

Fricção em braquetes gerada por fios de aço inoxidável, superelásticos com IonGuard e sem IonGuard

Luiz Carlos Campos Braga*, Mario Vedovello Filho**, Mayury Kuramae***, Heloísa Cristina Valdrighi***, Sílvia Amélia Scudeler Vedovello***, Américo Bortolazzo Correr****

Resumo

Objetivo: o objetivo deste estudo foi verificar a fricção no braquete (Roth, Composite, 10.17.005, 3,2mm, largura 0,022" x 0,030", Torque -2° e angulação $+13^\circ$, Morelli®, Brasil), utilizando fios ortodônticos retangulares de 0,019" x 0,025" de aço inoxidável (Morelli®, Brasil) e de níquel-titânio superelásticos Bioforce com IonGuard e sem IonGuard (Bioforce, GAC®, EUA). **Métodos:** foram utilizados 24 conjuntos braquetes/segmento de fio, divididos em 3 grupos de acordo com o fio. Cada conjunto braquete/segmento de fio foi testado 3 vezes e obtida uma média. Os ensaios foram realizados em máquina universal de ensaios EMIC DL2000®. Os dados foram submetidos à Análise de Variância com significância de 95%. **Resultados:** o fio retangular Bioforce com IonGuard apresentou fricção significativamente menor que o Bioforce sem IonGuard, porém sem diferença do fio de aço inoxidável. Entretanto, o coeficiente de variação dos fios Bioforce com e sem IonGuard foi menor que o do fio de aço inoxidável. **Conclusão:** os fios retangulares de 0,019" x 0,025" Bioforce com IonGuard apresentam menor fricção que o fio Bioforce sem IonGuard, sem diferença para o fio de aço inoxidável.

Palavras-chave: Aparelhos ortodônticos. Fricção. Fios ortodônticos.

INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

A mecânica de deslizamento é um dos métodos mais comuns de movimentação dentária e consiste no movimento controlado dos dentes, obtido pela condução dos braquetes ao longo de um arco. Durante essa mecânica, o braquete entra em contato com o fio, promovendo atrito entre suas superfícies.

O atrito entre o braquete e o fio ortodôntico pode reduzir pela metade a força empregada para movimentar o dente⁵. Assim, o movimento dentário desejado é retardado ou até mesmo inibido. Portanto, é desejável que os fios ortodônticos e braquetes apresentem o menor coeficiente de atrito possível.

Dentre os diversos fios utilizados para confec-

Como citar este artigo: Braga LCC, Vedovello Filho M, Kuramae M, Valdrighi HC, Vedovello SAS, Correr AB. Fricção em braquetes gerada por fios de aço inoxidável, superelásticos com IonGuard e sem IonGuard. *Dental Press J Orthod*. 2011 July-Aug;16(4):41.e1-6.

» Os autores declaram não ter interesses associativos, comerciais, de propriedade ou financeiros que representem conflito de interesse, nos produtos e companhias descritos nesse artigo.

* Mestre em Ortodontia pelo Centro Universitário Herminio Ometto - UNIARARAS/SP. Mestre em Ortodontia pelo Centro Universitário Herminio Ometto - UNIARARAS/SP.

** Professor Doutor e Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração Ortodontia, do Centro Universitário Herminio Ometto - UNIARARAS/SP.

*** Professora Doutora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração Ortodontia, do Centro Universitário Herminio Ometto - UNIARARAS/SP.

**** Pós-doutorando em Materiais Dentários e mestrando em Ortodontia pelo Centro Universitário Herminio Ometto - UNIARARAS/SP.

ção de arcos ortodônticos, destacam-se os fios de aço inoxidável, empregados até hoje. Porém, novos materiais vêm sendo utilizados, dentre eles os fios termoativados e os fios de níquel-titânio (NiTi). Os fios termoativados caracterizam-se pela distribuição de forças leves e fisiológicas, sendo indicados para diversas fases da mecanoterapia ativa. Os fios NiTi, devido às suas propriedades superelásticas, possibilitam que a força torne-se mais uniforme, devido à diminuição da deflexão durante o movimento dentário. Portanto, forças leves e contínuas são produzidas, permitindo movimentação dentária mais fisiológica e efetiva^{1,4,10}. Esses fios são indicados principalmente para o nivelamento e controle do torque, mas o detalhamento e a finalização devem ser feitos com fios de aço inoxidável de forma e tamanho apropriados^{10,1}.

Os fios confeccionados com a liga beta-titânio ou titânio-molibdênio, conhecido como TMA, têm como grande desvantagem a alta fricção, até oito vezes maior que a do aço inoxidável⁶, sendo também maior que a do NiTi⁸. Os fios confeccionados com a liga titânio-nióbio apresentam propriedades semelhantes às do TMA e têm como vantagem a resiliência associada a uma moderada formabilidade, mas não são recomendados para mecânicas de retração ou fechamento de espaços por deslizamento, devido ao maior coeficiente de fricção⁶.

Com o objetivo de reduzir a fricção entre o braquete e os fios NiTi, foram preconizados tratamentos de superfície alternativos nessas ligas, tais como a implantação de íons, uma técnica na qual o substrato metálico é endurecido pela implantação de íons de alta energia em uma camada muito fina da superfície⁵.

Os fios ortodônticos são os componentes que irão determinar a quantidade de força distribuída e o nível de tensão nas estruturas de suporte dos dentes durante toda a fase ativa da terapia ortodôntica. Devido à importância da seleção dos fios metálicos no sucesso e na velocidade do tratamento ortodôntico, o objetivo desse estudo foi avaliar a força de fricção entre braquetes metálicos e os fios de aço inoxidável Bioforce IonGuard e Bioforce sem IonGuard.

MATERIAL E MÉTODOS

Para esse estudo foram empregados os materiais listados no Quadro 1.

Com o objetivo de simular a mecânica de deslizamento de um aparelho ortodôntico fixo, foi construído um dispositivo para demonstrar o movimento distal de um dente canino em uma área previamente estabelecida, baseado na metodologia descrita por Secco¹³ e Kuramae⁷.

Preparo dos corpos de prova

Para a realização dos ensaios, foi confeccionada uma placa em acrílico com as seguintes dimensões: 4cm de largura, 14cm de comprimento e 0,5cm de espessura. Em seguida, foi realizado um entalhe com 1cm x 1,2cm, a 2cm de uma das extremidades. Quatro braquetes foram posicionados na placa de acrílico, colados a 2mm do entalhe, com 14mm de distância entre eles; e mais dois braquetes do lado oposto do entalhe. A distância entre os dois conjuntos de braquetes foi de 14mm (Fig. 1). Para fixação dos braquetes, foram utilizados o adesivo fotopolimerizável Adper Single Bond 2 (3M/ESPE Dental Products, St. Paul, EUA) e a resina composta Filtek Z100TM (3M/ESPE Dental Products, St. Paul, EUA).

MATERIAL	COMPOSIÇÃO	PRESCRIÇÃO	FABRICANTE
braquete de canino	aço inoxidável	Roth: 3,2mm largura slot 0,022" x 0,030", Torque -2° e angulação +13°	Morelli (Sorocaba, SP, Brasil)
braquete de incisivo central superior	aço inoxidável	Edgewise: slot 0,022" x 0,030"	Morelli (Sorocaba, SP, Brasil)
fio retangular 0,019" x 0,025"	aço inoxidável	-	Morelli (Sorocaba, SP, Brasil)
fio retangular 0,019" x 0,025"	níquel-titânio sem IonGuard Bioforce	-	GAC (Central Islip, Nova Iorque, EUA)
fio retangular 0,019" x 0,025"	níquel-titânio com IonGuard Bioforce	-	GAC (Central Islip, Nova Iorque, EUA)

QUADRO 1 - Materiais utilizados no estudo.

Antes que ocorresse a polimerização, um fio 0,021" x 0,025" foi encaixado nas canaletas dos braquetes, garantindo o seu alinhamento. Logo após a polimerização com aparelho fotoativador Light Cure Unit Cl-K50 Kondortech (São Carlos, SP, Brasil), esse fio foi removido. Para a fixação dos segmentos de fio na placa de acrílico, foram utilizadas ligaduras elásticas.

Confeção do braquete-teste

Um fio com 14mm de comprimento e 1mm de espessura, representando a raiz de um dente canino, foi colado em 24 braquetes metálicos (Morelli®), no centro da base e perpendicularmente à canaleta do braquete. Nesse fio, a 10mm do centro da canaleta do braquete, foi confeccionada — com disco de Carborundum em baixa rotação — uma pequena ranhura, a qual demarcava e representava o centro de resistência da raiz, onde foi aplicada uma carga de 50g para criar a força normal entre a canaleta do braquete e o fio ortodôntico, gerando fricção durante os ensaios.

O braquete-teste foi posicionado no fio e um contrapeso de 50g foi inserido sobre a ranhura pre-

viamente confeccionada, com o objetivo de criar uma força e gerar fricção durante os ensaios. A fixação dos braquetes-teste nos fios foi realizada com amarrilho metálico ajustado firmemente, o qual foi afrouxado até que o braquete deslizasse no fio, sob o seu próprio peso, quando a placa de acrílico era posicionada perpendicularmente ao solo no mordente da máquina de ensaio (Fig. 2).

Ensaio para determinação da força de deslizamento e de fricção

Para o ensaio de deslizamento e fricção, as amostras foram separadas em três grupos, de acordo com o fio utilizado. Cada grupo era constituído por 8 conjuntos braquete/segmento de fio, sendo que cada conjunto foi testado três vezes e obtida uma média. As extremidades do fio foram dobradas justas aos braquetes para que os fios não deslizassem através das canaletas dos braquetes.

Para o ensaio de fricção, a placa de acrílico com o segmento de fio montado foi fixada verticalmente no mordente da base da máquina EMIC DL2000® (EMIC, Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, PR, Brasil)

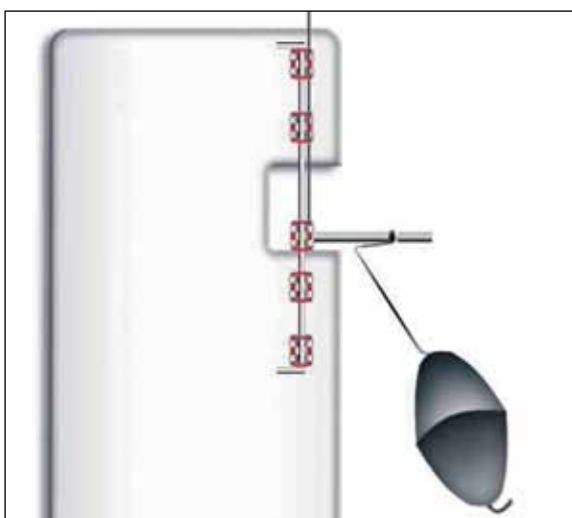


FIGURA 1 - Placa com o segmento de fio e o braquete-teste que simulou o dente canino na mecânica de deslizamento, posicionada verticalmente para ajuste do amarrilho do braquete-teste na máquina universal de ensaios EMIC -DL2000®.



FIGURA 2 - Placa de acrílico posicionada perpendicularmente ao solo no mordente da máquina de ensaios.

de modo que o fio que passava pela canaleta dos braquetes ficasse alinhado com o centro da célula de carga, na parte superior da máquina. Um fio de aço inoxidável 0,025", dobrado em forma de "U", com as extremidades medindo 14cm e a base 0,5cm, foi posicionado com a base apoiada na superfície mesial do braquete-teste e as duas extremidades fixadas à célula de carga.

A leitura da força de deslizamento e de fricção entre os braquetes e os diferentes tipos de fios foi realizada em máquina universal de ensaios EMIC DL2000® com velocidade de 5mm/min, por uma distância de 8mm. A força necessária para a condução do braquete através do fio foi registrada sob a forma de gráfico Força x Tempo.

Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey com nível de significância de 5%.

RESULTADOS

As médias e desvios-padrão da força de fricção para os diferentes conjuntos braquete/segmento de fio estão listados na Tabela 1. Os resultados mostraram que o fio Bioforce sem IonGuard apresentou a maior força de fricção ($1,597 \pm 0,147$), significativamente superior ao fio Bioforce com IonGuard ($1,377 \pm 0,086$), que apresentou os menores valores de força de fricção. Não houve diferença significativa entre os demais grupos ($P > 0,05$).

TABELA 1 - Valores da força de fricção dos fios Bioforce com IonGuard, Bioforce sem IonGuard e fio de aço inoxidável (N).

	Bioforce com IonGuard	Bioforce sem IonGuard	Fio de aço inoxidável
Média	1,377 ^b	1,597 ^a	1,573 ^{ab}
Desvio-padrão	0,086	0,147	0,214
Força mínima	1,240	1,420	1,200
Força máxima	1,480	1,800	1,820
Coefficiente de variação (%)	10,62	10,94	22,41

Letras distintas representam diferença estatisticamente significativa, com nível de significância de 95%.

DISCUSSÃO

O atrito, definido como a força que resiste ou se opõe ao movimento quando uma superfície desliza sobre a outra, possui natureza multifatorial. O atrito pode ser estático ou dinâmico e ambos representam a resistência à movimentação quando a força ortodôntica é aplicada. Vários fatores influenciam na magnitude da fricção entre o braquete e o fio, dentre eles: o material do fio e do braquete, a forma e o calibre do fio, o material da ligadura, o tamanho do encaixe do braquete, a largura do braquete, a angulação entre o encaixe braquete/fio, o ponto de aplicação da força em relação ao centro de resistência, a rugosidade de superfície, a força aplicada e a lubrificação pela saliva³. Para determinar a influência do fio e os parâmetros envolvidos na diminuição do atrito, o fator de variação nesse estudo foi apenas o tipo de fio utilizado, sendo que os demais fatores foram mantidos constantes. Portanto, as diferenças encontradas na força de fricção são, consequentemente, devidas às características dos fios.

Os resultados obtidos nesse estudo indicaram que o fio Bioforce sem IonGuard apresentou a maior força de fricção ($1,597 \pm 0,147$), significativamente superior à do fio Bioforce IonGuard ($1,377 \pm 0,086$). Não houve diferença significativa entre o fio de aço inoxidável e os demais grupos ($p > 0,05$). Esses resultados corroboram com os relatos de Viazis¹⁵, que verificou que os fios Bioforce da segunda geração, quadrados ou retangulares, são versáteis como arcos iniciais porque permitem o alinhamento, nivelamento e fechamento de espaços simultaneamente. Estudos que compararam os fios de aço inoxidável, NiTi e beta-titânio mostraram que o fio de beta-titânio produziu forças de fricção superiores ao NiTi^{3,8}, mas não foi observada nenhuma diferença significativa entre o fio NiTi e o de aço inoxidável, concordando com os resultados desse estudo⁸.

Por apresentar melhores propriedades elásticas e de resistência à corrosão, o fio NiTi passou a ser utilizado na terapia ortodôntica no final da década de 60². A utilização de fios confeccionados com a

liga de níquel-titânio proporciona vantagens como: (1) tempo reduzido de cadeira; (2) aplicação de uma força leve e contínua; (3) diminuição do tempo necessário para o alinhamento e nivelamento dentário, o que pode, frequentemente, ser realizado com um único arco; e (4) trabalho dentro de limites biológicos aceitáveis⁹. A principal vantagem das mecânicas com fricção é o fato de geralmente não serem necessárias configurações complicadas no fio, consumindo menor tempo para a colocação do fio inicial. Entretanto, não pode ser ignorada a sua menor eficiência quando comparada às mecânicas sem fricção, desde que a presença de fricção diminua o movimento do dente ao longo do fio¹⁴.

Com o objetivo de reduzir a fricção entre os fios e braquetes ortodônticos, foi introduzido o processo de implantação de íons, frequentemente usado no campo da Engenharia Mecânica. Nesse processo, um substrato é refinado por átomos ionizados que se aderem a radicais carregados positivamente de alta energia, através de uma carga negativa. Os radicais penetram na superfície do substrato e se unem a ele. Portanto, não é um revestimento; mas, sim, produzida uma modificação permanente da composição da superfície. Esse processo altera a composição da superfície do fio, diminuindo as forças de fricção produzidas durante a movimentação dentária¹². Uma camada de nitrogênio de 3µm, conseguida com o bombardeamento de íons na superfície do fio, permite reduzir a força de fricção, aumentar a resistência à fratura e diminuir a liberação de níquel na boca, responsável por processos alérgicos em alguns pacientes¹⁵.

A característica mais importante do níquel-titânio superelástico na clínica ortodôntica é a liberação de forças mais constantes, para grandes deflexões¹⁷. A associação da liberação de forças leves e constantes com o menor coeficiente de atrito dos fios Bioforce IonGuard é extremamente importante para facilitar e acelerar o tratamento ortodôntico, permitindo consultas mais espaçadas e produzindo forças fisiológicas para o movimento dentário.

Portanto, pode ser sugerido que os fios retangulares Bioforce IonGuard têm excelente aplicação clínica, especialmente nas fases iniciais do tratamento ortodôntico, isto é, de alinhamento e nivelamento, podendo substituir todos os fios redondos, bem como alguns fios retangulares de aço inoxidável^{1,10,11}. Essas novas ligas usadas nos fios ortodônticos apresentam características capazes de preencher as lacunas deixadas por uma Ortodontia realizada com fios sequenciais de aço inoxidável, cuja força variava com a mudança crescente do calibre de sua seção transversal⁹. Entretanto, Wichelhaus et al.¹⁶ verificaram que, após 4 semanas de utilização clínica, houve aumento significativo da fricção dos fios com implantação de íons, concluindo que as vantagens desses materiais ocorrem nos períodos iniciais de sua utilização.

Com base nesses dados, as propriedades particulares desses fios permitem a aplicação nas várias fases do tratamento, substituindo, em grande parte, o uso dos fios clássicos de aço inoxidável⁶. Portanto, nas mecânicas de deslizamento, o fio Bioforce IonGuard pode gerar menos resistência por fricção do que o fio Bioforce sem IonGuard, permitindo a movimentação de dentes com forças menores. Entretanto, o detalhamento e a finalização do tratamento ortodôntico devem ser realizados com fios de aço inoxidável de forma e tamanho apropriados¹.

CONCLUSÃO

Com base na metodologia utilizada, nas condições testadas e, de acordo com os resultados obtidos neste estudo, concluiu-se que o tipo de fio influenciou nos resultados de força de fricção. Os maiores valores de fricção foram apresentados pelo fio Bioforce sem IonGuard e a menor força de fricção foi apresentada pelo fio Bioforce com IonGuard, o qual constitui uma boa alternativa para o fio Bioforce sem IonGuard quando é requerido maior deslizamento na movimentação dentária. O fio de aço inoxidável apresentou força de fricção intermediária à dos demais fios.

Friction force on brackets generated by stainless steel wire and superelastic wires with and without IonGuard

Abstract

Objective: The aim of this study was to evaluate the friction forces on brackets (Roth, Composite, 10.17.005, 3.2 mm, width 0.022" x 0.030", Torque -2° and angulation +13°, Morelli®, Brazil), with stainless steel orthodontic rectangular wire (Morelli®, Brazil) and nickel titanium superelastic Bioforce wires with and without IonGuard (Bioforce, GAC®, USA). **Material and Methods:** Twenty-four brackets/wire segment combinations were used, distributed into three groups according to the orthodontic wire. Each bracket/wire segment combination was tested three times. The tests were performed in a universal testing machine Emic DL2000®. The data was submitted to ANOVA one way followed by Tukey's post hoc test ($p < 0.05$). **Results:** The rectangular orthodontic Bioforce wire with IonGuard presented significantly lower resistance to sliding than Bioforce without IonGuard. There was no statistical difference among the other groups. However, the coefficient of variation of Bioforce with and without IonGuard was lower than that of the stainless steel wire. **Conclusion:** The rectangular orthodontic Bioforce wire with IonGuard presented lower resistance to sliding than Bioforce without IonGuard, with no difference to the stainless steel wire.

Keywords: Orthodontic appliance design. Friction. Orthodontic wires.

REFERÊNCIAS

1. Andreasen GF, Amborn RM. Aligning, leveling, and torque control: a pilot study. *Angle Orthod.* 1989;59(1):51-60.
2. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971;82(6):1373-5.
3. 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.
4. Barwart O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110(5):553-8.
5. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod.* 1995;29(7):453-61.
6. Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios ortodônticos. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial.* 2001;6(4):103-14.
7. Kuramae M. Avaliação in vitro da força de fricção entre braquetes e fios ortodônticos na distalização do canino superior pela técnica de força direcional seqüencial de Tweed-Merrifield [tese]. Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas; 2006.
8. 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(3):336-45.
9. Martins JCR, Selaimen CRP. As novas ligas metálicas e o tratamento ortodôntico contemporâneo. *Clin Impress.* 1998;1(3):1-4.
10. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90(1):1-10.
11. Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J Clin Orthod.* 1990;24(9):544-8.
12. 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.
13. Secco AS. Determinação da rugosidade, força de deslizamento, coeficiente de resistência de fricção entre braquetes e fios ortodônticos [tese]. Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas; 1999.
14. Staggars JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod.* 1991;25(6):364-9.
15. Viazis AD. Bioefficient therapy. *J Clin Orthod.* 1995;29(9):552-68.
16. Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater.* 2005;21(10):938-45.
17. Wilcock AJ Jr, Arthur J, Wilcock Jr. on orthodontic wires. Interview by RC Kesling and CK Kesling. *J Clin Orthod.* 1988;22(8):484-9.

Enviado em: 15/05/2009
Revisado e aceito: 12/04/2010

Endereço para correspondência

Mayury Kuramae
Centro Universitário Hermínio Ometto - UNIARARAS / SP
Av. Maximiliano Baruto, 500
CEP: 13.607-339 - Araras / SP
E-mail: mayury@bol.com.br