ”.

CONCLUSÕES

- Os resultados deste trabalho laboratorial sugerem que:
- 1) A fricção estática e fricção cinética são influenciadas significativamente pela angulação da segunda ordem e pelo tipo de fio ortodôntico.
 - 2) Quando aumenta a angulação, ocorre um aumento significativo da fricção, independentemente do tipo de fio ortodôntico considerado.
 - 3) Os arcos de aço inoxidável reduziram significativamente a fricção estática, mas apenas na angulação de 0°.
 - 4) Nas angulações mais altas de 4° e 8°, os arcos de níquel titânio produziram forças de fricção estática e cinética significativamente inferiores.
 - 5) O processo de implantação de iões é uma maneira eficaz de reduzir a fricção.

BIBLIOGRAFIA

1. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 39-51.
2. 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: 64-73.
3. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990; 23: 913-25.
4. 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: 56-64.
5. 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: 403-9.
6. 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: 513-22.
7. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 100-9.
8. Rossouw PE. Friction: an overview. *Semin Orthod* 2003; 9: 218-222.
9. Articulo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. *Eur J Orthod* 2000; 22: 409-425.
10. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod* 1999; 21: 199-208
11. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millenium. *Angle Orthod* 2000; 70: 366-76.
12. Kusy RP, O'Grady PW. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part II. The active configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 118: 675-84.
13. Thortenson BS, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003;73: 418-30.
14. Zufall SW, Kusy RP. Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. *Angle Orthod* 2000; 70: 34-47.
15. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistance of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel bracketsand development of 3D friction maps. *Angle Orthod* 2001; 71: 364-74.
16. 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: 295-305.
17. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 397-404.
18. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980; 78: 593-609.
19. Mendes K, Rossouw PE. Friction: validation of manufacturer's claim. *Semin Orthod* 2003; 9: 236-250.
20. Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover GE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and arch wires in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000, 118:662-74
21. 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: 219-27.
22. 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: 50-6.

23. 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; 124: 395-402.
24. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 1998; 20: 283-91.
25. Prosofski RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 341-8.
26. Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 69-73.
27. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996; 66: 215-222.
28. De Franco DJ, Spiller RE, Jr., von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995; 65: 63-72; discussion 73-4.
29. 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: 499-506.
30. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 138-44.
31. 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: 15-22.
32. 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: 41-6.
33. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1994; 21: 349-57.
34. 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: 199-203.
35. Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 336-45.
36. 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: 300-12.
37. 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: 293-302.
38. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 249-54.
39. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 131-8.
40. Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movements in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116:336-45
41. Peterson L, Spencer R, Andreasen G. A comparison of friction resistance for Nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets. *Quintessence Int* 1982; 13: 563-71.
42. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod* 1995; 29: 453-61.
43. 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: 335-42.
44. Kusy RP, Tobin EJ, Whitley JQ, Sioshani 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: 167-172.
45. 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: 64-8.

46. Fernandes N, Leitão J, Jardim L. Influência do tipo do bracket e da angulação de segunda ordem sobre as forças de fricção. *Rev Port Estomatol Cir Maxilofac* 2005; 46:133-143
47. 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: 79-92.
48. Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantifies simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. *Semin Orthod* 2003; 9: 262-80
49. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990; 23: 913-25.
50. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98: 398-403.
51. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* 1988; 58: 33-46.
52. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 76-87.
53. Creekmore TD. The importance of interbracket width in orthodontic tooth movement. *J Clin Orthod* 1976; 10: 530-534.
54. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986; 89: 485-491.