

**UNIVERSIDADE DE UBERABA  
RICHARD ANTONIO DOS SANTOS**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FRICCIONAL DE  
BRAQUETES METÁLICOS E CERÂMICOS EM MODELO DE  
RETRAÇÃO SIMULADO COM MINI-IMPLANTE**

Uberaba - MG  
2012

**RICHARD ANTONIO DOS SANTOS**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FRICCIONAL DE  
BRAQUETES METÁLICOS E CERÂMICOS EM MODELO DE  
RETRAÇÃO SIMULADO COM MINI-IMPLANTE**

**Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado  
em Odontologia da Universidade de Uberaba, para  
obtenção de Título de Mestre em Odontologia, área  
de concentração em Biomateriais.**

**Orientador: Prof. Dr. Gilberto Antonio Borges**

Uberaba - MG  
2012

Catlogação elaborada pelo Setor de Referência da Biblioteca Central UNIUBE

Santos, Richard Antonio dos.

S59a Avaliação da resistência friccional de braquetes metálicos e cerâmicos em modelo de retração simulado com mini-implante / Richard Antonio dos Santos. – Uberaba, 2012.  
72f. : il.

Dissertação (mestrado) – Universidade de Uberaba. Programa de Mestrado em Odontologia, 2012.

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Antonio Borges

1. Ortodontia. 2. Materiais dentários. I. Universidade de Uberaba. Programa de Mestrado em Odontologia. II. Título.

CDD: 617.643

## AGRADECIMENTOS

A Deus, Criador de todas as coisas;

À minha esposa, Renata, por seu inestimável auxílio, amor, compreensão e paciência;

Aos meus filhos, Felipe e Fabricio, por me apoiarem em minhas ausências;

Aos meus pais, Iلسon e Elisabete, que com seu exemplo de vida, sempre me incentivaram a perseverar.

Ao Prof. Dr. José Bento Alves, Coordenador do Programa de Mestrado em Odontologia da Universidade de Uberaba;

Ao Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges, da Área de Materiais Dentários da Universidade de Uberaba, por sua orientação extremamente competente, e carinho paternal;

Ao Prof. Dr. Luís Henrique Borges, Diretor do Curso de Odontologia da UNIUBE, por sua participação brilhante, pelo seu exemplo de profissionalismo a ser seguido;

Ao Prof. Dr. Marcos Massao Shimano, do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, por sua ajuda que tornou possível a realização deste trabalho;

À Universidade de Uberaba (UNIUBE) pelo incentivo e apoio ao desenvolvimento do ensino e pesquisa.

Ao Instituto Tocantinense Presidente Antonio Carlos (ITPAC) de Porto Nacional pela oportunidade e confiança em mim depositados, através de sua coordenadora do curso de Odontologia, professora Janice Simões.

Aos Profs. da Área de Materiais Dentários da UNIUBE, Prof. Dr. Fernando Carlos Hueb de Menezes, Thiago Assunção Valentino e Luciano de Souza Gonçalves pela amizade, incentivo e participação nas atividades realizadas durante o curso;

Aos meus amigos do Mestrado, que dividiram comigo as alegrias e preocupações.

## EPIGRAFE

*“A felicidade, o que é a felicidade? Eu diria  
que é simplesmente ir contigo pela mão,  
parar um instante porque um odor nos chama,  
uma luz nos percorre, algo que nos aquece  
por dentro e nos faz pensar que não é a vida  
que nos leva, mas antes que a vida somos nós  
e que viver é isso, simplesmente isso.”*

José Antonio Muñoz Rojas

## RESUMO

A resistência friccional age como uma força contrária ao movimento dentário ortodôntico, e deve ser controlada para permitir a aplicação de forças leves, especialmente para não implicar em altos valores de forças indesejáveis aos mini-implantes de ancoragem temporária esquelética. O objetivo deste trabalho foi avaliar *in vitro* a resistência friccional de braquetes cerâmicos e metálicos em arco de aço inoxidável (0,019 x 0,025 polegadas) em um modelo simulando mecânica de deslizamento com extração de primeiro premolar para fechamento de espaço, utilizando-se ancoragem em mini-implante.

Modelos de acrílico foram instalados em uma máquina de ensaios universal em meio seco para medição da resistência ao deslizamento de braquetes metálicos (convencionais e auto-ligados) e cerâmicos (policristalinos e monocristalinos) de oito marcas comerciais.

Os braquetes metálicos apresentaram os menores valores de resistência friccional, e os auto-ligados passivos apresentaram valores inferiores comparados aos convencionais com ligação elástica. Os valores de resistência friccional foram diferentes entre as marcas comerciais e uma marca de braquetes cerâmicos obteve resultados similares aos encontrados nos braquetes metálicos.

Os braquetes cerâmicos apresentaram os valores de resistência friccional mais altos, quando comparados aos braquetes metálicos, em um modelo simulado de tratamento ortodôntico com auxílio de mini-implantes, para fechamento de espaços através de mecânica de deslizamento.

**Palavras-Chave:** Resistência friccional, braquetes, mini-implante.

## ABSTRACT

Frictional resistance acts as a counterforce to orthodontic tooth movement, which must be controlled to allow application of light forces, especially not to implicate high values of undesirable forces to temporary skeletal anchorage mini-implants. The aim of this study was to evaluate *in vitro* the frictional forces of ceramic and metallic brackets with stainless steel archwire (0.019 x 0.025-in) in a model simulating first premolar extraction sliding mechanics for space closure, with mini-implant anchorage.

Acrylic models were mounted to a universal testing machine in a dry state condition to assess the resistance to sliding of metallic (conventional and self-ligated) and ceramic (polycrystalline and monocrystalline) brackets of 8 commercial brands.

Metallic brackets showed the lowest values of frictional forces, and the passive self-ligated demonstrated lower values compared to conventional with elastic ligation. There was no significant difference among the brackets of the same groups. The polycrystalline brackets showed lower values, compared to monocrystalline. Frictional values were different among brands and 1 brand of ceramic brackets obtained similar results as found on metallic brackets.

Ceramic brackets showed higher values of frictional forces, when compared to metallic brackets, in a simulated mini-implant-aided orthodontic treatment for space closure with sliding mechanics.

Key-words: Brackets, mini-implant, frictional resistance.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Braquete de canino (A) e tubo molar (B).....	17
Figura 2 – Fios ortodônticos utilizados .....	17
Figura 3 – Gancho fixado ao segmento de arco de aço inoxidável de secção retangular de 0,019 x 0,025” .....	19
Figura 4 – Braquetes ortodônticos de segundos premolares superiores .....	19
Figura 5 – Ligadura elástica para união dos arcos aos braquetes .....	20
Figura 6 – Dentes de estoque montados em base de cera, alinhados através de fio 0,021 x 0,025” de aço inoxidável .....	21
Figura 7 – Corpo-de-prova em resina acrílica obtido a partir do enceramento.....	22
Figura 8 – Corpos-de-prova em resina acrílica .....	22
Figura 9 – Braquetes e tubos preparados para a colagem aos corpos-de- prova, fixados ao arco de 0,021 x 0,025 polegadas de aço inoxidável por meio de ligaduras elásticas .....	23
Figura 10 – Braquetes e tubos colados aos corpos-de-prova. A – braquete de canino; B – tubo molar .....	23
Figura 11 – Vista lateral do corpo-de-prova preparado para o ensaio mecânico ....	24
Figura 12 – Corpo-de-prova fixado para o teste, em inclinação de tração do segmento de arco em 15°.....	24



Figura 13 – Desenho esquemático do corpo-de-prova preparado para teste mecânico .....	25
Figura 14 – Dispositivo fixado à máquina universal de ensaios .....	25
Figura 15 – Corpo-de-prova posicionado, ligado ao gancho de tracionamento .....	26
Figura 16 – Detalhe do encaixe entre o arco de retração e o gancho de tracionamento ligado à máquina de ensaios universais .....	27
Figura 17 - Resultados para o atrito dinâmico (N) entre os grupos avaliados, em deslocamentos marcados de 0,5 até 3,0 mm de tracionamento do fio ortodôntico.....	30

## SUMÁRIO

1. Introdução.....	11
2. Proposição.....	16
3. Material e Métodos .....	17
3.1. Material.....	17
3.2. Métodos.....	21
3.2.1. Preparo dos corpos-de-prova .....	21
3.2.2. Dispositivo de ensaios mecânicos .....	24
3.2.3. Ensaio para mensuração das forças de atrito estático e cinético ..	26
3.2.4. Análise estatística.....	27
4.Resultados.....	28
4.1. Atrito estático.....	28
4.2. Atrito cinético ou dinâmico.....	30
5.Discussão .....	31
6.Conclusões.....	37
7.Referências Bibliográficas .....	38
8.Anexos.....	47
8.1. Considerações sobre artigo enviado para publicação .....	47
8.2. Normas para publicação da revista AJODO .....	48
8.3. Artigo enviado para revista AJODO.....	54
8.4. Confirmação de envio de artigo ao Jornal .....	72

## 1. INTRODUÇÃO

A ortodontia é a especialidade da odontologia responsável pela correção das posições dentárias, restabelecendo o equilíbrio funcional e propiciando uma melhora estética aos pacientes. Os braquetes de cerâmica apresentam uma procura crescente por parte dos profissionais, ocasionada por uma demanda populacional cada vez maior pela estética (REICHENEDER et al., 2007).

O atrito é definido como a resistência ao movimento quando um objeto se move tangencialmente, deslizando contra outro. Durante o tratamento ortodôntico, a ocorrência de deslizamento da canaleta do braquete em um fio ortodôntico ocorre principalmente nas fases de fechamento de espaços. Em consequência a essa movimentação, é gerado atrito entre esses componentes afetando a resposta biológica dos tecidos e a própria movimentação dentária, que depende da superação do atrito na interface canaleta fio pela aplicação de forças adequadas (HAIN et al, 2006). Inicialmente, para que a movimentação dentária ocorra, o atrito denominado estático deve ser superado, e com o dente em movimento, o atrito dinâmico exerce efeito, com o arco se movendo no sentido da força aplicada (MOORE et al., 2004; BURROW, 2009).

Existem variáveis que atuam influenciando a resistência friccional durante a mecanoterapia e seu estudo ao longo dos anos permitiu avaliar as considerações teóricas e implicações clínicas nos valores de resistência friccional (MOORE et al., 2004). As variáveis são a secção transversal do fio (TECCO et al., 2009), composição da liga do fio e do braquete (KIM et al.,

2008), distância inter-braquetes (WHITLEY; KUSY, 2007), rugosidade das superfícies (MARQUES et al., 2010), material de amarração (GRIFFITHS et al., 2005; BACCETTI; FRANCHI, 2006; TECCO et al., 2007), força de amarração (BORTOLY et al., 2008), uso repetitivo dos braquetes (NISHIO et al., 2004), tamanho da canaleta dos braquetes (KARAMOUZOS et al., 1997), condições de umidade do meio (GUERRERO et al., 2010), envelhecimento dos elásticos utilizados como amarração (KAHLON et al., 2010), tamanho dos elásticos (CHIMENTI et al., 2005), angulação do braquete e do fio (LOFTUS; ARTUN, 2001). Outros fatores biológicos influenciam também a resistência friccional, como saliva (IWASAKI et al., 2003; WHITLEY; KUSY, 2007), corrosão (KAO et al., 2006), placa bacteriana e película adquirida (AHN et al., 2009).

A movimentação dentária ocorre através de métodos mecânicos com ou sem deslizamento dos braquetes pelos fios ortodônticos. Na mecânica de deslizamento, o dente é transladado ao longo de um arco, obtido por movimento controlado, tendo como guia este arco onde os braquetes são conduzidos, juntamente com o dente. Nessa mecânica de deslizamento, a coroa dentária se move antes do ápice da raiz, o que causa inclinação do braquete em relação ao fio, e denota toques em dois pontos de contato, o que promove atrito e atrasa ou até mesmo impede o movimento dentário ao qual o braquete está fixado (KUSY, 2005). Esse atrito reduz ou consome inteiramente a força disponível para a movimentação dentária. O aumento na utilização de braquetes auto-ligáveis nos dias atuais, motivado principalmente pela necessidade de uso de sistemas com menor atrito para os tratamentos ortodônticos, tem gerado grande interesse para a pesquisa (VOUDOURIS

etal., 2010). As forças de atrito geradas entre os braquetes e fios apresentam influência na movimentação dentária nas fases iniciais de alinhamento e nivelamento, nos movimentos de deslizamento para retração dentária e na ancoragem (KIM et al., 2008; CHA et al, 2007).

Durante a utilização biomecânica ortodôntica, a interface arco-braquete influencia de forma significativa na força transmitida ao dente. Quanto menor essa resistência friccional gerada, menor o tempo total de tratamento, e o movimento dentário ocorre de maneira mais fisiológica, diminuindo, portanto os riscos de ocorrências indesejáveis como as reabsorções radiculares (VOUDOURIS et al., 2010).

Novos materiais cerâmicos utilizados para a confecção de braquetes ortodônticos surgem com a premissa de reduzir o tempo de tratamento e aumentar o conforto para o paciente (TURNBULL; BIRNIE, 2007). Os braquetes cerâmicos, por apresentarem estética superior, possuem uma maior aceitação por parte do paciente. Muitas vezes esses materiais são comparados laboratorialmente com materiais já consagrados, como o aço inoxidável (NISHIO et al., 2004). A análise da eficiência desses braquetes cerâmicos engloba alguns fatores que alteram os resultados esperados nas movimentações dentárias. Um desses fatores é o atrito que surge entre o material cerâmico do braquete e o material metálico do arco ortodôntico. O atrito entre materiais semelhantes, como o aço ou entre o aço e ligas metálicas, apresenta-se inferior ao atrito gerado entre as cerâmicas e os arcos metálicos (KARAMOUZOS et al., 1997).

Os fabricantes dos braquetes de cerâmica, por sua vez, adotaram um novo sistema de redução de atrito no conjunto braquete-arco, realizando uma

modificação no sistema de ligação. Esse sistema é conhecido como sistema “auto-ligável”, onde o arco ortodôntico não mais é preso ao braquete através de ligaduras metálicas e elásticas. Os braquetes auto-ligáveis, portanto permitem certa liberdade ao arco, sem permitir sua soltura (CACCIAFESTA et al., 2006; TECCO et al., 2007).

A escolha por parte dos profissionais sobre qual sistema promove menor atrito poderá justificar a escolha de um ou de outro material. Apesar dos conhecimentos avançados nessa área, a ortodontia tem mostrado grande interesse ao efeito do atrito entre o fio ortodôntico e o braquete durante a movimentação dos dentes, devido ao fato de que grande parte das técnicas envolve a mecânica de deslizamento (SOUTHARD et al., 2007). Por outro lado, não se conhecendo a força de atrito do sistema, forças abaixo do ideal prolongariam o tratamento, e quando acima do ideal, corre-se o risco de aplicação de forças excessivas numa tentativa de compensar a resistência friccional existente (READ-WARD et al, 1997).

Na mecânica de deslizamento para fechamento de espaços, a preocupação com a aplicação de forças excessivas se deve ao fato da possibilidade de ocorrência de perda de ancoragem, que consiste em uma movimentação para mesial dos molares, em uma situação em que isto não é desejado (FIDALGO et al, 2010). Essa perda de ancoragem pode ser evitada ou prevenida utilizando-se mini-implantes como suporte para a aplicação de forças (TAKAKI et al, 2010). Os mini-implantes pertencem a uma categoria de dispositivos de ancoragem temporária, pois são removidos após o término do tratamento, sendo amplamente utilizados em ortodontia para se obter ancoragem esquelética (FLORVAAG et al, 2010).

Levando-se em consideração a força necessária para o deslizamento da canaleta do braquete no fio, a inserção de novos braquetes de cerâmica monocristalina tanto convencionais quanto os auto-ligáveis, torna-se importante o estudo do atrito e os fatores que influenciam diretamente na escolha desses materiais, considerando o efeito direto refletido em seu cotidiano clínico. O presente estudo tem o objetivo de avaliar *in vitro* a resistência friccional entre braquetes e fio ortodôntico em modelo de retração com mini-implante. A hipótese nula da pesquisa foi que não há diferença entre os níveis de resistência friccional gerados pelos braquetes metálicos e cerâmicos avaliados.

## **2. PROPOSIÇÃO**

O presente estudo teve os seguintes objetivos:

1. Comparar as forças de atrito estático de braquetes metálicos convencionais e auto-ligados com braquetes cerâmicos.

2. Comparar as forças de atrito estático entre braquetes cerâmicos policristalinos e braquetes monocristalinos



### 3. MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1 MATERIAL

Para a realização deste trabalho foram utilizados 80 braquetes de aço inoxidável de caninos (3M Abzil®, São José do Rio Preto, Brasil) e 80 tubos de primeiros molares (3M Abzil®, São José do Rio Preto) para fixação aos corpos-de-prova (figura 1). Foram utilizados dois fios ortodônticos (Morelli®, Sorocaba, Brasil) de secção 0,019 x 0,025 e 0,021 x 0,025 polegadas para a fixação dos braquetes aos corpos-de-prova (figura 2).

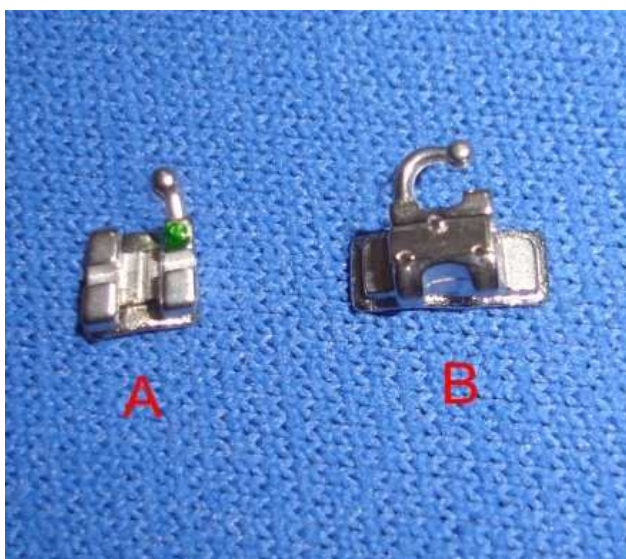


Figura 1 – Braquete de canino (A) e tubo molar (B).



Figura 2 – Fios ortodônticos utilizados (CrNi Morest, Morelli)

As descrições dos materiais que foram utilizados neste estudo encontram-se detalhadas nos quadros 1 e 2.

**Quadro 1 – Descrição dos braquetes utilizados no estudo.**

<b>TIPO DE BRAQUETE</b>	<b>NOME COMERCIAL</b>	<b>FABRICANTE</b>	<b>LOTE</b>
Metálico convencional	Kyrium	3M - Abzil	2011020381
Metálico auto-ligado	Tellus	Eurodonto	20101224E
	Easy Clip	Aditek	14.82.900
Cerâmico policristalino convencional	Transcend Series 6000	3M Unitek	1124400424
	Iceram	Orthometric	0310
	Maia	Eurodonto	20101222E
Cerâmico monocristalino convencional	Zetta	Eurodonto	20101223E
	Iceram S	Orthometric	0311

**Quadro 2 – Fios e elásticos ortodônticos utilizados no estudo.**

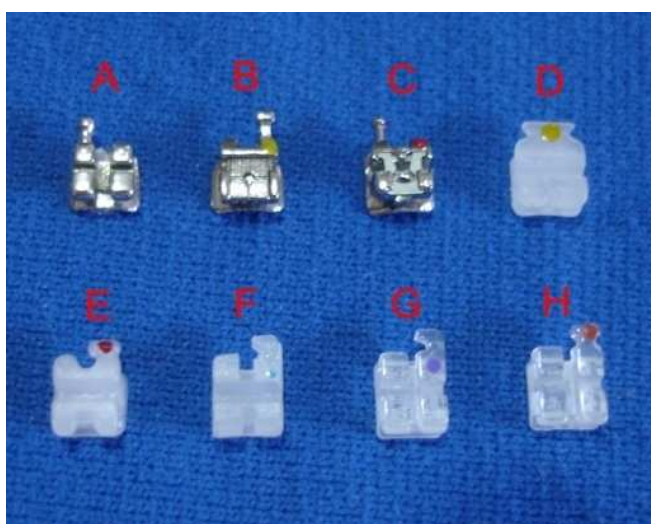
<b>MATERIAL</b>	<b>NOME COMERCIAL</b>	<b>ESPESSURA</b>	<b>FABRICANTE</b>	<b>LOTE</b>
Aço inoxidável (Cr-Ni)	Morest Standard	0,019 x 0,025"	Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brasil	1503149
	Morest Standard	0,021 x 0,025"	Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brasil	1555259
Elástico em Poliuretano	Alastik Easy-to-tie	Universal	3M Unitek, Monrovia, CA, USA	CH5IJ

Foram também utilizados 80 ganchos para fixação aos segmentos de arcode tracionamento (figura 3).

Para o estudo e avaliação foram utilizados 80 braquetes de segundos premolares superiores (quadro1) e fio ortodôntico de espessura 0,019 x 0,025 polegadas (Morelli®, Sorocaba, Brasil), amarrados por ligadura elástica (Alastik Easy-to-Tye®, 3M Unitek Corporation®) em meio seco, à temperatura ambiente ( $24^{\circ}\text{C} \pm 1$ ) (figuras 4 e 5).



**Figura 3** – Gancho fixado ao segmento de arco de aço inoxidável de secção retangular de 0,019 x 0,025”.



**Figura 4** – Braquetes ortodônticos de segundos premolares superiores. A – Kyrrium; B – Tellus; C – Easy Clip; D – Transcend Series 6000; E – Iceram; F – Maia; G – Zetta; H – Iceram S.



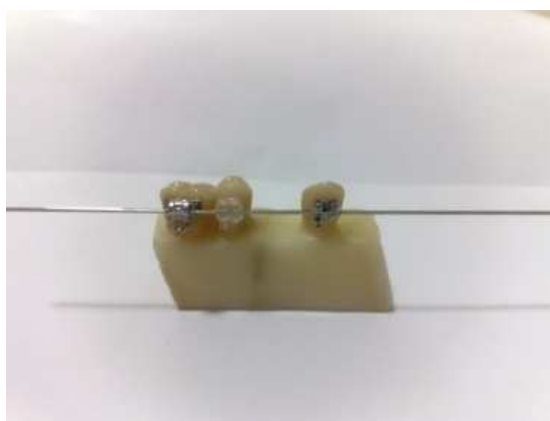
**Figura 5 – Ligadura elástica para união dos arcos aos braquetes.**

## 3.2 MÉTODOS

### 3.2.1 PREPARO DOS CORPOS-DE-PROVA

Inicialmente foi confeccionado um modelo padrão, utilizando dentes de estoque (Biotone®, Catanduva, Brasil) canino, premolar e molar superior. Esses dentes foram fixados em uma base de cera, simulando extração do primeiro premolar superior.

Os dentes de estoque receberam em suas faces vestibulares braquetes duplos e tubos metálicos simples (3M Abzil®, São José do Rio Preto, Brasil) de canaleta 0,022 polegadas, da técnica StraightWire, prescrição Roth. Em seguida, um segmento de arco de aço inoxidável (Morelli®, Sorocaba, Brasil) de seção retangular 0,021 x 0,025 polegadas foi utilizado para a conexão dos braquetes e tubos, de forma que durante a adesão à cera da base, os mesmos estivessem passivamente assentados e perfeitamente alinhados. Após a adesão dos dentes à base, esse fio foi removido (figura 6).



**Figura 6** – Dentes de estoque montados em base de cera, alinhados através de fio 0,021 x 0,025 polegadas de aço inoxidável.

Para melhor fixação do dispositivo à máquina de ensaio, a base de cera teve suas extremidades recortadas. Dessa forma conseguiu-se uma inclinação constante de 15° para todos os corpos-de-prova, criando o efeito desejado de tração através de ancoragem em mini-implantes.

O corpo-de-prova em cera produzido foi moldado e duplicado para a obtenção dos oitenta corpos-de-prova em resina acrílica, sendo 10 corpos-de-prova para cada um dos oito grupos avaliados (figura 7 e 8).



**Figura 7 – Corpo-de-prova em resina acrílica obtido a partir do enceramento.**

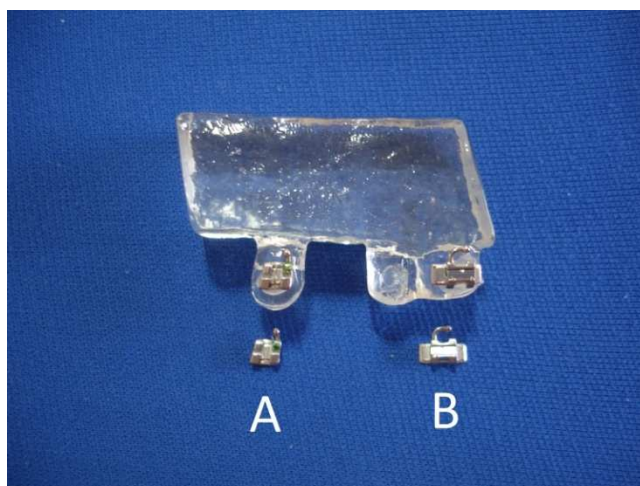


**Figura 8 – Corpos-de-prova em resina acrílica.**

Aos corpos-de-prova de acrílico foram colados os braquetes a serem testados no segundo premolar superior, braquetes de canino superior e tubo do primeiro molar superior (3M Abzil®, São José do Rio Preto, Brasil), utilizando-se um segmento de arco de aço inoxidável (Morelli®, Sorocaba, Brasil) de secção retangular de 0,021 x 0,025 polegadas, através da utilização de uma régua com distância e posicionamento de braquetes e tubos padronizado, com o objetivo de permitir o alinhamento dos mesmos (figura 9 e 10).



**Figura 9** – Braquetes e tubos preparados para a colagem aos corpos-de-prova, fixados ao arco de 0,021 x 0,025 polegadas de aço inoxidável por meio de ligaduras elásticas.



**Figura 10** – Braquetes e tubos colados aos corpos-de-prova. A – braquete de canino; B – tubo molar.

Para a colagem dos braquetes e tubos foi utilizado o sistema de colagem Durepoxi (Durepoxi®, Boituva, Brasil), sendo manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Após a polimerização, esse fio foi removido.

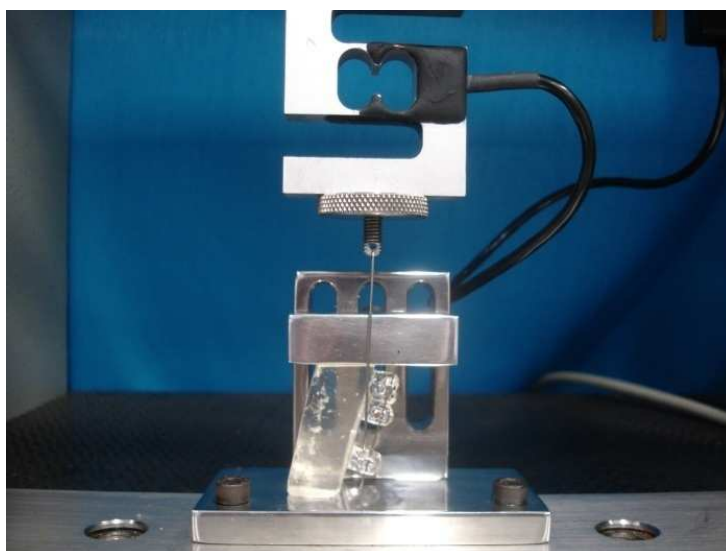
Aos corpos-de-prova foram amarrados através de ligaduras elásticas Alastik® (3M® Unitek Corporation, Monrovia, EUA), segmentos de arcos de aço inoxidável (Morelli®, Sorocaba, Brasil) de 0,019 x 0,025 polegadas com ganchos (Morelli®, Sorocaba, Brasil) (figura 11).



**Figura 11** – Vista lateral do corpo-de-prova preparado para o ensaio mecânico.

### **3.2.2DISPOSITIVO DE ENSAIOS MECÂNICOS**

Um dispositivo de ensaios mecânicos foi confeccionado de modo a permitir a fixação dos corpos-de-prova em posição padronizada para a realização dos testes, simulando a angulação de  $15^\circ$  do fio de retração com o plano oclusal durante a mecânica de retração ancorada em mini-implantes (figura 12 e 13). O dispositivo foi fixado à base da máquina universal de ensaio DL 3000 (EMIC®, São José dos Pinhais, Brasil) (figura 15).



**Figura 12** – Corpo-de-prova fixado para o teste, em inclinação de tracionamento do segmento de arco em  $15^\circ$ .



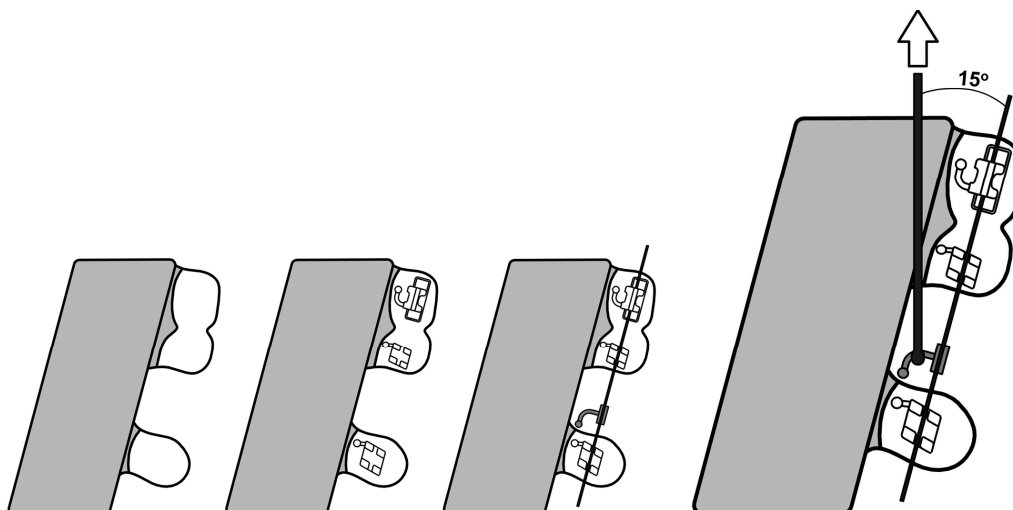


Figura 13 – Desenho esquemático do corpo-de-prova preparado para teste mecânico.

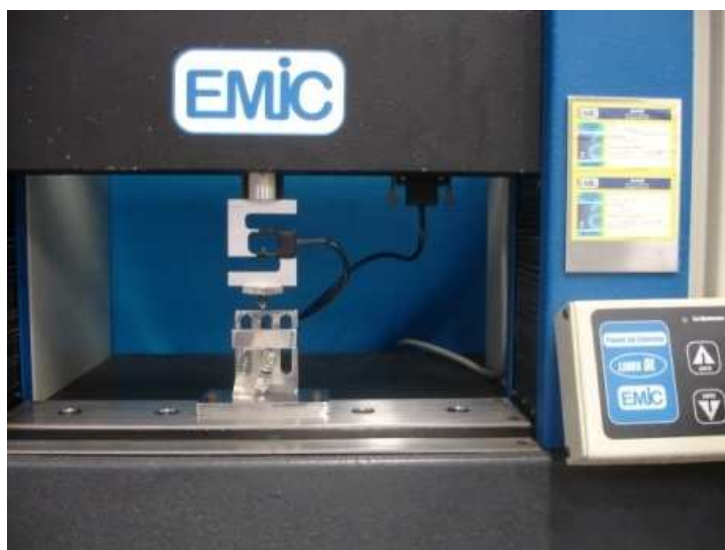
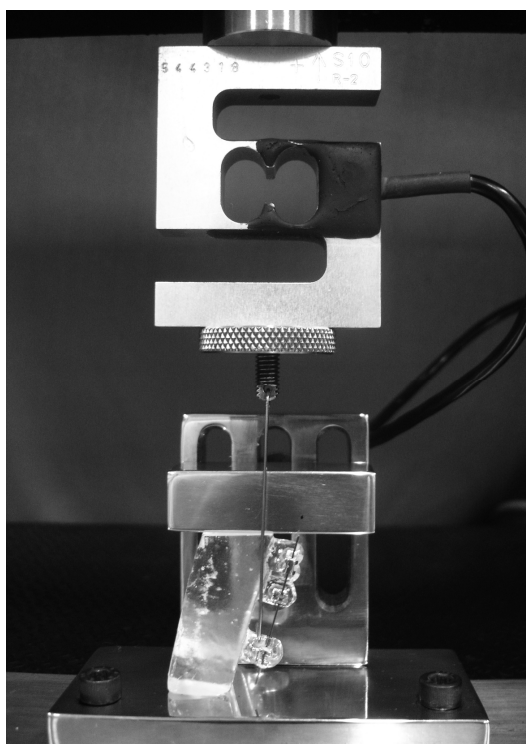


Figura 14 – Dispositivo de ensaios mecânicos fixado à máquina universal de ensaios.

### 3.2.3 ENSAIO PARA MENSURAÇÃO DAS FORÇAS DE ATRITO ESTÁTICO E CINÉTICO

O dispositivo de ensaios mecânicos fixado à base da máquina de ensaio universal recebeu os corpos-de-prova. Foi confeccionado um arco de ligação para conectar a base superior móvel da máquina EMIC aos ganchos dos arcos ortodônticos a serem tracionados (figura 15). Esse arco foi confeccionado utilizando-se 10 cm de fio de aço inoxidável 0,047" (Morelli®, Sorocaba, Brasil), com suas extremidades dobradas para adaptação à máquina e aos corpos-de-prova (figura 16). A máquina foi acionada e o segmento de fio foi tracionado por uma distância de 3 mm, a uma velocidade de 5 milímetros por minuto, utilizando célula de carga de 50 Kgf. O valor de pico registrado no software TESC foi anotado como o atrito estático, que é a força necessária para iniciar o movimento do arco pelos braquetes. Os ensaios mecânicos foram conduzidos com os mesmos parâmetros para todos os grupos, sendo cada ensaio com uma nova combinação braquete-fio, evitando-se com isso a influência do desgaste.



**Figura 15** – Corpo-de-prova posicionado, ligado à máquina universal de ensaios através do arco de ligação.



**Figura 16** – Detalhe do encaixe entre o gancho do arco de retração e o arco de ligação ligado à máquina de ensaios universais.

### 3.2.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram estatisticamente avaliados utilizando-se o teste t (*student*) e Kruskal-Wallis seguido do teste de comparações de *Dunn*, com nível de significância de  $p < 0.05$ .

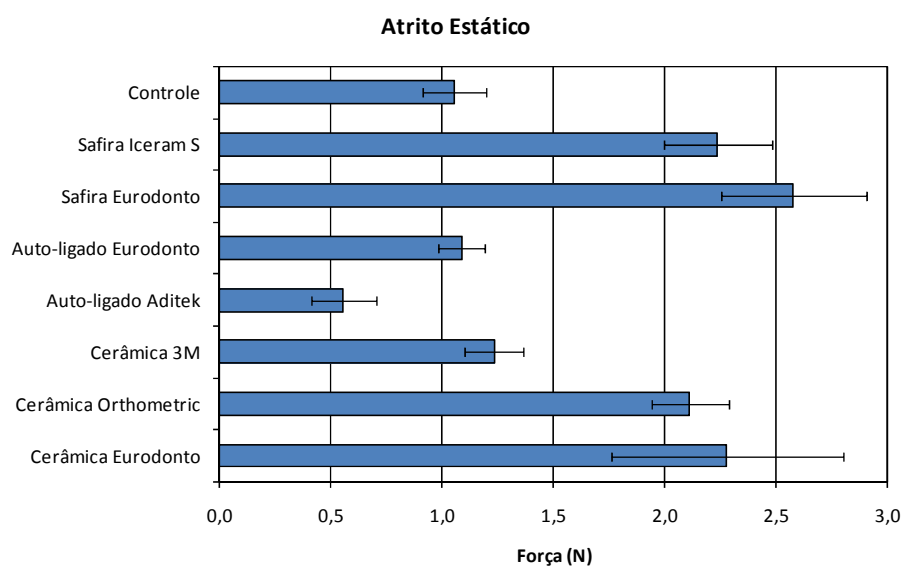
## 4. RESULTADOS

### 4.1 Atrito Estático

As análises estatísticas de Kruskal-Wallis e o Teste de Comparações Múltiplas de Dunn mostraram diferenças significativas entre os grupos de braquetes metálicos e cerâmicos (Tabela 1).

Os braquetes metálicos, tanto do grupo controle quanto dos grupos de auto-ligados, foram os que apresentaram valores de resistência friccional mais baixos, com diferenças significativas. Os braquetes cerâmicos apresentaram altos valores de resistência friccional, sendo os cerâmicos monocristalinos com valores de diferença significativa superior aos policristalinos (Tabela 1 e Gráfico 1).

Entre os braquetes dos mesmos grupos (metálicos, cerâmicos monocristalinos e cerâmicos policristalinos) não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, com exceção ao braquete cerâmico policristalino Transcend Series 6000®, que apresentou valor significativo menor de resistência friccional que o braquete monocristalino Zetta®.



**Gráfico 1 – Resultados para o atrito estático (N) para os grupos avaliados.**

**Tabela 1 – Comparações efetuadas para as forças, teste aplicado e significância.**

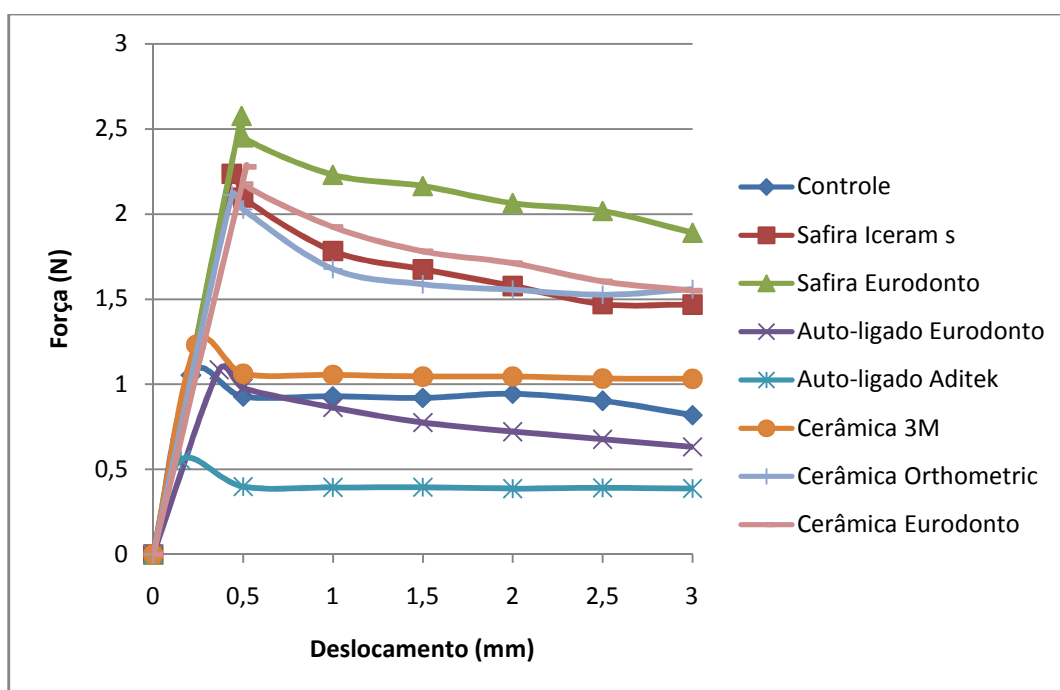
Média	desvio padrão	*P1	p (valor)
Safira Iceram S (SIS)		2,2363	0,2452
Safira Eurodonto(SE)		2,5759	0,3253
			0,0167
Cerâmica 3M (C3M)	1,2318A	0,1310	*P2
Cerâmica Eurodonto (CE)		2,2765B	0,5199
Cerâmica Orthometric (CO)		2,1110B	0,1746
			0,0003
Auto ligado Aditek (ALA)		0,5551A	0,1460
Auto ligado Eurodonto (ALE)		1,0844B	0,1069
Convencional 3M (CL3M)		1,0525B	0,1440
			0,0000
Soma dos Ranks			
SIS		580 AB	*P2
SE		699 A	
C3M		327 BD	
CE		592 AB	
CO		531 ABC	
ALA		55D	
ALE		236 CBD	
CL3M		219 CBD	0,0000

Letras maiúsculas diferentes denotam diferenças significativas  $p < 0,05$ . \*P1 teste t (student) não pareado, \*P2 teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e *post hoc* de Dun

## 4.2. Atrito Cinético ou Dinâmico

O atrito dinâmico medido a cada intervalo de 0,5 mm apresentou valores mais baixos que o atrito estático (pico), em uma tendência de diminuição gradativa conforme o segmento de arco deslizava pelos braquetes (Figura 17).

Os braquetes cerâmicos monocristalinos e policristalinos, com exceção do braquete cerâmico policristalino da 3M (Transcend Series 6000), apresentaram uma curva decrescente acentuada nos valores de atrito dinâmico (Figura 17).



**Figura 17** – Resultados para o atrito dinâmico (N) entre os grupos avaliados, em deslocamentos marcados de 0,5 até 3,0 mm de tracionamento do fio ortodôntico.

## 5. DISCUSSÃO

A hipótese nula de que a resistência friccional entre braquetes e fio ortodôntico em um modelo de retração pela técnica de deslizamento com ancoragem esquelética de mini-implante não é influenciada pelo tipo de braquete utilizado, foi rejeitada. Houve diferença significativa entre os grupos de braquetes metálicos e cerâmicos (Tabela 3 e Gráfico 1). Os braquetes avaliados neste estudo apresentaram materiais diferentes em suas composições, podendo ser de metal convencional ou auto-ligados, cerâmicos monocristalinos ou policristalinos, influenciando nos resultados de atritos com o arco testado, com resultados semelhantes encontrados no trabalho de Doshi et al., 2011.

O movimento dentário não é um evento contínuo, mas acontece em velocidades muito pequenas e por distâncias muito curtas. Portanto, neste estudo, foi considerada mais relevante a avaliação das forças de atrito estático que as do atrito dinâmico, assim como foi realizado no trabalho de Guerrero et al. (2010).

Extrações dentárias são utilizadas em ortodontia com o objetivo de eliminar apinhamentos ou melhorar a oclusão. Em apinhamentos graves ou biprotrusão dentárias, os premolares são geralmente extraídos, e são utilizadas forças mecânicas de deslizamento ou de alças para fechar os espaços resultantes (KOJIMA et al., 2010). Um dos métodos utilizados para o fechamento destes espaços se faz através de forças que são aplicadas com a utilização de correntes elásticas ou molas fechadas entre mini-implantes posicionados distalmente aos segundos premolares até ganchos fixados no arco de retração, mesial ou distalmente aos caninos. Dessa forma, o arco superior é retraído, levando consigo os dentes anteriores (CHOI et al., 2011). O fechamento de espaços de extração de

premolares através da retração dos dentes anteriores necessita de uma força de 200 a 250 gf, suficiente para os tecidos de suporte, sem promover desconforto ao paciente (BOESTER et al., 1974). Deve-se levar em consideração, entretanto, que a resposta biológica dos tecidos e em consequência o movimento dentário ocorrerão somente quando a força aplicada ultrapassar o atrito gerado entre fio ortodôntico e braquete.

No presente estudo foi observado que, de forma geral, os braquetes cerâmicos geraram atrito superior, quando comparados aos braquetes metálicos, e assim pode-se pensar que forças maiores deverão ser aplicadas aos braquetes cerâmicos, com o intuito de superar as forças de atrito, o que vai ao encontro dos achados de Griffiths et al., 2005.

Nesse estudo foram analisados braquetes em deslizamento sobre fios 0,019 x 0,025" de aço inoxidável. Esse material foi adotado devido a sua alta rigidez, que resiste à deformação causada por forças de tração extra e intrabucal, além de garantir o controle transversal da arcada dentária, como recomenda o trabalho de Guerrero et al., 2010. A qualidade da superfície do material onde ocorre o atrito é uma variável de relevância na geração do mesmo, sendo o arco de aço inoxidável o mais adequado a este tipo de movimentação ortodôntica, como demonstrado no estudo de Iwasaki et al., em 2003. De acordo com estudos encontrados na literatura, são evidenciadas as características superiores desse metal em relação a outras ligas utilizadas para a confecção de arcos ortodônticos, proporcionando menor força de atrito com maior lisura de superfície (CACCIAFESTA et al, 2003; GUERRERO et al, 2010; DOSHI et al, 2011).

Os grupos dos braquetes auto-ligados apresentaram resposta extremamente satisfatória por apresentar resistência friccional reduzida. Este estudo confirma os



achados de outros trabalhos encontrados na literatura, em relação aos resultados de atrito menores dos braquetes auto-ligados, para diferentes tipos e espessuras de arcos ortodônticos (READ-WARD et al., 1997; THOMAS et al., 1998). A ausência de um sistema de ligação ativa como ligaduras elásticas ou amarrilhos metálicos confere ao sistema uma grande vantagem em relação à redução do atrito, confirmando os achados de outros autores (BACCETTI et al., 2006; BORTOLY et al., 2006; TECCO et al., 2009).

Os grupos de braquetes auto-ligados, mesmo em arcos mais espessos como o utilizado nesse trabalho, apresentaram resultados melhores que os do grupo controle, visto que nesse último grupo o fato de ser utilizado um sistema de ligação elástica, apresentou aumento em seu nível de atrito estático, como constatado em outros trabalhos da literatura (THOMAS et al., 1998; BUDD et al., 2008).

Os grupos de braquetes auto-ligados avaliados neste trabalho apresentavam um sistema de ligação passiva, onde o clip metálico não pressiona o arco na canaleta, como demonstrado no trabalho de Read-Ward et al., em 1997. Os braquetes auto-ligados com sistema ativo apresentam maior nível de atrito em relação aos braquetes de sistema passivo, porém maior controle de torque em fios mais espessos, de acordo com os trabalhos encontrados na literatura (CHUNG et al.; 2009; BRAUCHLI et al., 2011).

Os braquetes cerâmicos avaliados neste estudo se enquadravam em dois tipos principais: os monocristalinos e os policristalinos. Neste trabalho os braquetes policristalinos atingiram índices menores de atrito, em relação aos monocristalinos, assim como encontrado no estudo de Reichneder et al., em 2007.

Embora todos os braquetes cerâmicos sejam compostos de óxido de alumínio, as diferenças no processo de fabricação dos braquetes

cerâmicos determinam dois tipos de materiais e, portanto de braquetes, a alumina policristalina e a alumina de cristal único, ou monocristalina (FLORES et al., 1990). O processo de fabricação tem um papel muito importante no desempenho clínico dos braquetes cerâmicos, gerando resultados de resistência friccional diferentes para o mesmo material, como encontrado em nosso trabalho em relação à cerâmica policristalina, com resultados semelhantes ao estudo de Burrow et al., em 2009.

Os resultados de resistência friccional divergentes entre braquetes do mesmo material encontrados em nosso trabalho podem ser explicados pelos achados de Turnbull et al., em 2007, onde os autores afirmam que os braquetes podem apresentar comprometimento clínico devido à presença de poros, interferências da usinagem e linhas de propagação de trincas.

Devido à produção dos braquetes policristalinos ser mais simples, esses são os mais disponíveis no mercado atualmente, de acordo com Kusy et al., 2001. A diferença mais aparente entre os braquetes monocristalinos e policristalinos é sua claridade óptica, verificado no trabalho do autor e em nosso trabalho. Os monocristalinos são muito mais claros que os policristalinos, estes últimos tendendo a ser translúcidos. Ambos são muito resistentes à pigmentação e descoloração (KARAMOUZOS et al., 1997)

O trabalho de Anh (2009) demonstra serem os braquetes monocristalinos possuidores de uma superfície mais polida, com níveis menores de rugosidade e de energia livre de superfície. Esses resultados não fundamentam nossos achados, pois uma superfície mais polida promoveria um deslizamento com menor atrito. A metodologia utilizada por Anh et al., 2009, se fez através blocos de materiais, não ocorrendo testes de deslizamento, mas sim análises estáticas das superfícies, o que poderia explicar esses resultados.

Quanto aos braquetes cerâmicos, a literatura mostra resultados divergentes entre monocristalinos e policristalinos. Alguns estudos apresentam resultados demonstrando valores semelhantes de atrito para os braquetes metálicos e policristalinos. Outros estudos mostram valores de resistência friccional similares entre braquetes monocristalinos e policristalinos, ou menores valores para os monocristalinos, ou ainda menores valores para os policristalinos (KARAMOUZOS et al., 1997; NISHIO et al., 2004; REICHENEDER et al., 2007; BURROW et al., 2009). No presente estudo, os maiores valores de resistência friccional foram encontrados nos braquetes monocristalinos, com resultados semelhantes aos encontrados no trabalho de Guerrero(2010). Estes resultados podem ser explicados por trabalho que sugere que estes valores altos são causados pelos ângulos agudos entre a base e as paredes das canaletas com a superfície externa do braquete (PARMAGNANI et al., 2011).

A utilização de mini-implantes como ancoragem para a retração dos dentes anteriores, em casos de extração de premolares, promove maior controle de torque durante a movimentação ortodôntica, além de substituir o uso de aparelhos extra-orais e elásticos inter-maxilares, cujos resultados dependem da colaboração do paciente (OUYANG et al., 2007; ASSCHERICKX et al., 2008). No presente trabalho a utilização do ângulo de  $15^{\circ}$  simulando a linha de ação de força passando pelo mini-implante gerou um maior contato dos arcos com a parede superior da canaleta do braquete, aumentando os níveis de atritos entre os materiais avaliados. A alteração do ângulo arco-braquete, e o aumento dos níveis de atrito estão em concordância com trabalhos encontrados na literatura, como os resultados de Loftus (2001) e de Moore (2004).

Para que ocorra a movimentação ortodôntica, o atrito estático deve ser superado. Se forem desejáveis forças leves, as forças de atrito devem ser as mais baixas possíveis, visto que forças pesadas são difíceis de controlar (KOJIMA e FUKUI, 2010). A seleção de materiais com níveis de resistência friccional baixos tornam o tratamento ortodôntico mais eficaz, e não sobrecarregam o sistema de ancoragem esquelético. Os valores friccionais dos braquetes cerâmicos foram mais altos que os encontrados nos braquetes metálicos convencionais e auto-ligados. Dessa forma, os tratamentos de extração de premolares com retração da bateria anterior utilizando-se de ancoragem esquelética devem ser selecionados com cautela, visando não comprometer seu progresso, devendo ser discutido com o paciente os benefícios e limitações em se utilizar braquetes cerâmicos.

## 6. CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo, as seguintes conclusões podem ser emitidas:

- Os braquetes metálicos apresentaram os menores valores de força friccional estática.
- Os braquetes auto-ligados apresentaram menor atrito estático que os braquetes metálicos convencionais.
- Os braquetes policristalinos Transcend® Series 6000 (3M® Unitek, Monrovia, EUA) apresentaram os melhores resultados entre os braquetes cerâmicos avaliados.
- Os braquetes de cerâmica monocristalina produziram os maiores níveis de força friccional estática.

## REFERÊNCIAS

1. AHN, H.B; AHN, S.J; LEE, S.J; KIM, T.W; NAHM, D.S. Analysis of surface roughness and surface free energy characteristics of various orthodontic materials. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 136(5): p.668-674. 2009.
2. ASSCHERICKX, K; VANNET, B. V; WEHRBEIN, H; SABZEVAR, M. M. Success rate of miniscrews relative to their position to adjacent roots. **European Journal of Orthodontics**, 30: p.330-335. 2008.
3. BACCETTI, T; FRANCHI, L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the pre-adjusted appliance. **Angle Orthodontist**, 76(2): p.211-216. 2006.
4. BOESTER, C.H.; JOHNSTON, L. E. A clinical investigation of the concepts of differential and optima force in canine retraction. **Angle Orthodontist**. 44(2): p.113-119. 1974.
5. BORTOLY, T.G; GUERRERO, A. P; RACHED, R.N; TANAKA, O; GUARIZA-FILHO, O; ROSA, E.A.R. Sliding resistance with esthetic ligatures: an in vitro study. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 133(3): p.340e1-340e7. 2008.

6. BRAUCHLI, L.M; SENN, C; WICHELHAUS, A. Active and passive self-ligation – a myth. **The Angle Orthodontist**. 81(2): p.312-318. 2011.
7. BUDD, S; DASKALOGIANNAKIS, J; TOMPSON, B.D. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. **European Journal of Orthodontics**. 30: p.645-653. 2008.
8. BURROW, S. J. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 135(4): p.442-447. 2009.
9. CACCIAFESTA, V; SFONDRINI, M.F; RICCIARDI, A; SCRIBANTE, A; KLERSY, C; AURICCHIO, F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 124: 395-402, 2003.
10. CHA, J.Y; KIM, K.S; HWANG, C.J. Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. **Angle Orthodontist**. 77(1): p.100-107. 2007.
11. CHIMENTI, C; FRANCHI, L; DI GIUSEPPE, M.G; LUCCI, M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. **Angle Orthodontist**. 75(3): p.421-425. 2005.

12. CHOI, S; PARK, K. H; CHEONG, Y; KIM, H. K; PARK, Y. G; PARK, H. K. Changes in ultrastructure and properties of bracket slots after orthodontic treatment with bicuspid extraction. **Scanning**. 33(1): p.25-32. 2011.
13. CHUNG, M; NIKOLAI, R.J; KIM, K.B; OLIVER, D.R. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type: effects on sliding friction. **Angle Orthodontist**. 79(3): p.551-557. 2009.
14. DOSHI, U.H; BHAD-PATIL, W.A. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. 139 (1): 2011.
15. FIDALGO, T.K.S; PITHON, M.M; MACIEL, J.V.B; BOLOGNESE, A.M. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva – an in vitro evaluation. **Journal of Applied Oral Science**. 19(1): p.57-62. 2011.
16. CHIMENTI, C; FRANCHI, L; DI GIUSEPPE, M.G; LUCCI, M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. **Angle Orthodontist**. 75(3): p.421-425. 2005.
17. EHSANI, S; MANDICH, M.A; EL-BIALY, T. H; FLORES-MIR, C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. **Angle Orthodontist**. 79 (3): p.592-601. 2009.



18. FLORES, D. A; CARUSO, J. M; SCOTT, G. E; JEIROUDI, M. T. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. **Angle Orthodontist**. 60 (4): p.269-276. 1989.
19. FLORVAAG, B; KNEUERTZ, P; LAZAR, F; KOEBKE, J; ZOLLER, J.E; BRAUMANN, B; MISCHKOWSKI, R.A. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. **Journal of Orofacial Orthopedics**. 71: p.53-67. 2010.
20. GRIFFITHS, H. S; SHERRIFF, M; IRELAND, A. J. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 127(6): p.670-675. 2005.
21. GUERRERO, A.P; GUARIZA-FILHO, O; TANAKA, O; CAMARGO, E.S; VIEIRA, S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. **Brazilian Oral Research**, 24(1): p.40-45. , 2010.
22. HAIN, M; DHOPATKAR, A; ROCK, P. A comparison of different ligation methods on friction. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 130: p.660-610. 2006.
23. IWASAKI, L.R; BEATTY, M.W; RANDALL, C.J; NICKEL, J.C. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. **American**

**Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 123(4): p.408-415. 2003.

24. KAHLON, S; RINCHUSE, D; ROBISON, J.M; CLOSE, J.M. In vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly type working wires. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 138(1): p.67-71. 2010.

25. KAO, C.T; DING, S.J; WANG, C.K; HE, H; CHOU, M.Y; HUANG, T.H. Comparison of frictional resistance after immersion of metal brackets and orthodontic wires in a fluoride containing prophylactic agent. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 130(5): p.568e1-568e9. 2006.

26. KARAMOUZOS, A; ATHANASIOU, A.E; PAPADOPOULOS, M.A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets a comprehensive review. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 112(1): p.34-40. 1997.

27. KIM, T.K; KIM, K.D; BAEK, S.H. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self ligating brackets and archwires with a custom designed typodont system. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 133(2): p.187e15-187e24. 2008.

28. KOJIMA, Y; FUKUI, H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 138(6): p.702e1-702e6. 2010.
29. KUSY, R. P; WHITLEY, J. Q; PREWITT, M. J. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. **Angle Orthodontist**. 61(4): p.293-302. 1991.
30. KUSY, R. P; WHITLEY, J. Q. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of friction maps. **Angle Orthodontist**. 71(5): p.364-374. 2001.
31. KUSY, R.P. Influence of force systems on archwire bracket combinations. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 127(3): p.333-342. 2005.
32. LOFTUS, B. P; ARTUN, J. A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. **European Journal of Orthodontics**, 23: p.253-261, 2001.
33. MARQUES, I.S.V; ARAÚJO, A.M; GURGEL, J.A; NORMANDO, D. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. **Angle Orthodontist**, 80(3): p.521-527, 2010.

34. MOORE, M. M; HARRINGTON, E; ROCK, W. P. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. **European Journal of Orthodontics**, 26: p.379-383, 2004.
35. NISHIO, C; MOTTA, A.F.J; ELIAS, C.N; MUCHA, J.N. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 125(1): p.56-64. 2004.
36. OUYANG, L; ZHOU, Y. H; FU, M. K; DING, P. Extraction treatment of an adult patient with severe bialveolar dentoalveolar protrusion using microscrew anchorage. **Chinese Medical Journal**, 120(19): p.1732-1736. 2007.
37. PARMAGNANI, E. A; BASTING, R. T. Effect of sodium bicarbonate air abrasive polishing on attrition and surface micromorphology of ceramic and stainless steel brackets. **Angle Orthodontist**. Epub ahead of print. 2011.
38. READ-WARD, G.E; JONES, S.P; DAVIES, E.H. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. **British Journal of Orthodontics**, 24: p.309-317. 1997.
39. REICHENEDER, C. A; BAUMERT, U; GEDRANGE, T; PROFF, P; FALTERMEIER, A; MUESSIG, D. Frictional properties of aesthetic brackets. **European Journal of Orthodontics**, 29: p.359-365, 2007.

40. RINCHUSE, J. D; MILES, P. G. Self-ligating brackets: present and future. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 132(2): 216-222, 2007.
41. SOUTHARD, T.E; MARSHALL, S.D; GROSLAND, N.M. Friction does not increase anchorage loading. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 131(3): 412-414, 2007.
42. TAKAKI, T; TAMURA, N; YAMAMOTO, M; TAKANO, N; SHIBAHARA, T; YASUMURA, T; NISHII, Y; SUEISHI, K. Clinical study of temporary anchorage devices for orthodontic treatment – stability of micro/mini-screws and mini-plates: experience with 455 cases. **Bulletin of Tokio Dental College**, 51(3): 151-163, 2010.
43. TECCO, S; FESTA, F; CAPUTI, S; TRAINI, T; DI IORIO, D; D'ATTILIO, M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. **Angle Orthodontist**. 75(6): p.1041-1045. 2005.
44. TECCO, S; DI IORIO, D; CORDASCO, G; VERROCCHI, I; FESTA, F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures and archwires on frictional resistance. **European Journal of Orthodontics**, 29: p.390-397. 2007.

45. TECCO, S; TETE, S; FESTA, F. Friction between archwires of different sizes, cross-section and alloy and brackets ligated with low-friction or conventional ligatures. **Angle Orthodontist**, 79(1): p.111-6. 2009.
46. 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. **European Journal of Orthodontics**. 20: p.589-596. 1998.
47. TURNBULL, N.R; BIRNIE, D.J. Treatment efficiency of conventional vs. self-ligating brackets: effects of archwire size and material. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 131(3): p.395-399. 2007.
48. VOUDOURIS, J.C; SCHISMENOS, C; LACKOVIC, K; KUFTINEC, M.M. Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. **Angle Orthodontist**. 80(1): p.188-194. 2010.
49. WHITLEY, J.Q; KUSY, R.P. Influence of inter-bracket distances on the resistance to sliding of orthodontic appliances. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, 132(3): p.360-372. 2007.

## **8. ANEXOS**

### **8.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE O ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO**

O artigo aqui apresentado encontra-se em processo de avaliação na revista AJODO (American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics) sendo enviado pelos professores doutores Gilberto Antonio Borges e Sumit Yadav, visto que o Prof. Dr. Sumit Yadav participou da ideia original dos experimentos mecânicos, aconselhamento do trabalho e da edição em inglês.

Todas as considerações realizadas pela banca avaliadora serão levadas em consideração para uma melhor abordagem e edição, realizada pelos professores Gilberto Antonio Borges e Sumit Yadav.

Seguem as normas para publicação na revista, o artigo em inglês e referências utilizadas.

## 8.2 NORMAS REVISTA AJODO

Normas da revista American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (AJODO).

Information for Authors - Electronic manuscript submission and review

The American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics uses the Elsevier Editorial System (EES), an online manuscript submission and review system.

To submit or review an article, please go to the AJO-DO EES website: [ees.elsevier.com/ajodo](http://ees.elsevier.com/ajodo).

Send other correspondence to:

Dr. Vincent G. Kokich, DDS, MSD, Editor-in-Chief

American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics

University of Washington

Department of Orthodontics, D-569

HSC Box 357446

Seattle, WA 98195-7446

Telephone (206) 221-5413

E-mail: [vgkokich@u.washington.edu](mailto:vgkokich@u.washington.edu)

General Information



The American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics publishes original research, reviews, case reports, clinical material, and other material related to orthodontics and dentofacial orthopedics.

Submitted manuscripts must be original, written in English, and not published or under consideration elsewhere. Manuscripts will be reviewed by the editor and consultants and are subject to editorial revision. Authors should follow the guidelines below.

Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the editor(s) or publisher, and the editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; neither do they guarantee any claim made by the manufacturer of any product or service. Each reader must determine whether to act on the information in this publication, and neither the Journal nor its sponsoring organizations shall be liable for any injury due to the publication of erroneous information.

#### Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via EES: [ees.elsevier.com/ajodo](https://ees.elsevier.com/ajodo).

1. **Title Page.** Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers.

2. **Abstract.** Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications.

3. **Manuscript.** The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, References, and figure captions. You should express measurements in metric units, whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the AMA Manual of Style, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997; 126:36-47); External link <http://www.icmje.org>. Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); do not embed figures in the word processing document.

4. **Figures.** Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). Do not embed images in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For best results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permission from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.

5. **Tables.** Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate the text. Number them with Roman numerals, in the order they are mentioned in the text. Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source and include written permission for its use from the copyright holder. Submit tables as text-based files (Word or Excel, for example) and not as graphic elements.

6. **Model release and permission forms.** Photographs of identifiable persons must be accompanied by a release signed by the person or both living parents or the guardian of minors. Illustrations or tables that have appeared in copyrighted material must be accompanied by written permission for their use from the copyright owner and original author, and the legend must properly credit the source. Permission also must be obtained to use modified tables or figures.

7. **Copyright release.** In accordance with the Copyright Act of 1976, which became effective February 1, 1978, all manuscripts must be accompanied by the following written statement, signed by all authors:

"The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript [insert title of article here] to the American Association of Orthodontists in the event the work is published. The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the published journal, whether print or electronic media. I (we) sign for and accept responsibility for releasing this material." Scan the printed copyright release and submit it via EES.

8. **Conflict of interest statement.** Use the International College of Medical Journal Editors Form for the Disclosure of Conflict of Interest (ICMJE Conflict of Interest Form). If the manuscript is accepted, the disclosed information will be published with the article. The usual and customary listing of sources of support and institutional affiliations on the title page is proper and does not imply a conflict of interest. Guest editorials, Letters, and Review articles may be rejected if a conflict of interest exists.

9. **Institutional Review Board approval.** For those articles that report on the results of experiments of treatments where patients or animals have been used as the sample, Institutional Review Board (IRB) approval is mandatory. No experimental studies will be sent out for review without an IRB approval accompanying the manuscript submission.

## Checklist for authors

\_\_\_\_ Title page, including full name, academic degrees, and institutional affiliation and position of each author, and author to whom correspondence and reprint requests are to be sent, including address, business and home phone numbers, fax numbers, and e-mail address

\_\_\_\_ Abstract

\_\_\_\_ Article proper, including references and figure legends

\_\_\_\_ Figures, in TIF or EPS format

\_\_\_\_ Tables

\_\_\_\_ Copyright release statement, signed by all authors

\_\_\_\_ Photographic consent statement(s)

\_\_\_\_ Conflict of interest statement

\_\_\_\_ Permissions to reproduce previously published material

### 8.3. ARTIGO ENVIADO PARA PUBLICAÇÃO AJODO

#### 1. TITLE PAGE

***In vitro* evaluation of static frictional forces between brackets and orthodontic wire in a mini-implant retraction model**

**Authors:**

1. Richard Antonio Santos (Santos, RA), Master Student, Dental Materials and Restorative Dentistry, Uberaba University, Brazil and Assistant Professor of ITPAC of Porto Nacional, Brazil.

2. Gilberto Antonio Borges, Assistant Professor, Dental Materials and Restorative Dentistry, Uberaba University, Brazil.

Telephones: +55-34 3319 8884 / 3319 8741 Biomaterials Laboratory.

E-mail: [gilbrazilian@gmail.com](mailto:gilbrazilian@gmail.com)

3. Luis Henrique Borges, DDS, MDS, PhD, Assistant Professor, Department of Operative and Restorative Dentistry, School of Dentistry, University of Uberaba, Uberaba, MG, Brazil.

4. PhD. Marcos Massao Shimano. Professor of Department of Mechanical Engineering, Federal University of Triangulo Mineiro, Uberaba, MG, Brazil.

5. Benito André Silveira Miranzi, Assistant Professor, Department of Operative and Restorative Dentistry, School of Dentistry, University of Uberaba, Uberaba, MG, Brazil.

6. Sumit Yadav, Assistant professor, Division of Orthodontics, Department of Craniofacial Sciences, University of Connecticut Health Center, Farmington, USA.

## 2. ABSTRACT

### Introduction

Frictional resistance acts as a counterforce to orthodontic tooth movement, which must be controlled to allow application of light forces, especially not to implicate high values of undesirable forces to temporary skeletal anchorage mini-implants. The aim of this study was to evaluate *in vitro* the frictional forces of ceramic and metallic brackets with stainless steel archwire (0.019 x 0.025-in) in a model simulating first premolar extraction sliding mechanics for space closure, with mini-implant anchorage.

### Methods

Acrylic models were mounted to a universal testing machine in a dry state condition to assess the resistance to sliding of metallic (conventional and self-ligated) and ceramic (polycrystalline and monocrystalline) brackets of 8 commercial brands.

### Results

Metallic brackets showed the lowest values of frictional forces, and the passive self-ligated demonstrated lower values compared to conventional with elastic ligation. There was no significant difference among the brackets of the same groups. The polycrystalline brackets showed lower values, compared to monocrystalline. Frictional values were different among brands and 1 brand of ceramic brackets obtained similar results as found on metallic brackets.

### Conclusions

Ceramic brackets showed higher values of frictional forces, when compared to metallic brackets, in a simulated mini-implant-aided orthodontic treatment for space closure with sliding mechanics.

### 3. MANUSCRIPT

#### INTRODUCTION

Friction is described as a force that contrasts tooth movement, developed by the interaction of the bracket slot and the orthodontic wire in sliding biomechanics<sup>1</sup>. High frictional forces affect the efficiency of fixed appliance therapy, its outcome and duration of the treatment in a negative way. These forces should be kept to a minimum so that lower levels of force can be applied to obtain an optimal biological response, with effective tooth movement<sup>2</sup>.

The friction encountered during tooth movement can be divided into static friction and kinetic friction<sup>3</sup>. Static friction is defined as the force required to initiate tooth movement, whereas kinetic friction is the force that resists motion. Tooth movement along an archwire is not continuous, it occurs in a series of very short steps or jumps, and static frictions is considered to have a greater importance because it needs to be overcome each time the tooth moves a little<sup>3</sup>.

The frictional resistance can be influenced directly or indirectly by several factors. They include archwire and bracket materials, surface conditions of archwires and bracket slot, wire section, torque at the wire-bracket interface, type and force of ligations, use of self-ligating brackets, interbracket distance, wet or dry state conditions and oral functions influence. Since these factors can influence friction, they are considerably important when sliding mechanics is clinically used<sup>4,5</sup>. Reduced friction can shorten overall treatment time, especially in patients with premolar extractions, where anterior teeth retraction is achieved through sliding mechanics<sup>6</sup>.

During anterior segment retraction, the force acting on the anterior teeth generates a reciprocal reactive force on posterior teeth, with the same magnitude but opposite direction<sup>7</sup>. The reactive force can move posterior teeth forward, consuming a considerable fraction of extraction space, reducing the retraction possibilities and its desirable advantages<sup>8</sup>. A loss in molar anchorage cannot only compromise correction of the anterior-posterior discrepancy, but can also affect the overall vertical dimension of the face<sup>9</sup>. Anchorage is the ability to resist unwanted tooth movement, important to guarantee the effectiveness of retraction. For the anterior segment retraction, maximum anchorage is usually necessary, and orthodontic mini-implants are used as one main type of anchorage source<sup>10</sup>.



Mini-implants are immediately loadable temporary devices, with small size, simple surgical procedure and good patient acceptance. Normally positioned on the buccal side of the alveolar bone between the maxillary or mandibular second premolars and the first molars, these devices receive chain elastomeric modules or nickel-titanium coil springs attached to a hook located in the retraction sliding archwire, distally to the canines<sup>6</sup>.

This sliding mechanics generates a horizontal vector, causing distal movement of anterior teeth, but also generates a vertical vector that may cause some binding of the archwire to the bracket or tubes, increasing friction and preventing sliding<sup>9</sup>. Most studies carried out on ceramic brackets showed increased friction of ceramic brackets compared with metal brackets (conventional or self-ligated)<sup>11,12</sup>.

Self-ligating brackets (SLBs) have become increasingly popular, since the 1980s. These types of brackets are characterized by the presence of a front mobile wall that converts the slot into a tube, when it is closed passively. Passive SLBs are claimed to reduce friction levels in a considerable way because they allow the wire to move freely into the bracket slot. Several studies have demonstrated a significant decrease in friction with a reduction in the time necessary for tooth movements<sup>13</sup>.

Previous studies have mainly focused on the evaluation of frictional forces among brackets and wires, with several variations on materials, without considering traction based on mini-implant anchorage for teeth retraction<sup>14-17</sup>.

Therefore, the purpose of the present *in vitro* study was to assess the resistance to sliding of metallic (conventional and self-ligated) and ceramic (polycrystalline and monocrystalline) brackets of 8 commercial brands, in a dry state condition, using a retraction model with mini-implant anchorage.

## MATERIAL AND METHODS

Eight types of 0.022-in slot Roth prescription second premolar brackets were tested: one conventional stainless steel (Kyrium, 3M Abzil, São José do Rio Preto, SP, Brazil), two self-ligated stainless steel (Easy Clip, Aditek, Cravinhos, SP, Brazil / Tellus, Eurodonto, Curitiba, PR, Brazil), two monocrystalline ceramic (Iceram S, Orthometric, Marília, SP, Brazil / Zetta, Eurodonto, Curitiba, PR, Brazil) and three polycrystalline ceramic (Transcend Series 6000, 3M Unitek, Monrovia, Calif. / Iceram, Orthometric, Marília, SP, Brazil / Maia, Eurodonto, Curitiba, PR, Brazil), in a total of 80 brackets (Figure 1).

One type of archwire was used in the tests: SS (3M Abzil, São José do Rio Preto, SP, Brazil), with a dimension of 0.019 x 0.025 in. For conventional metallic and ceramic ligated brackets, elastomeric module (Alastik Easy-to-Tye, 3M Unitek Corporation) was used.

Friction was measured with a universal testing machine (EMIC DL 3000, São José dos Pinhais, PR, Brazil), at a room temperature of  $24^{\circ} \pm 1$  in the dry state. Each bracket was tested once, and each wire drawn through one bracket only, in order to eliminate the influence of wear. For each bracket-archwire combination the test was carried out 10 times, and data was recorded for statistical analysis.

Acrylic specimens were made, in a simulation model of an upper first left premolar extraction (Figure 2). In these body proofs, metallic brackets and tubes were bonded to upper canines and first molars, 0.022" Roth prescription, aided by padronized 0.021 x 0.025-in stainless steel archwire segments (3M, Abzil), with epoxy resin (Durepoxi; Alba, Boituva, SP, Brazil). On the upper second premolar the evaluated brackets were attached, with the same prescription, made of different materials, according to the groups (Table I). The bonding procedure was standardized by using a positioning device, with padronized distances allowing it to be parallel to the long axis of the acrylic specimens.

Arch segments with a cross section of 0.019 x 0.025-in were made, with a hook (Power Arm, Morelli, Sorocaba, SP, Brazil) installed to the region posterior to the canines. The brackets and archwires were washed in 95% ethanol and air-dried before testing. Archwire segments were positioned on the bracket slots, and ligatures (Alastik Easy-to-Tye, 3M Unitek Corporation) were tied with a ligature tying plier by 1 operator

The acrylic models with bracket-wire assembly were then positioned in a testing apparatus (Figure 3) constructed of stainless steel, designed to hold the models during the mechanical test. An apparatus standardized the position of the specimens on the universal testing machine (EMIC DL 3000, São José dos Pinhais, SP, Brazil). The hooks were then connected to a universal testing machine with a 10 N load cell, for the micro-traction tests, at a cross head speed of 5 mm/min, for 3 mm. The angle between the hook and the testing machine was 15°, simulating the traction line used in anterior teeth retraction sliding technique, skeletally anchored in mini-implants (Figure 4). The resulting frictional force was registered on a computer as a force-distance graph. The peak values registered represented static friction, measured and recorded for all bracket-archwire combinations. Bar chart and graphic obtained from the data showed the differences among tested brackets for frictional resistance (Figures 5 and 6).

Data were tested for normal distribution (Shapiro-Wilks test). As normal distribution could not be assessed for all frictional forces recorded in the different bracket/wire combinations, descriptive statistics for non-parametric tests were calculated, compared using Kruskal-Wallis one-way analysis of variance on ranks followed by Dunn's post hoc test ( $P < .05$ )

## RESULTS

In Table 1 are reported the descriptive statistics and statistical comparisons of the frictional forces found in the various bracket-wire combinations. No statistically significant differences were found between the metallic brackets, conventional or self-ligating ( $P > 0.05$ ).

The two self-ligating brackets showed lower frictional forces than the ceramic brackets, except for the Transcend Series 6000, with no significant differences ( $P > 0.05$ ). For the ceramic brackets, higher values appeared in the monocrystalline, with significant differences ( $P < 0.001$ ) for all metallic brackets, conventional ligated or self-ligating (Graph 1).

Nevertheless, the polycrystalline ceramic bracket Transcend Series 6000 showed no significant difference to the metallic brackets, producing low levels of friction (Graph 2).

## DISCUSSION

The null hypothesis that various types of brackets had the same mean value of frictional resistance in a simulated situation of retraction was rejected.

A factor that affects smooth physiological movement of teeth during sliding mechanics is the frictional force between wire and bracket. Therefore, it is necessary to reduce or eliminate the friction as much as possible for achieving optimal tooth movement<sup>18</sup>. Several variables have been investigated in the literature, such as bracket width, wire size, material of bracket and wire, angulation of bracket and wire, in order to elucidate the nature of friction between wire and bracket<sup>1-5,12,17</sup>. None of these studies considered a simulated retraction of premolar extraction, anchored in mini-implants.

Of the 8 tested brackets in this study, the ceramic brackets had high values of frictional forces, and the monocrystalline presenting the highest levels. This higher value could be caused by ceramic bracket surface characteristics, different from a better polishing and smoother surface of metal brackets. This finding is supported in the literature by numerous studies having similar results<sup>1-5,11,12,14,17,19</sup>. Some other studies suggest that higher frictional values could be produced by sharp and hard edges created at the intersection of the base and walls of the slot with the external surface of the bracket<sup>20,21</sup>.

Ceramic mono and polycrystalline brackets had wider mesiodistal widths, making elastomeric ligatures slightly more stretched. Some studies indicate that the bracket dimension affects friction, with wider brackets causing an increase in friction<sup>3,19,21,22</sup>, while others have found the reverse<sup>1,15</sup>. The brackets analyzed in this study had different bracket widths, making difficult to draw any conclusions.

In this study, the height of the bracket slot was not measured and was not regarded as a variable capable of influencing friction. This variable can influence the frictional resistance<sup>23</sup>, because when the archwire contacts the clip (this depends also on the height of the bracket slot), the frictional resistance is influenced by the archwire size in that the higher the slot height, the greater is the friction generated by the archwire that contacts the ligature, especially in dry state experiments<sup>1</sup>. Experiments conducted in saliva and water provided conflicting results, and the validity of frictional experiments with artificial saliva had been questioned<sup>3,20,24</sup>.

The ligation method also influences the better results achieved by the self-ligating brackets, described in several comparative studies between these brackets and the conventional ligated. Negligible frictional forces were produced, concurring with results of other studies with self-ligating systems<sup>4,5,25</sup>.

For this mechanics of space closure, the primary force intends to distalize anterior teeth, but some clinical studies showed that this method develops a vertical vector of force, which may cause some binding (increasing friction) of the archwire to the brackets or tubes, preventing sliding and causing the total force to be transmitted to the archwire to the entire dentition<sup>6,7,9</sup>.

Early stages of orthodontic treatment demands round archwires, but in the retraction phase of treatment, when low friction is necessary, as well as torque control with bodily translation movement, rectangular stainless steel archwires are the most indicated<sup>9</sup>. Light forces are desired, and the friction level must be kept as low as possible, since heavy loads are difficult to control. Materials with low friction are required to optimize treatment results<sup>20</sup>. Frictional values in this study remained high for the ceramic brackets tested, compared to SS conventional ligated or self-ligating. Considering these factors, cases to be treated with ceramic brackets must be selected with caution, in order to not compromise and extend treatment<sup>26</sup>.

The results of this study lead us to agree with one study<sup>27</sup> that suggests that the extraction space-closure method of Gianelly, with crimp-on hooks and molars, the anterior brackets could have conventional brackets and ligation or a self-ligating active clip for 3D control, whereas the posterior teeth could have passive self-ligating metallic brackets to reduce friction for space closure by sliding. This method could be indicated in cases with mini-implants anchorage, because despite of the tranquility offered by this kind of anchorage, the need for low levels of friction in this system is still desired. Therefore, the possibilities and limitations to using ceramic brackets even with skeletal anchorage must be discussed with the patient.

## CONCLUSIONS

1. Metallic brackets produced the lowest frictional forces.
2. Self-ligating brackets showed less static friction than conventional metallic brackets conventionally ligated.
3. Polycrystalline brackets Trancend showed the best results among the tested ceramic brackets.
4. Monocrystalline ceramic brackets produced the highest static frictional forces.

## REFERENCES

1. Hain M, Dhopalkar A; Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:660-610.
2. Gandini P, Orsi L, Bertocini C, Massironi S, Franchi L. In vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod* 2008;78:917-921.
3. Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. *Angle Orthod* 2005;75(3):421-425.
4. Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures and archwires on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2007;29:390-397.
5. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Orthop* 2003;124:395-402.
6. Li O, Zhou Y, Fu M, Ding P. Extraction treatment of an adult patient with severe bilateral dentoalveolar protrusion using microscrew anchorage. *Chin Med J* 2007;120:1732-1736.
7. Choi S, Park KH, Cheong Y, Kim HK, Park YG, Park HK. Changes in ultrastructure and properties of bracket slots after orthodontic treatment with bicuspid extraction. *Scanning* 2011;33:25-32.
8. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. Success rate of miniscrews relative to their position to adjacent roots. *Eur J Orthod* 2008;30:330-335.
9. Upadhyay M, Yadav S, Nagaraj K, Nanda R. Dentoskeletal and soft tissue effects of mini-implants in class II division 1 patients. *Angle Orthod* 2009;79:240-247.



10. Ouyang L, Zhou YH, Fu K, Ding P. Extraction treatment of an adult patient with severe bialveolar dentoalveolar protrusion using microscrew anchorage. *Chin M Journal* 2007;120:1732-1736.
11. Reicheneder CA, Baumert U, Gedrange T, Proff P, Faltermeier A, Muessig D. Frictional properties of aesthetic brackets. *Eur J Orthod* 2007;29:359-365.
12. Nishio C, Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Orthop* 2004;125:56-64.
13. Gandini PG, Orsi L, Bertocini C, Massironi S, Franchi L. In vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod* 2008;78:917-921.
14. Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets a comprehensive review. *Am J Orthod Orthop* 1997;112:34-40.
15. Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Orthop* 2003;123:408-415.
16. Kao CT, Ding SJ, Wang CK, He H, Chou MY, Huang TH. Comparison of frictional resistance after immersion of metal brackets and orthodontic wire in a fluoride containing prophylactic agent. *Am J Orthod Orthop* 2006;130:568e1-568e9.
17. Moore MM, Harrington E, Rock, WP. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *Eur J Orthod* 2004;26:379-383.
18. Loftus BP, Artun J. A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. *Eur J Orthod* 2001;23:253-261.
19. Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the pre-adjusted appliance. *Angle Orthod* 2006;76:211-216.

20. Guerrero AP, Guariza-Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared to metal brackets. *Braz Oral Research* 2010;24:40-45.

21. Bortoly TG, Guerrero AP, Rached RN, Tanaka O, Guariza-Filho O, Rosa EAR. Sliding resistance with esthetic ligatures: an in vitro study. *Am J Orthod Orthop* 2008;133:340e1-340e7.

22. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Orthop* 2005;127:670-675.

23. Tecco S, Tete S, Festa F. Friction between archwires of different sizes, cross-section and alloy and brackets ligated with low-friction or conventional ligatures. *Angle Orthod* 2009;79:111-6.

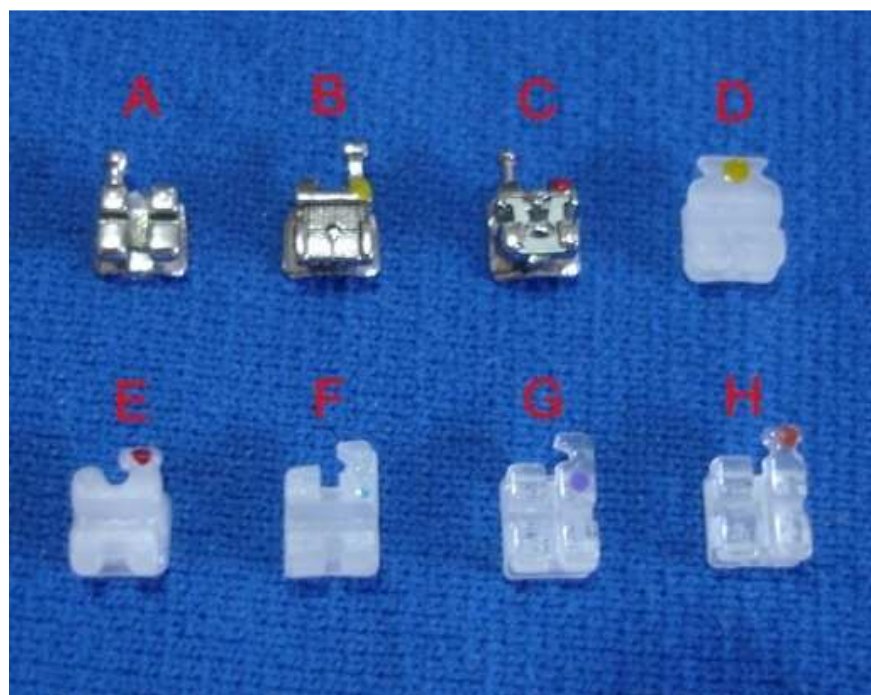
24. Whitley JQ, Kusy RP. Influence of inter-bracket distances on the resistance to sliding of orthodontic appliances. *Am J Orthod Orthop* 2007;132:360-372.

25. Budd S, Daskalogiannakis J, Tompson BD. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. *Eur J Orthod* 2008;30:645-653.

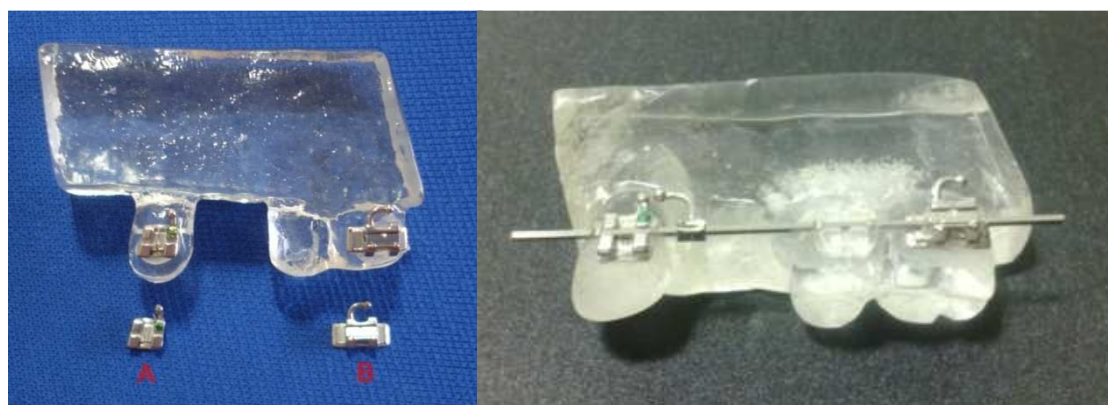
26. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Orthop* 2011;139:74-79.

27. Rinchuse JD, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Orthop* 2007;132:216-222.

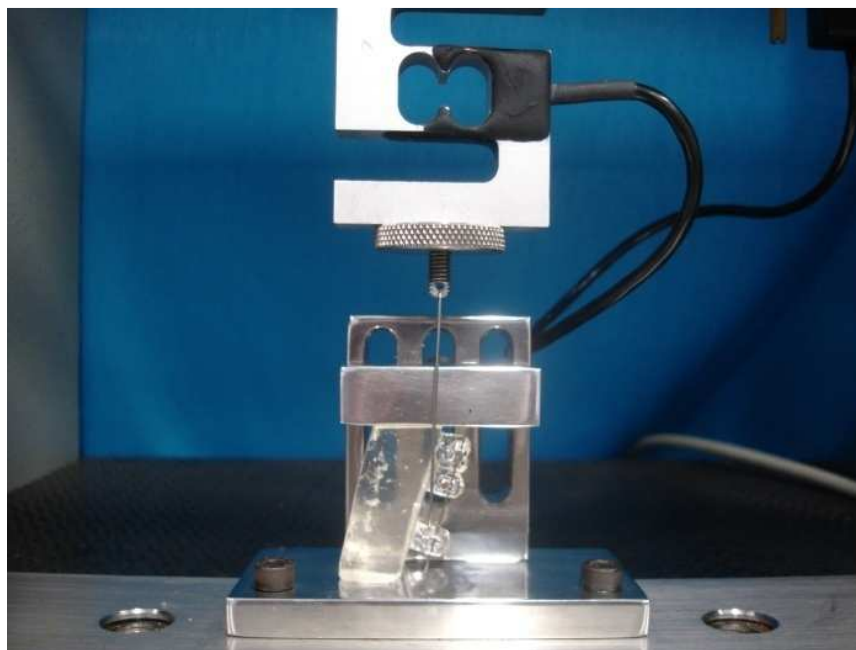
#### 4. FIGURES, TABLES AND GRAPHICS



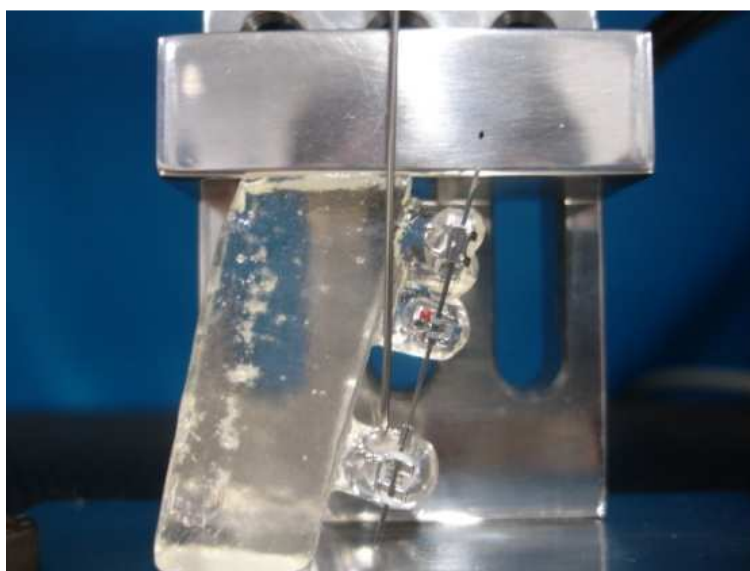
**Fig 1.** Brackets described in Table 1.



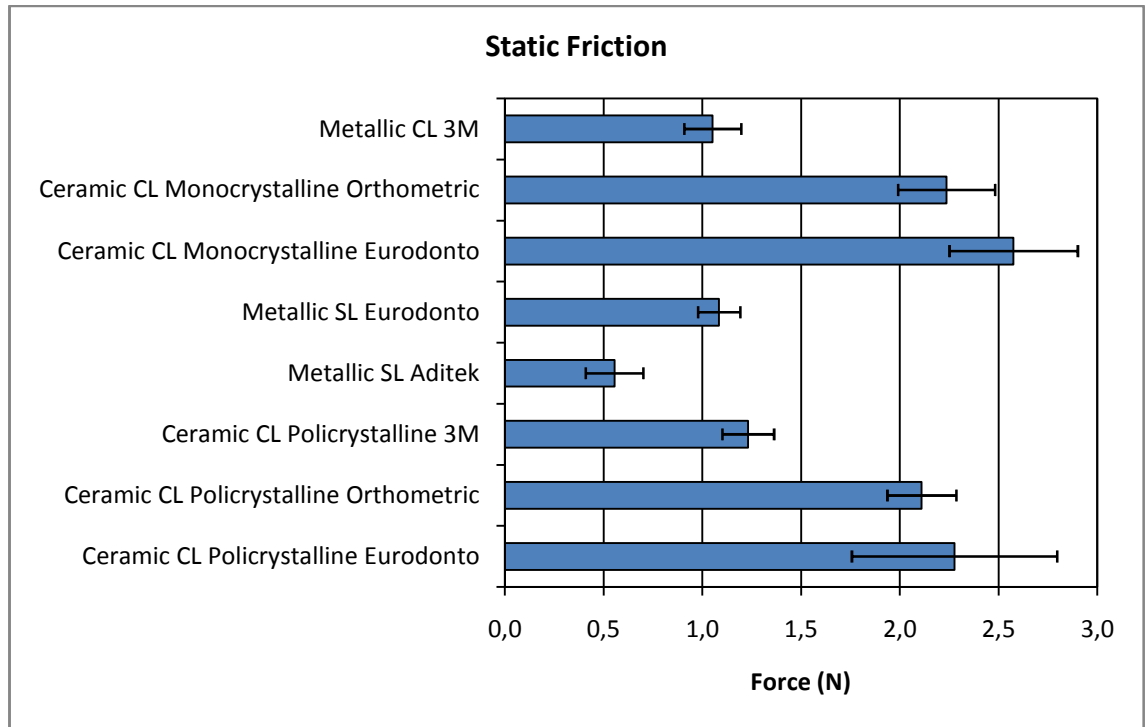
**Fig. 2.** Acrylic specimen with brackets, tube and archwire assembled. **A**, Canine bracket; **B**, Molar tube.



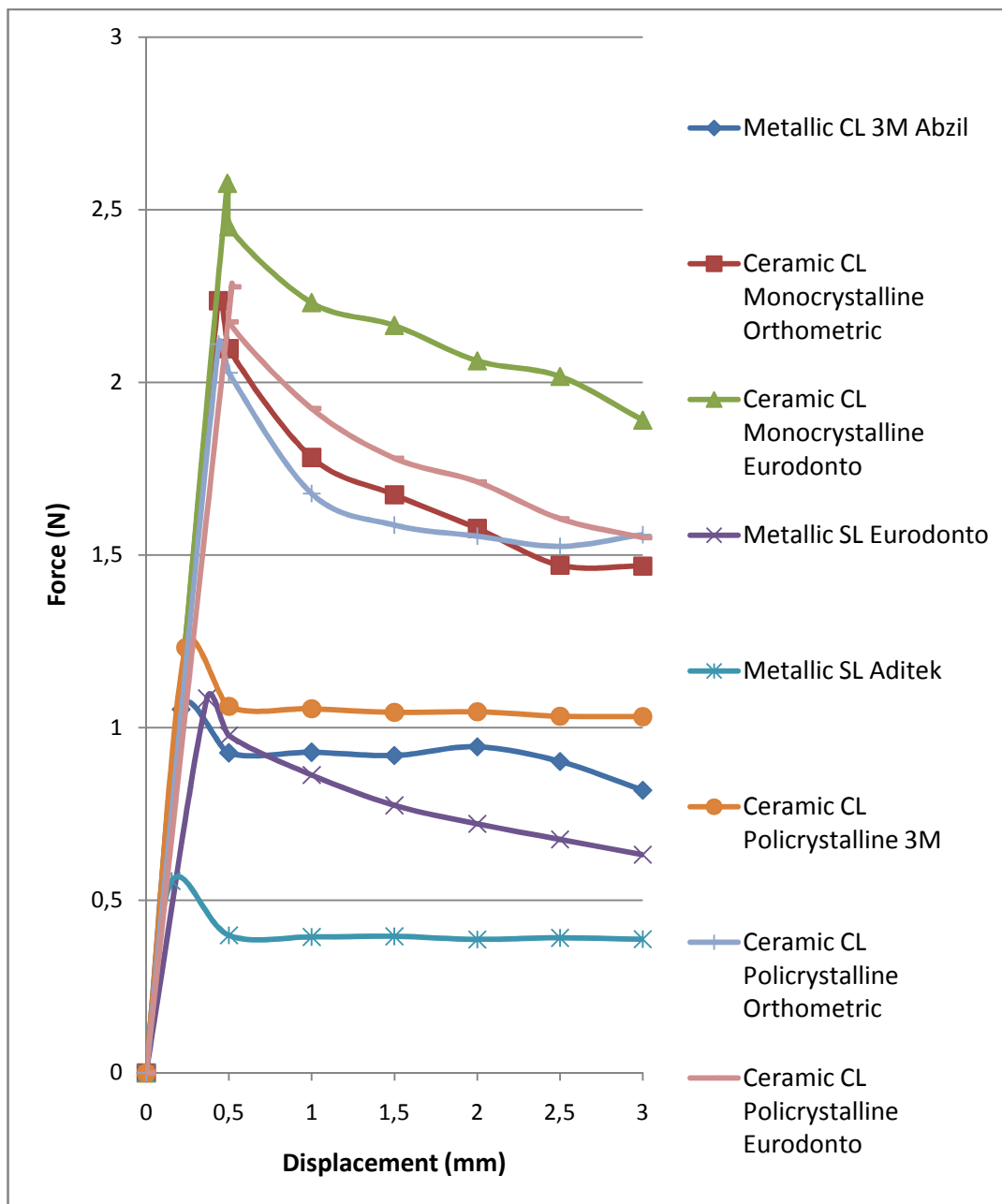
**Fig 3.** Acrylic model with bracket-wire assembly positioned in the testing apparatus.



**Fig 4.** Angle between the hook and the testing machine set at 15°, simulating the traction line used in anterior teeth retraction sliding mechanics, skeletally anchored in mini-implants.



**Fig 5.** Bar chart of data for static friction of evaluated groups. **CL**, Conventional ligated; **SL**, self-ligating.



**Fig 6.** Static friction and dynamic friction in measurements from 0.5 to 3.0 mm. **CL**, conventional ligated; **SL**, self-ligating.

**Table I.** Frictional measurements of the evaluated brackets.

Bracket System	Frictional resistance (N)	
	Mean	SD
Metallic SL Aditek	0,555	0,146
Metallic CL 3M Abzil	1,053	0,144
Metallic SL Eurodonto	1,084	0,107
Ceramic CL Polycrystalline 3M	1,232	0,131
Ceramic CL Polycrystalline Orthometric	2,111	0,174
Ceramic CL Monocrystalline Orthometric	2,236	0,245
Ceramic CL Polycrystalline Eurodonto	2,276	0,520
Ceramic CL Monocrystalline Eurodonto	2,576	0,325

**CL**, conventional ligated; **SL**, self-ligating.

#### 8.4. Confirmação de envio de artigo ao Jornal

Assunto: FW: Submission Confirmation for

De: Yadav, Sumit (SYADAV@uchc.edu)

Para: ortorichard@yahoo.com.br;

Data: Domingo, 29 de Janeiro de 2012 14:57

Hi Richard,

I submitted your article to AJODO. Lets see how reviewers take it. I am flying to India as of today so will be unavailable for any questions till 15th february. Below is the confirmation receipt from the journal.

Regards,

SumitYadav

Division of Orthodontics

From:

sumityadav<yadav\_sumit17@yahoo.com<mailto:yadav\_sumit17@yahoo.com>>

Reply-To:

sumityadav<yadav\_sumit17@yahoo.com<mailto:yadav\_sumit17@yahoo.com>>

Date: Sun, 29 Jan 2012 12:55:08 -0500

To: SumitYadav<syadav@uchc.edu<mailto:syadav@uchc.edu>>

Subject: Fw: Submission Confirmation for

----- Forwarded Message -----



From: American Journal of Orthodontics

<ckburke@aol.com<mailto:ckburke@aol.com>>

To: yadav\_sumit17@yahoo.com<mailto:yadav\_sumit17@yahoo.com>

Sent: Sunday, 29 January 2012 12:54 PM

Subject: Submission Confirmation for

Dear Dr. Yadav,

Your submission entitled "In vitro evaluation of static frictional forces between brackets and orthodontic wire in a mini-implant retraction model" has been received by journal American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics

You will be able to check on the progress of your paper by logging on to Elsevier Editorial Systems as an author. The URL is <http://ees.elsevier.com/ajodo/>.

Your manuscript will be given a reference number once an Editor has been assigned.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

**American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics**