

UNIVERSIDADE DO BRASIL - UFRJ  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE ATRITO ENTRE BRÁQUETES E FIOS  
ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS: ESTUDO *IN VITRO***

**JOSIE SANTOS CÉSAR**

CD

Tese submetida à Faculdade de Odontologia da Universidade do Brasil - UFRJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Odontologia (Ortodontia).

Rio de Janeiro

2006

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE ATRITO ENTRE BRÁQUETES E FIOS  
ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS: ESTUDO *IN VITRO***

**JOSIE SANTOS CÉSAR**

**CD**

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas, CD

Tese submetida à Faculdade de Odontologia da Universidade do Brasil - UFRJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Odontologia (Ortodontia).

Comissão Examinadora:

---

Prof. Dr. Eduardo Franzotti Sant'Anna, CD

---

Prof. Dr. Roberto S. Wilhelm, CD

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Margareth Maria Gomes de Souza, CD

**Rio de Janeiro**

**2006**

## Ficha Catalográfica

**CÉSAR, Josie Santos**

**Avaliação da força de atrito entre bráquetes e fios ortodônticos estéticos: estudo *in vitro*. Rio de Janeiro: UFRJ/Faculdade de Odontologia, 2006.**

**xv, 69 f.**

**Tese: Mestrado em Odontologia (Ortodontia) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia, 2006.**

- |                                |                                    |
|--------------------------------|------------------------------------|
| <b>1. Atrito</b>               | <b>2. Mecânica de deslizamento</b> |
| <b>3. Acessórios estéticos</b> | <b>4. Teses</b>                    |

**I. Título**

**II. Tese (Mestrado – UFRJ/Faculdade de Odontologia)**

**DEDICO**

Aos meus amados pais, **Edy e César**;

Sempre presentes, fazendo o possível e o impossível para proporcionar o melhor caminho para a minha formação.

Aos meus queridos avós, **Francisca e Maurice**;

Pessoas maravilhosas que sempre me deram enorme carinho.

Às minhas queridas sobrinhas **Carol e Gabi**;

Dose dupla de alegria e doçura.

Aos meus irmãos, **César, Karen e Sabrina**, e à minha prima **Rosa**;

Exemplos de conduta, profissionalismo, inteligência e amizade.

Ao **Gui**;

Meu querido companheiro de todas as horas, que sempre me incentivou e me acompanhou em todos os momentos dessa minha caminhada, sempre me apoiando nas horas em que mais precisei.

Aos **professores e funcionários da Disciplina de Ortodontia da UFRJ**;

Sem os quais eu jamais teria chegado à realização de um sonho.

## **AGRADECIMENTOS**

A **Deus**, presente em todos os momentos da minha vida, agradeço por todas as oportunidades e graças alcançadas.

Ao **Professor Emérito Dr. José Édimo Soares Martins** (*in memoriam*) pela criação do Curso de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UFRJ e pela sua tamanha dedicação.

À **Professora Dr<sup>a</sup>. Ana Maria Bolognese**, coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UFRJ, pelo imenso aprendizado, incentivo e grande exemplo de dedicação e sabedoria.

Ao meu orientador **Professor Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas**, pela confiança em mim depositada, pela grande transmissão de conhecimentos e amizade, um verdadeiro exemplo de Mestre.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UFRJ, **Dr. Alderico Artese, Dr. Carlos de Souza Telles, Dr<sup>a</sup>. Maria Evangelina Monnerat, Dr<sup>a</sup>. Ana Maria Bolognese, Dr. Fernando S. Brazzalle, Dr. Lincoln Issamu Nojima, Dr. Eduardo Franzotti Sant'Anna, Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas, Dr<sup>a</sup>. Margareth Maria Gomes de Souza, Dr<sup>a</sup>. Mônica Tirre de Souza Araújo, Dr<sup>a</sup> Tereza Cristina Moreira, Dr<sup>a</sup> Matilde Nojima**, pelos ensinamentos transmitidos, pela amizade, dedicação e pelo esforço em manter viva a filosofia da Ortodontia Clássica.

Ao **Professor Dr. Carlos Nelson Elias**, Professor do Instituto Militar de Engenharia (IME) pela grande sabedoria e valioso auxílio no desenvolvimento deste trabalho.

Aos funcionários do Instituto Militar de Engenharia (IME), **Leonardo Francisco da Cruz** e **Joel Fonseca dos Santos**, pela grande ajuda nos ensaios mecânicos e na microscopia eletrônica de varredura, respectivamente.

Ao **Professor Dr. Roberto S. Wilhelm**, excelente profissional, por ter despertado o meu interesse pela Ortodontia, quando fui sua paciente em 1991.

Aos professores das áreas de domínio conexo, **Dr. Carlos Nelson Elias**, **Dr<sup>a</sup>. Ieda Orioli**, **Dr<sup>a</sup>. Mariângela Ribeiral**, **Dr. Paulo José Medeiros**, **Dr. Ronir Raggio**, **Dr. Rubens Raymundo Jr.** e **Dr<sup>a</sup>. Victória Maria Brant**, pela importante contribuição para a minha formação.

Aos funcionários da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UFRJ, **Ana Cristina Silva**, **Waltencir da Silva**, **Vanda de Assis**, **Vanilda Saturnino**, **Daniel Pereira**, **Robson Antônio França**, **Kátia Sueli Jorge**, **Rosemere Teixeira Roza** e **Mônica Mello**, pela assistência prestada durante todo o curso, pela amizade e convivência agradável. Sem vocês tudo seria bem mais complicado.

Ao casal **Solange** e **Stélio Ribeiro**, pelo grande auxílio na aquisição do material necessário para a realização deste trabalho, pela divulgação dos cursos, eventos e pela amizade.

Aos meus colegas da 40<sup>a</sup> turma **Mariana Bottino Roma**, **Luiz Felipe Miranda da Costa**, **Alex Sandro Soares de Souza**, **Ana Beatriz Chevitarese**, **Hugo César Caracas**, **José Vinícius Maciel** e **Izabella Pazolini** que, de alguma forma, contribuíram para o meu aprendizado e maturidade profissional, especialmente à Mari, Felipe e Alex, que apesar da afinidade ter aumentado quase no final do curso, foi uma convivência muito agradável.

À 39ª Turma de Mestrado, **Alexandre Ribeiro, Briza Loureiro, Camilo Melgaço, Maria Elisa Coimbra, Olívia Mendes, Patrícia Favaretto, Rowdley Rossi e Sânia Ornellas**, pela agradável convivência, desprendimento, amizade e pelos auxílios e ensinamentos nas horas mais críticas; em especial à Maria Elisa, por quem desenvolvi grande amizade.

À 41ª Turma de Mestrado, **Antônio Izquierdo, Felipe Giacomet, Felipe Nobre, Fernanda Mishima, Fernanda Bertoli, Lílian Gil, Marcelo Avilez e Raquel Valentim**, pela grande amizade, bons fluidos e pela maravilhosa convivência.

Aos alunos de Doutorado, **Carla Derech, Mardônio Pinto, Leandro Mottin, Ana Cristina Rey, Patrícia Alves, Wagner Salles, Marta Candemil, Leandro Souza Marques, Luciana Rougemont, Giovana Casaccia, Janaina Gomes, Fernando Martinelli, Adriana Saramago e Andréa Motta**, além da **Débora Yassuda**, pela agradável convivência e ensinamentos transmitidos.

A todos os **pacientes da Clínica de Ortodontia da UFRJ**, sem os quais o aprendizado não seria completo. Obrigada pela paciência e amizade.

A **minha querida família e aos meus amigos**, pelo incentivo, carinho e compreensão. Sem vocês eu jamais teria conseguido chegar até aqui.

A **CAPES**, pela bolsa de estudos concedida.

Quero deixar aqui as minhas palavras de gratidão a todos que de alguma forma me ajudaram e que por uma falha minha não foram citados.

## RESUMO

CÉSAR, Josie Santos. Avaliação da força de atrito entre bráquetes e fios ortodônticos estéticos: estudo *in vitro*. Orientador: Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas. Rio de Janeiro: UFRJ/Faculdade de Odontologia, 2006. Tese (Mestrado em Odontologia – Ortodontia). xv, 69 f.

O objetivo do autor foi avaliar a força de atrito entre bráquetes cerâmicos com encaixes de diferentes superfícies e fios ortodônticos estéticos (aço inoxidável com cobertura estética na face vestibular) e de aço inoxidável, comparando-os com bráquetes metálicos, avaliando, previamente, suas rugosidades superficiais, no microscópio eletrônico de varredura (MEV), com aumento de 250x. A máquina EMIC DL 10000 (IME) foi utilizada para o ensaio de tração, simulando o deslizamento do bráquete pelo fio. Utilizou-se o amarrilho elástico, e uma gota de saliva artificial foi aplicada sobre o conjunto. De acordo com os resultados, o bráquete cerâmico sem tratamento diferenciado da superfície do encaixe apresentou, significativamente, maior força de atrito quando associado ao fio de aço inoxidável, além da maior rugosidade superficial. Os demais bráquetes não apresentaram diferença estatisticamente significativa,

quando associados ao fio de aço inoxidável e comparados ao grupo controle (bráquete metálico). Para a associação com o fio estético, apenas o bráquete com encaixe em ouro 18k apresentou diferença significativa, quando comparado ao grupo controle. Assim, pode-se afirmar que o tratamento diferenciado das superfícies dos encaixes reduziu a força de atrito, quando comparado ao bráquete cerâmico convencional, apenas quando associado ao fio de aço inoxidável.

## SUMMARY

CÉSAR, Josie Santos. Avaliação da força de atrito entre bráquetes e fios ortodônticos estéticos: estudo *in vitro*. Orientador: Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas. Rio de Janeiro: UFRJ/Faculdade de Odontologia, 2006. Tese (Mestrado em Odontologia – Ortodontia). xv, 69f.

The author's purpose was to evaluate the friction force between ceramic brackets with different kinds of slot surface, and esthetic (stainless steel with esthetic cover on the labial surface) and stainless steel arch wires, comparing to stainless steel brackets, evaluating, previously, their surface roughness, in the scanning electronic microscopy (SEM), with magnifying of 250x. The machine EMIC DL 10000 (IME) was used for the traction test, simulating the bracket sliding by the arch wire. The elastic ligature was used, and an artificial saliva drop was applied to the set. According to the results, the ceramic bracket with no specific treatment of the slot surface showed, significantly, higher friction force when associated to the stainless steel arch wire, besides the higher superficial roughness. The other brackets didn't show significant statistical difference when associated to stainless steel arch wire and compared to the control group

(stainless steel bracket). For the association with esthetic arch wire, only the bracket with 18k gold slot showed statistical difference, when compared to the control group. The differentiated treatment of the slot surfaces reduced the friction force, when compared to the conventional ceramic bracket, only when associated to the stainless steel arch wire.

## LISTA DE FIGURAS

	Página
<b>DELINEAMENTO DA PESQUISA</b>	
<b>Figura 1</b> Fotografia dos diferentes bráquetes utilizados na pesquisa	7
<b>Figura 2</b> Fotografia do fio estético InVu™ - TP Orthodontics	7
<b>Figura 3</b> Fotografia de Metalizadora Balzers Union FL-9496 (IME)	8
<b>Figura 4</b> Fotografia do porta amostra utilizado na pesquisa	9
<b>Figura 5</b> Esquema das faces do fio	9
<b>Figura 6</b> Fotografia da grade sobre a imagem da superfície do bráquete (MEV) no computador	9
<b>Figura 7</b> Fotografia da máquina EMIC DL 10.000 (IME)	10
 <b>ARTIGO 1</b>	
<b>Figura 1</b> Força perpendicular (OLIVEIRA, 2000)	17
<b>Figura 2</b> Força da amarração (OLIVEIRA, 2000)	24
<b>Figura 3</b> Binário (OLIVEIRA, 2000)	25
<b>Figura 4</b> Fechamento de espaços com alças: mecânica “sem atrito” (F.O. UFRJ)	26
<b>Figura 5</b> Fechamento de espaços sem alças: mecânica de deslizamento com atrito (F.O. UFRJ)	27
<b>Figura 6</b> Amarellho metálico com folga, na aleta distal do bráquete: menor atrito e menos giro (F.O. UFRJ)	29
<b>Figura 7</b> Amarellho metálico apertado, nas duas aletas do bráquete: maior atrito (F.O. UFRJ)	29

**ARTIGO 2**

<b>Figura 1</b>	Fotografia do cilindro com inclinações de 0° e 11°	42
<b>Figura 2</b>	Fotografia da placa com cilindro giratório.	42
<b>Figura 3</b>	Fotomicrografias das superfícies dos encaixes dos bráquetes avaliados. MEV, 250x.	45
<b>Figura 4</b>	Fotomicrografias das superfícies dos fios ortodônticos avaliados. MEV, 250x.	46

**GRÁFICOS****ARTIGO 2**

<b>Gráfico I</b>	Comparação entre grupos bráquetes x fio	47
------------------	---	----

**LISTA DE TABELAS**

		Página
<b>ARTIGO 2</b>		
<b>Tabela I</b>	Classificação das superfícies avaliadas no MEV quanto à rugosidade e profundidade	44
<b>Tabela II</b>	Média e desvio padrão das forças de atrito (cN)	46
<b>Tabela III</b>	Comparação entre os tipos de fios (ANOVA)	47
<b>Tabela IV</b>	Comparação da força de atrito entre grupos (Post Hoc Tukey)	48

**LISTA DE QUADROS**

		Página
<b>DELINEAMENTO DA PESQUISA</b>		
<b>Quadro I</b>	Relação de materiais avaliados	6
<b>Quadro II</b>	Descrição dos grupos do ensaio mecânico para determinação da força de atrito	12
<b>ARTIGO 2</b>		
<b>Quadro I</b>	Relação de materiais avaliados	41

**LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS**

ANOVA	Análise de variância (Analysis of Variance)
$\beta$ -Ti	Beta-titânio
°C	Graus Celsius
cm	Centímetros
EMIC DL 10000	Marca da máquina de ensaio mecânico
cN	Centi Newton
IME	Instituto Militar de Engenharia
k	Quilates
kg	Kilograma
N	Newton
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
mm	Milímetros
NiTi	Níquel-titânio
™	Trade Mark (marca registrada)

**ÍNDICE**

	Página	
1	INTRODUÇÃO	1
2	PROPOSIÇÃO	5
3	DELINEAMENTO DA PESQUISA	6
4	ARTIGOS	15
4.1	ARTIGO 1 Atrito nas mecânicas de deslizamento: considerações importantes. CESAR, J.S., RUELLAS, A.C.O. Artigo submetido e aceito para publicação na Revista da Sociedade Paulista de Ortodontia – SPO.	13
4.2	ARTIGO 2 Avaliação da força de atrito entre bráquetes e fios ortodônticos estéticos: estudo <i>in vitro</i> . CESAR, J.S., RUELLAS, A.C.O., ELIAS, C.N. Artigo a ser submetido ao American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.	37
5	DISCUSSÃO	57
6	CONCLUSÃO	65
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67

## 1 INTRODUÇÃO

Atualmente, a preocupação com a estética vem aumentando cada vez mais, o que pode ser visto tanto na rotina diária, quanto na mídia. Novas opções de materiais na área da saúde surgem com o avanço da tecnologia, e com isso a inauguração de inúmeras clínicas de estética, que se encontram cada vez mais saturadas de pacientes.

No campo da Odontologia, mais especificamente na Ortodontia, cresce o número pacientes adultos à procura de tratamento, em busca de um sorriso agradável. No entanto, tais pacientes, principalmente os que lidam diretamente com o público, desejam obter um sorriso harmônico, mas não querem passar pela fase de “sorriso metálico”. Assim, com a criação dos bráquetes cerâmicos e de policarbonato, e dos fios ortodônticos com cobertura estética, o problema estético pôde ser solucionado.

Os bráquetes cerâmicos policristalinos são produzidos por um processo de sinterização no qual as partículas de óxido de alumínio são misturadas com ligantes (SWARTZ, 1988). A mistura das partículas é levada a uma máquina para receber a forma do bráquete (corpo verde), e este é aquecido para se obter a união entre as partículas (sinterização) e eliminação do ligante. Tal processo de

industrialização pode criar imperfeições nos bráquetes. Um método alternativo é combinar partículas de óxido de alumínio com os ligantes e injetar o material em um molde de bráquete, eliminando o passo da compactação.

Os bráquetes cerâmicos monocristalinos são manufacturados pelo aquecimento do óxido de alumínio a temperaturas acima de 2100° C e depois resfriados lentamente. Este método produz uma estrutura cristalina mais homogênea do que a encontrada nos bráquetes policristalinos, reduzindo as imperfeições microestruturais (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992).

No entanto, os bráquetes cerâmicos apresentam uma série de problemas como a fratura, abrasão do dente antagonista, e, principalmente, elevada força de atrito nas mecânicas de deslizamento, quando comparadas aos bráquetes metálicos (TANNE, MATSUBARA, SHIBAGUSHI, SAKUDA, 1991; PRATTEN, POPIL, GERMANE, GUNSOLLEY, 1990).

A força de atrito é fortemente dependente das características e propriedades dos materiais em contato, e normalmente segue paralelamente à superfície de contato (GEMANT, 1950 *apud* OMANA, MOORE, BAGBY, 1992). A força de atrito total, para uma determinada carga, independe da área de contato. No entanto, a dureza superficial, a aspereza e a temperatura influenciam na força de atrito (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992).

O atrito pode ser classificado em dois tipos: o atrito estático e o cinético. A força de atrito estático é a menor força necessária para começar a movimentação de superfícies de sólidos que estavam previamente em repouso. Já a força de atrito cinético é a força que resiste ao movimento de deslize de um sólido sobre outro, com velocidade constante ou variável. O fechamento do espaço ortodôntico

depende mais do atrito estático do que do atrito cinético (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992).

O fechamento dos espaços decorrentes das extrações com finalidade ortodôntica é normalmente conseguido, tanto com arcos contendo alças, praticamente sem atrito, quanto com o deslizamento dos dentes ao longo do arco. Os mecanismos de deslizamento geram força de atrito entre o bráquete e o fio ortodôntico, o que leva ao conseqüente decréscimo da força disponível para o movimento dentário.

O atrito retarda a movimentação dentária, principalmente quando há necessidade de movimentação extensa, como no caso de retração de caninos. Devido a isso, forças excessivas devem ser aplicadas sobre o elemento dentário, o que pode causar efeitos deletérios aos tecidos de suporte.

Pesquisas mostram que a força de atrito está relacionada à angulação dos bráquetes (PETERSON et al, 1982 *apud* OMANA, MOORE, BAGBY, 1992), diâmetro e forma do arco (DRESCHER, BOURAUUEL, SCHUMACHER, 1989), e ao tipo de ligadura (DRESCHER, BOURAUUEL, SCHUMACHER, 1989).

Existem na literatura diversos trabalhos avaliando a força de atrito entre diferentes tipos de bráquetes e entre diferentes tipos de fios ortodônticos, comumente variando também o tipo de ligadura: elástica ou metálica, e se metálica, com pinça Mathieu ou pinça de Steiner (TANNE, MATSUBARA, SHIBAGUSHI, SAKUDA, 1991; KUSY, WHITLEY, PREWITT, 1991; BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997; LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER 1999; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004).

A maioria dos autores concorda que os bráquetes de aço inoxidável apresentam menor força de atrito quando comparados aos bráquetes cerâmicos,

por apresentarem superfície de encaixe mais lisa (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992; BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004).

Em relação aos fios ortodônticos, os arcos de aço inoxidável estão significativamente associados a menores forças de atrito do que os arcos de níquel-titânio (NiTi) e beta- titânio ( $\beta$ - Ti), sendo o NiTi o que apresenta a maior força (BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997).

No entanto, as empresas de materiais ortodônticos vêm tentando desenvolver bráquetes e fios que satisfaçam a vontade dos pacientes, que solicitam cada vez mais os materiais estéticos, sem prejudicar o tratamento ortodôntico. Deste modo, foram criadas novas propostas de bráquetes estéticos, visando diminuir as imperfeições das superfícies de encaixe, e, por conseqüência, a força de atrito, como por exemplo, os bráquetes cerâmicos com encaixe metálico (Clarity™ - 3M Unitek), bráquetes cerâmicos com encaixe de ouro 18k (Luxi II™ - Rocky Mountain), bráquetes cerâmicos monocristalinos (Inspire Ice™ - ORMCO), bráquetes cerâmicos injetados em moldes, sem passar pelo processo de compactação (InVu™ - TP Orthodontics), além dos bráquetes cerâmicos sem tratamento especial da superfície, como o Transcend 6000 series™ - 3M Unitek.

Por este motivo, o objetivo do autor foi avaliar a força de atrito existente entre os bráquetes cerâmicos supracitados, com encaixes de diferentes superfícies, e fios ortodônticos estéticos (aço inoxidável com cobertura estética na face vestibular) e não estéticos (aço inoxidável), comparando-os com bráquetes de aço inoxidável (Dynalock™ - 3M Unitek), avaliando, previamente, a rugosidade superficial dos encaixes dos bráquetes e dos fios ortodônticos.

## **2 PROPOSIÇÃO**

**2.1** Comparar, *in vitro*, a rugosidade superficial, pré-ensaio mecânico, de:

**2.1.1** fios ortodônticos de aço inoxidável com e sem cobertura estética

**2.1.2** superfícies dos encaixes de bráquetes cerâmicos com diferentes tratamentos de superfície e de bráquetes metálicos

**2.2** Avaliar a força de atrito presente na mecânica de deslizamento entre bráquetes cerâmicos com diferentes tratamentos de superfície do encaixe associados aos fios ortodônticos de aço inoxidável com e sem cobertura estética;

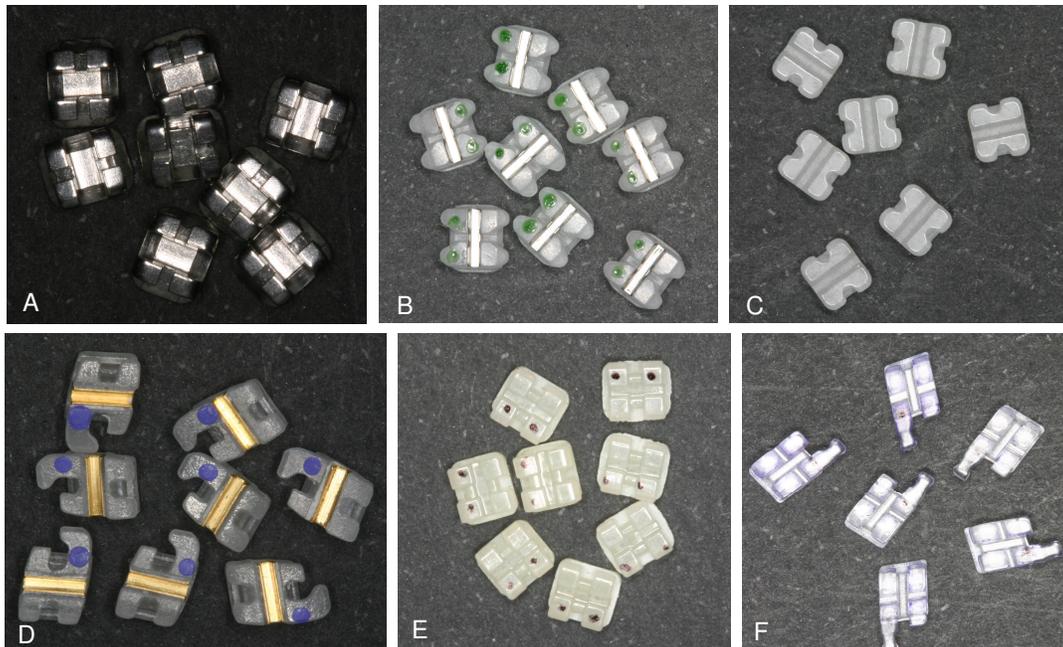
### 3 DELINEAMENTO DA PESQUISA

O método foi comparação *in vitro*, onde foram utilizados 12 bráquetes e 32 fios ortodônticos (0.019" x 0.025") de cada um dos tipos relacionados (Figuras 1 e 2, página 7) no Quadro I.

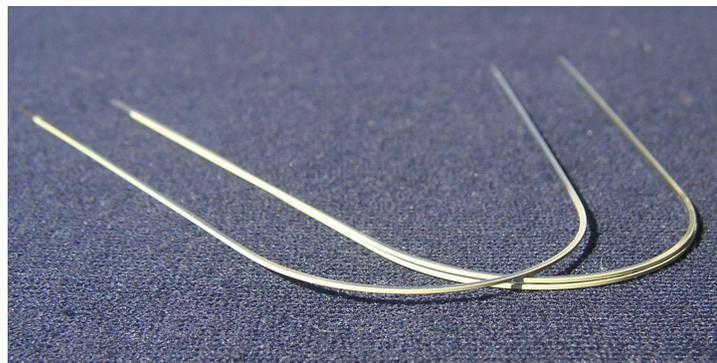
**Quadro I** Relação de materiais avaliados

<i>Classe Geral</i>	<i>Nome comercial</i>	<i>Fabricante</i>
<b><i>Arcos (fios ortodônticos)</i></b>		
Aço inoxidável (A)	TruChrome™	Rocky Mountain
Aço inoxidável com cobertura estética na face vestibular (E)	InVu™	TP Orthodontics
<b><i>Bráquetes</i></b>		
Aço inoxidável (A)	Dynalock™	3M UNITEK
Cerâmico policristalino (CP)	Transcend Series 6000™	3M UNITEK
Cerâmico com encaixe aço inoxidável (CA)	Clarity™	3M UNITEK
Cerâmico com encaixe de ouro 18k (CO)	Luxi II™	Rocky Mountain
Cerâmico injetado em molde (CI)	InVu™	TP Orthodontics
Cerâmico monocristalino (CM)	Inspire Ice™	ORMCO

Os bráquetes utilizados apresentavam as seguintes características: encaixe 0.022" x 0.028", para caninos, sistema "Edgewise Standard", com exceção dos bráquetes Luxi II™ e Inspire Ice™, que apresentavam -11º de torque e 2º de inclinação, que foram compensados com um dispositivo apropriado.



**Figura 1** Fotografia dos diferentes bráquetes utilizados na pesquisa: A) Dynalock™ - 3M UNITEK; B) Clarity™ - 3M UNITEK; C) Transcend™ - 3M UNITEK; D) Luxi II™ - Rocky Mountain; E) InVu™ - TP Orthodontics; F) Inspire Ice™ - ORMCO.



**Figura 2** Fotografia do fio estético InVu™ - TP Orthodontics.

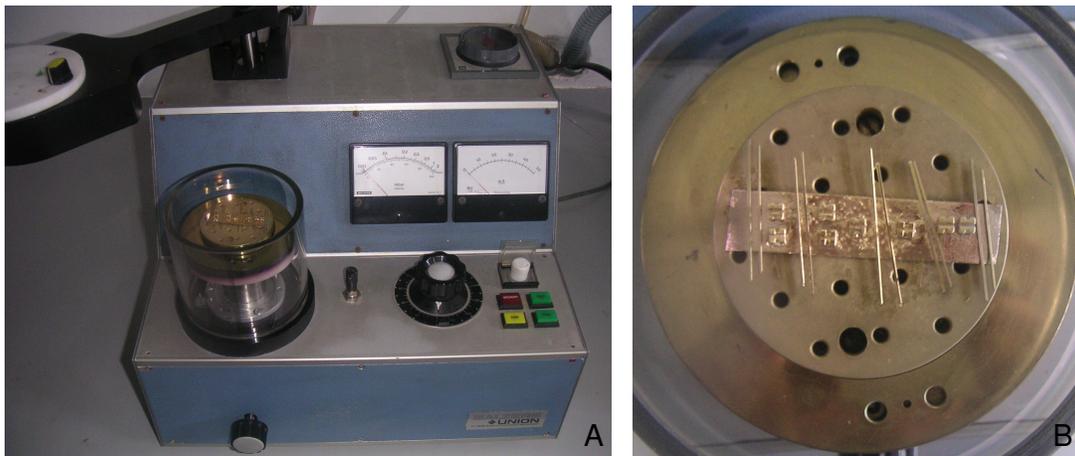
Dois bráquetes e 2 fios de cada foram utilizados para análise, na microscopia eletrônica de varredura (MEV), da superfície do encaixe e da superfície que contata a face interna do encaixe do bráquete, respectivamente, antes do ensaio mecânico. Os outros 10 bráquetes e 30 fios ortodônticos foram utilizados para o ensaio mecânico de tração.

### 3.1 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Os bráquetes e fios ortodônticos selecionados para a análise topográfica foram preparados, a fim de permitir a visualização das superfícies.

#### 3.1.1 Preparo das amostras

As amostras foram lavadas, separadamente, com álcool isopropílico, com auxílio do Ultrassom Thornton T7 (IME), por 6 minutos. Feito isto, os bráquetes e fios ortodônticos foram posicionados em uma fita dupla-face, cuja seqüência foi cuidadosamente anotada, e levados à metalizadora da marca Balzers Union, modelo FL-9496 (IME), para receber a cobertura de ouro (Figura 3), necessária para que haja a condução de elétrons no microscópio eletrônico de varredura.



**Figura 3** Fotografia da Metalizadora Balzers Union FL-9496 (IME) em: A) Vista total do aparelho B) Vista aproximada.

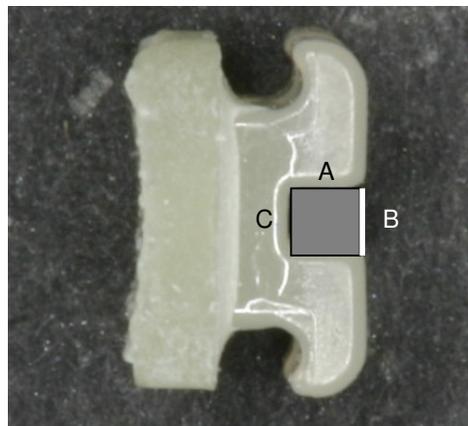
#### 3.1.2 Análise das superfícies no MEV

As amostras foram posicionadas, seguindo a seqüência previamente anotada, em fitas de carbono dupla-face, coladas no porta-amostra (Figura 4, página 9). Este foi levado para o interior do microscópio eletrônico de varredura da marca JEOL, modelo JSM-5800 LV (IME), para o início da observação. Foi

utilizado o aumento de 250x para a visualização da superfície do encaixe dos bráquetes e da superfície dos fios ortodônticos que contata a face interna do encaixe do bráquete. No caso dos fios estéticos, a superfície que contata a parte superior do encaixe do bráquete também foi observada, para se verificar a interface aço inoxidável-cobertura estética (figura 5).



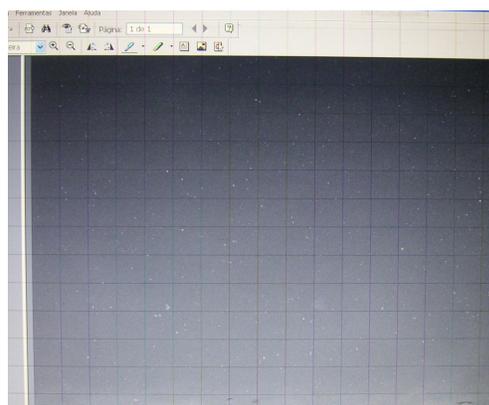
**Figura 4** Fotografia do porta amostra utilizado na pesquisa.



**Figura 5** Esquema das faces do fio: A) face superior; B) face vestibular; C) face interna.

As imagens foram gravadas em disquetes e passadas para um computador portátil. Uma grade com 130 divisões de tamanho 2 cm x 2 cm foi impressa em uma folha de transparência (figura 6), com o objetivo de colocá-la sobre as imagens padronizadas no computador e classificar as superfícies observadas, de acordo com a quantidade de ranhuras, da seguinte forma:

- pouco rugoso: de 0 a 32 quadrados;
- rugoso: de 33 a 65 quadrados;
- muito rugoso: de 66 a 98 quadrados, e
- excessivamente rugoso: de 99 a 130 quadrados.



**Figura 6** Fotografia da grade sobre a imagem da superfície do bráquete (MEV) no computador.

Além disso, as ranhuras superficiais foram classificadas, subjetivamente, em superficiais e profundas.

### 3.2 Ensaio Mecânico de Tração

A metodologia utilizada para o ensaio mecânico de tração foi baseada no trabalho de NISHIO, MOTTA, ELIAS e MUCHA (2004), no qual foi utilizada a máquina EMIC DL 10.000 do Instituto Militar de Engenharia (IME), com célula de carga de 20 N e velocidade constante de tração de 0,5 cm / minuto (Figura 7).



**Figura 7** Fotografia da máquina EMIC DL 10.000 (IME)

Os bráquetes utilizados para este ensaio foram colados com éster de cianoacrilato (Superbonder<sup>®</sup>), com auxílio de uma pinça para colagem de bráquetes (Morelli<sup>®</sup>), em uma estrutura cilíndrica metálica. Tal estrutura possuía um lado reto e o outro com 11<sup>º</sup> de angulação (Figura 1, Artigo 2, página 42), com

finalidade de compensar o torque dos bráquetes pré-angulados, através da colagem destes no sentido oposto, anulando a inclinação do encaixe. Além disso, o cilindro girava, justaposto, no interior de uma placa presa por uma morsa, visando eliminar qualquer inclinação com o fio, seja por prescrição do bráquete, ou por erro de colagem (Figura 2, Artigo 2, página 42).

Um segmento de 5,7 cm (comprimento da parte reta da parábola do fio estético) de cada um dos 30 fios ortodônticos 0,019" x 0,025" foi acoplado à máquina EMIC DL 10.000, encaixado sem torque ativo no bráquete já colado, e amarrado com amarrilho elástico transparente (TP Orthodontics™), com auxílio de uma espátula de inserção e remoção de amarrilho elástico (Morelli®). Uma gota de saliva artificial foi aplicada com conta-gotas sobre o conjunto, reproduzindo a cavidade oral. A máquina, ao tracionar o fio, simulou o deslizamento do bráquete pelo fio, durante o movimento de retração de caninos, num total de 8,0 mm (tamanho aproximado de um pré-molar).

Um computador de mesa acoplado ao equipamento registrou os resultados, sob forma de gráficos, mostrando os valores da força máxima (cN), gerados pela célula de carga.

Foram feitas 5 repetições para cada um dos 5 conjuntos bráquete / fio de cada grupo, totalizando 25 repetições para cada um dos 12 ensaios descritos no Quadro II (página 12).

### **3.3 Tratamento estatístico**

Os dados foram submetidos à análise estatística, aplicando-se o teste ANOVA simples, com o teste de Tukey como *post hoc*. O intervalo de confiança foi de 95% ( $p < 0.05$ ).

**Quadro II** Descrição dos grupos do ensaio mecânico para determinação da força de atrito

<b>Grupo</b>	<b>Bráquete / nome comercial</b>	<b>Tipo de fio</b>
GAA	Aço inoxidável / Dynalock™ (controle aço)	Aço inoxidável
GAE	Aço inoxidável / Dynalock™ (controle estético)	Estético
GCAA	Cerâmico com encaixe aço inoxidável / Clarity™	Aço inoxidável
GCAE	Cerâmico com encaixe aço inoxidável / Clarity™	Estético
GCOA	Cerâmico com encaixe de ouro 18k / Luxi II™	Aço inoxidável
GCOE	Cerâmico com encaixe de ouro 18k / Luxi II™	Estético
GCPA	Cerâmico policristalino / Transcend Series 6000™	Aço inoxidável
GCPE	Cerâmico policristalino / Transcend Series 6000™	Estético
GCIA	Cerâmico injetado em molde / InVu™	Aço inoxidável
GCIE	Cerâmico injetado em molde / InVu™	Estético
GCMA	Cerâmico monocristalino / Inspire Ice™	Aço inoxidável
GCME	Cerâmico monocristalino / Inspire Ice™	Estético

## **4 ARTIGOS**

### **4.1 ARTIGO 1**

Atrito nas mecânicas de deslizamento: considerações importantes.

CESAR, J.S., RUELLAS, A.C.O.

Artigo submetido e aceito para publicação na Revista da Sociedade Paulista de Ortodontia – SPO.

### **4.2 ARTIGO 2**

Avaliação da força de atrito entre bráquetes e fios ortodônticos estéticos: estudo *in vitro*. CESAR, J.S., ELIAS, C.N., RUELLAS, A.C.O.

Artigo a ser submetido ao American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.

## 4.1 ARTIGO 1

### **ATRITO NAS MECÂNICAS DE DESLIZAMENTO: CONSIDERAÇÕES IMPORTANTES**

#### **FRICITION IN THE SLIDING MECHANICS: IMPORTANT CONSIDERATIONS**

##### **Josie Santos César**

- Especialista em Odontopediatria pela F.O. UFRJ
- Mestranda em Ortodontia pela F.O. UFRJ

Av. Afrânio de Melo Franco 393/1204 Leblon  
Rio de Janeiro – RJ CEP:22430-060  
E-mail: josiecesar@ig.com.br

##### **Antônio Carlos de Oliveira Ruellas**

- Mestre em Ortodontia pela F.O.UFRJ
- Doutor em Odontologia (Ortodontia) pela F.O. UFRJ
- Professor Adjunto de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade

Federal do Rio de Janeiro

R. Expedicionários 437/51  
Poços de Caldas – MG CEP:37701-041  
E-mail: antonioruellas@matrix.com.br

Trabalho subvencionado pela Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento  
de Pessoal de Nível Superior (CAPES)

## **ATRITO NAS MECÂNICAS DE DESLIZAMENTO: CONSIDERAÇÕES IMPORTANTES**

### **RESUMO**

O atrito entre bráquetes e fios ortodônticos presente principalmente nas mecânicas de deslizamento, dificulta a movimentação dentária, podendo atrasar o tratamento ortodôntico. Alguns fatores, como a rugosidade das superfícies em contato e o tipo de amarração devem ser considerados antes da escolha dos acessórios a serem utilizados, principalmente quando houver necessidade de grandes movimentações dentárias. Estudos mostram que os materiais estéticos produzem elevada força de atrito, devido às suas rugosidades superficiais e, por isso, estes não são os melhores acessórios a serem indicados, apesar de serem os mais escolhidos atualmente. Diante do assunto, este trabalho explica o que é força de atrito, além de mostrar algumas considerações importantes que devem ser avaliadas, visando reduzir esta força indesejável presente nas mecânicas de deslizamento.

### **UNITERMOS**

Atrito, bráquetes, fios ortodônticos, mecânica de deslizamento.

## INTRODUÇÃO

A busca por um sorriso agradável tem feito com que aumente a procura do tratamento ortodôntico pelos pacientes adultos. No entanto, estes pacientes, em geral, solicitam cada vez mais os materiais estéticos, motivo pelo qual os bráquetes cerâmicos têm ganhado grande popularidade entre os ortodontistas e seus pacientes. Entretanto, estes apresentam uma série de problemas como fratura do bráquete, abrasão do dente antagonista, e, principalmente, elevada força de atrito nas mecânicas de deslizamento, quando comparados aos bráquetes metálicos (TANNE, MATSUBARA, SHIBAGUSHI, SAKUDA, 1991; PRATTEN, POPIL, GERMANE, GUNSOLLEY, 1990).

O tratamento ortodôntico fixo requer algum grau de deslizamento entre o bráquete e o fio ortodôntico, sendo este deslizamento maior ou menor dependendo da mecânica utilizada (TIDY, 1989). O fechamento dos espaços decorrentes das extrações com finalidade ortodôntica, por exemplo, é normalmente conseguido, tanto com arcos contendo alças, praticamente sem atrito, quanto com o deslizamento dos dentes ao longo do arco. Os mecanismos de deslizamento geram força de atrito entre o bráquete e o fio ortodôntico, o que leva a um conseqüente decréscimo da força disponível para o movimento dentário (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992).

Principalmente na mecânica de deslizamento, algumas variáveis podem influenciar ainda mais na força de atrito, como por exemplo, o tipo de bráquete, o tipo de fio ortodôntico e o tipo de amarração a serem utilizados (DRESCHER, BOURAUUEL, SCHUMACHER, 1989; TIDY, 1989; OLIVEIRA, 2000). Desta forma, dependendo do material escolhido, maior força será necessária para que o dente

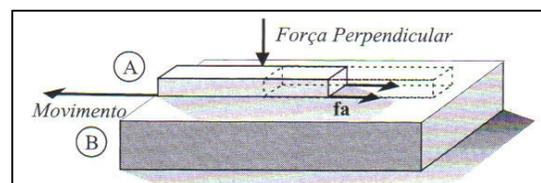
possa vencer o atrito existente entre o bráquete e o fio ortodôntico, e iniciar o seu movimento.

Diante do que foi exposto, o objetivo deste artigo é fazer a revisão de literatura sobre o atrito gerado pelo deslizamento entre os diferentes tipos de bráquetes e fios ortodônticos.

## REVISÃO DE LITERATURA

### 1 Força de atrito

Atrito é a resistência ao movimento quando um objeto move-se tangenciando um outro objeto. Segundo OLIVEIRA (2000), as forças de atrito são aquelas resultantes da pressão perpendicular (normal) de duas superfícies colocadas uma contra a outra (Figura 1). É válido salientar que cada material possui o seu coeficiente de atrito, que é uma constante dependente da aspereza das superfícies em contato. Sendo assim, o atrito é fortemente dependente das características das duas superfícies em contato e, normalmente, segue paralelamente a esta superfície de contato, sempre com sentido contrário ao deslizamento (GEMANT, 1950 apud OMANA, MOORE, BAGBY, 1992). A real força de atrito é o produto do coeficiente de atrito do material pela força normal aplicada (BESANCON, 1985).



**Figura 1** Força perpendicular (OLIVEIRA, 2000)

De acordo com as clássicas leis do atrito, esta força é proporcional à força que age normalmente no contato das superfícies, e independe da área de contato e da velocidade do deslizamento (TIDY, 1989; OMANA, MOORE, BAGBY, 1992).

Para cada par de superfícies, existem dois coeficientes de atrito: O estático e o cinético (OLIVEIRA, 2000). O atrito estático é a menor força necessária para começar a movimentação de superfícies sólidas que estavam previamente em repouso em relação a elas mesmas. Já o atrito cinético é a força que resiste ao movimento de deslize de um objeto sólido sobre outro, em uma velocidade constante. O fechamento do espaço ortodôntico depende mais do atrito estático do que do atrito cinético (OMANA, MOORE & BAGBY, 1992). Normalmente, o valor do coeficiente de atrito estático entre duas superfícies secas é 0,2 (20%), o que significa que a força necessária para iniciar o movimento deve ser 20% maior do que a força desejada, superando, assim, a força de atrito estático. Uma vez iniciado o movimento, para mantê-lo é necessária a aplicação de uma força um pouco menor do que a que iniciou o movimento, ou seja, a força de atrito cresce até um valor máximo, não ultrapassando-o, e continua atuando durante o movimento (OLIVEIRA, 2000).

A força de atrito entre o bráquete e o fio ortodôntico, numa mecânica de deslizamento, pode ser aproximadamente prevista pela seguinte fórmula, de acordo com as leis do atrito (TIDY, 1989):

$$P = \frac{2Fh\lambda}{w}$$

**P** = força de atrito

**w** = largura do bráquete

$\lambda$  = coeficiente de atrito entre o bráquete e o arco

**F** = força aplicada

**h** = distância entre a força e o arco

O atrito retarda a movimentação dentária, principalmente quando há necessidade de movimentação extensa, como no caso da retração de caninos. Isso ocorre, pois quando um bráquete desliza ao longo de um fio ortodôntico, surge uma força de atrito a partir da força agindo perpendicularmente nos pontos de contato entre o bráquete e o fio. Esta força de atrito pode ser aumentada pela falta de alinhamento dos bráquetes, pela pressão exercida por uma forte amarração, levando o fio de encontro à base do encaixe, pela presença de torque ativo no arco retangular, e pelo movimento de corpo do dente, em que a tendência à inclinação é resistida pelo duplo contato (binário) entre o bráquete e o arco (TIDY, 1989). Assim, para que um objeto possa deslizar sobre o outro é necessário que a força aplicada seja maior do que a força de atrito (BESANCON, 1985). Devido a isso, forças excessivas são aplicadas sobre o elemento dentário, principalmente quando são utilizados acessórios com alto coeficiente de atrito, o que pode causar efeitos deletérios aos tecidos de suporte (TIDY, 1989).

Logo, a força total necessária para retrair um dente, por exemplo, é a soma dos dois componentes: a força aplicada e a força de atrito, cujo sentido é contrário, ou seja, com valor negativo. Portanto, pode-se dizer que a força de atrito é uma constante proporção da força total, para cada combinação de

bráquete e fio ortodôntico. Isto implica que, clinicamente, a força de atrito aumenta proporcionalmente à força aplicada (TIDY, 1989).

## **2 Variáveis influentes na força de atrito**

A escolha do tipo de bráquete, de fio ortodôntico e do tipo de amarrilho a serem utilizados, influenciam fortemente na força de atrito. Pesquisas mostram que a força de atrito está relacionada à angulação dos bráquetes (ANDREASEN, QUEVEDO, 1970; TSELEPIS, BROCKHURST, WEST, 1994), à largura dos bráquetes (ANDREASEN, QUEVEDO, 1970; OLIVEIRA, 2000) ao diâmetro e à forma do arco (DRESCHER, BOURAUUEL, SCHUMACHER 1989), à aspereza das superfícies dos objetos em contato, ou seja, dos tipos de bráquetes e fios ortodônticos (OLIVEIRA, 2000), e ao tipo de ligadura utilizada (DRESCHER, BOURAUUEL, SCHUMACHER, 1989).

### **2.1 Componente perpendicular e asperezas**

As forças de atrito dependem da componente perpendicular (normal), que é a força que age tentando aproximar as superfícies, da natureza, do polimento e da aspereza das superfícies em contato, além de depender também do uso de lubrificantes nas superfícies, ou se estas são quimicamente reativas.

Asperezas são os pontos em que as superfícies se contatam, e onde se concentra toda a força entre elas. Assim, se dois materiais são relativamente lisos e semelhantes em dureza, a fricção é largamente determinada pela componente de força perpendicular (normal) às superfícies (OLIVEIRA, 2000).

## 2.2 Bráquetes x arcos

A escolha do tipo de bráquete e de fio ortodôntico proporciona diferenças perceptíveis na força de atrito, uma vez que a qualidade do material da superfície destes é muito importante na determinação da fricção (OLIVEIRA, 2000). Pesquisas mostram que os fios ortodônticos de aço inoxidável apresentam menor força de atrito, seguidos pelos fios de níquel-titânio e pelos fios de beta-titânio (KUSY, WHITLEY, 1990; LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER, 1999; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004). Segundo TIDY (1989), a força de atrito gerada pelo fio de níquel-titânio é o dobro da força de atrito produzida pelo fio de aço inoxidável, enquanto que o fio ortodôntico de beta-titânio apresenta força de atrito cinco vezes maior do que essa. Estas diferenças são clinicamente significativas, e devem ser consideradas na hora da escolha do arco no qual será realizada a mecânica de deslizamento.

Os bráquetes de aço inoxidável deslizam bem em fios de mesmo material, diferentemente dos fios de beta-titânio, por exemplo, que possuem superfície mais irregular, devido aos defeitos existentes decorrentes do processo de fabricação. Além disso, a química de superfície é um fator importante para o aumento da força de atrito. Os fios ortodônticos de beta-titânio possuem coeficiente de atrito maior do que o dos fios de níquel-titânio, que por sua vez possuem menor proporção de titânio em sua composição (OLIVEIRA, 2000).

As diferenças encontradas na força de atrito podem não ser explicadas pelas diferenças das rugosidades superficiais dos vários tipos de fios ortodônticos, uma vez que os fios de níquel-titânio, por exemplo, apesar de terem apresentado, em alguns trabalhos, menor força de atrito do que os fios de beta-titânio, apresentam superfície mais rugosa (KUSY, WHITLEY, 1990).

Uma explicação para a elevada força de atrito dos fios de beta-titânio pode ser a aderência do material do fio ortodôntico ao material do encaixe do bráquete durante o curso do experimento (KUSY, WHITLEY, 1990).

Em relação ao atrito gerado pelos diferentes tipos de bráquetes, concluiu-se, a partir de diversos experimentos, que os encaixes dos bráquetes cerâmicos geram maior força de atrito do que os encaixes dos bráquetes de aço inoxidável (PRATTEN, POPIL, GERMANE, GUNSOLLEY, 1990; LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER, 1999; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004). Em ordem decrescente em relação à força de atrito, o bráquete cerâmico policristalino foi o que gerou maior força de atrito, seguido pelo bráquete cerâmico monocristalino, pelo bráquete de aço inoxidável e, por último, pelo bráquete cerâmico com encaixe metálico (BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997).

Isso ocorre, pois os bráquetes cerâmicos policristalinos são produzidos por um processo de sinterização, no qual as partículas de óxido de alumínio são misturadas com ligantes (SWARTZ, 1988). Feito isso, a mistura das partículas é levada a uma máquina para receber a forma do bráquete (corpo verde), e este é aquecido para se obter a união entre as partículas (sinterização) e eliminação do ligante. Tal processo de industrialização pode criar imperfeições nos bráquetes. Tem-se como método alternativo a união de partículas de óxido de alumínio com os ligantes e posterior injeção do material em um molde de bráquete, eliminando o passo da compactação (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992).

Os bráquetes cerâmicos monocristalinos são manufacturados pelo aquecimento do óxido de alumínio a temperaturas acima de 2100° C e depois resfriados lentamente. Este método produz uma estrutura cristalina mais

homogênea do que a encontrada nos bráquetes policristalinos, e reduz as imperfeições microestruturais (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992).

A micrografia eletrônica demonstra que os bráquetes cerâmicos produzidos por injeção em moldes apresentam superfície lisa, com bordas arredondadas, semelhantes às dos bráquetes de aço inoxidável. No entanto, os bráquetes cerâmicos produzidos por cortes com ferramentas diamantadas apresentam superfície mais rugosa. A lisura superficial, característica dos bráquetes injetados em moldes, pode contribuir para a menor força de atrito encontrada para estes, enquanto que as bordas pontiagudas dos outros bráquetes cerâmicos podem riscar o material mais leve do arco, danificando-o e aumentando, assim, a força de atrito (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992). No entanto, a fotomicrografia eletrônica tem demonstrado que só a lisura da superfície não é a única responsável pelas diferenças entre o atrito dos bráquetes. O bráquete cerâmico com estrutura monocristalina e encaixe relativamente liso deveria apresentar forças de atrito mais baixas, mas apresentou valores similares aos dos bráquetes policristalinos, com superfície de encaixe mais rugosa (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992).

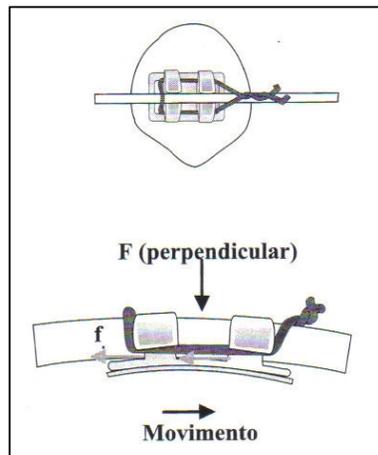
Além disso, a força de atrito é inversamente proporcional à largura do bráquete, podendo, assim, o atrito ser minimizado pelo uso de bráquetes mais largos (TIDY, 1989; OMANA, MOORE, BAGBY, 1992 ).

### **2.3 Força da amarração**

Força de amarração pode ser definida como a força que amarra o arco contra o bráquete, e por ser perpendicular ao arco, é a responsável pela fricção (Figura 2, página 24). Quanto mais apertado estiver o amarrilho, maior será a

fricção. Além disso, quanto maior for a componente de pressão contra o encaixe do bráquete, tanto maior será a força necessária para fazer com que ocorra o deslizamento do bráquete sobre o fio ortodôntico (OLIVEIRA, 2000).

O amarrilho elástico gera forças de atrito que variam entre 50 e 175 cN, e esta força é diretamente proporcional ao aumento da espessura do arco. Já a força de atrito gerada pelo uso de amarrilho metálico é sensível ao método utilizado para a amarração, podendo variar de zero a níveis bem altos (TIDY, 1989).



**Figura 2** Força da amarração (OLIVEIRA, 2000)

## 2.4 Forças de contato

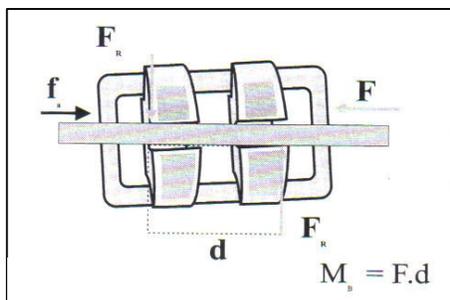
Quanto maior for a quantidade de força (componente perpendicular) entre o bráquete e o fio ortodôntico, maior será a quantidade de fricção (OLIVEIRA, 2000).

Quando existe um bom alinhamento dos dentes, a força de atrito independe da rigidez, da dimensão e da secção transversal do arco. No entanto, quando estes se encontram desalinhados, a rigidez do arco pode ser um fator

altamente influente, pois uma maior força é exercida nos contatos entre o fio e o bráquete, aumentando, conseqüentemente, a força de atrito (TIDY, 1989).

Quando encaixados em bráquetes desalinhados, os fios redondos geralmente produzem menos atrito do que os retangulares, devido à sua maior flexibilidade. Assim, logo após a inserção do arco, o atrito com o fio redondo pode ser inicialmente menor do que com o retangular. No entanto, à medida que os bráquetes vão se alinhando, e os torques tornando-se passivos, essa diferença da força de atrito diminui. Portanto, é aconselhável deixar o arco retangular agir por um mês antes de iniciar uma mecânica de deslizamento (TIDY, 1989).

Quando um dente é movimentado ao longo do arco, ele é inclinado até que uma das extremidades do bráquete entre em contato com o fio, criando um binário, cujo momento impedirá inclinação ainda maior (Figura 3, página 25). Além disso, a angulação entre o arco e o bráquete é importante, pois à medida que esta angulação aumenta, o atrito também aumenta (OLIVEIRA, 2000).



**Figura 3** Binário (OLIVEIRA, 2000).

## 2.5 Lubrificação

A lubrificação não exerce grande influência na força de atrito, como pode ser visto nos trabalhos de ANDREASEN e QUEVADO (1970); GARNER, ALLAI e MOORE (1986) e de BAKER, NIEBERG e WEIMER (1987), em que os ensaios

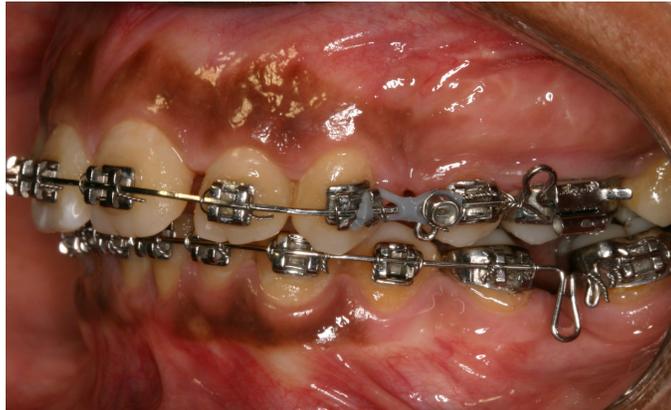
realizados sem lubrificação deram resultados semelhantes aos realizados em água, enquanto que os realizados em presença de saliva artificial ou glicerina, reduziram o atrito em apenas 17 % ou menos, não sendo estatisticamente significativa.

## DISCUSSÃO

Como já relatado anteriormente, existem basicamente dois tipos de mecânicas para o fechamento dos espaços. Uma delas é considerada mecânica “sem atrito”, uma vez que alças são utilizadas para realizar este fechamento (Figura 4). As alças podem ser confeccionadas de diferentes formas, como por exemplo, em forma de gota, “T”, “L” ou helicóides, dependendo da necessidade de maior incorporação de fio, visando diminuir a força aplicada (PROFFIT, 2002). A outra mecânica utilizada para o fechamento dos espaços é a de deslizamento, onde o bráquete desliza pelo fio, tendo o inconveniente do atrito (Figura 5, página 27). Nesta mecânica, alguns fatores devem ser criteriosamente observados, para que não seja necessário o uso de forças muito acentuadas para vencer o atrito e iniciar o movimento.



**Figura 4** Fechamento de espaços com alças: mecânica “sem atrito” (F.O. UFRJ).



**Figura 5** Fechamento de espaços sem alças: mecânica de deslizamento com atrito (F.O. UFRJ).

Segundo OMANA, MOORE e BAGBY (1992), a componente perpendicular da força (normal) é a maior responsável pela força de atrito. Quanto mais forte for a amarração do arco no interior do encaixe do bráquete, maior parte da força usada para deslizar o dente através do arco é perdida para o atrito.

De acordo com TIDY (1989), a força de atrito resultante do duplo ponto de contato (binário) que ocorre após a inclinação inicial do bráquete de encontro ao fio permaneceu uma proporção constante, na medida em que a força aplicada era aumentada, mas sem “travar” o movimento. O atrito não impede totalmente o movimento dentário, apesar de retardá-lo. Além disso, a componente de atrito causada pelo torque ativo é maior na medida em que a espessura do fio aproxima-se da espessura do encaixe do bráquete. Para diminuir o atrito clinicamente, alguns profissionais preferem o uso de fios redondos, ou reduzem quimicamente a porção posterior do arco (TWEED, 1966).

Como já relatado anteriormente, a força de atrito compõe uma proporção quase constante da força total aplicada. Esta proporção é dependente do tipo de arco, não sendo significativamente afetada pela dimensão do arco. Por este

motivo, a proporção de força perdida pelo atrito pode ser expressa como uma constante para cada tipo de arco (TIDY, 1989).

Segundo OMANA, MOORE e BAGBY (1992), uma força excessiva, visando vencer o atrito estático, é contra-produtiva, pois aumenta o atrito com o bráquete e também o potencial de perda de ancoragem posterior. O melhor seria usar artifícios para reduzir a força de atrito, controlando possíveis interferências oclusais, torque, relação encaixe bráquete x espessura fio, tipo de amarração, entre outras.

Existem na literatura diversos trabalhos avaliando a força de atrito entre os diferentes tipos de bráquetes e fios ortodônticos, variando também o tipo de ligadura: elástica ou metálica, com pinça Mathieu ou pinça de Steiner (TANNE, MATSUBARA, HOTEL, SAKUDA, YOSHIDA, 1991; KUSY, WHITLEY, PREWITT, 1991; BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997; LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER, 1999; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004). Segundo BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA (1997), há uma grande variabilidade da força de atrito observada com o amarrilho metálico, dependendo da força utilizada para apertá-lo, porém não havendo uma significância estatística. Já o amarrilho elástico gera forças de atrito que são elevadas de acordo com o aumento da espessura do arco.

O amarrilho metálico levemente amarrado (figura 6, página 29) produz menor força de atrito, quando comparado ao amarrilho elástico convencional e ao amarrilho metálico fortemente amarrado (figura 7, página 29) (BEDNAR, GRUENDEMAN, SANDRIK, 1991; BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997; HAIN, DHOPATKAR, ROCK, 2003). Por este motivo, é sugerido que a amarração metálica, com folga, seja realizada apenas na aleta mais próxima ao

espaço a ser fechado, visando diminuir o atrito, além de evitar o giro indesejável do dente que está sendo movimentado (figura 6).



**Figura 6** Amarrilho metálico com folga, na aleta distal do bráquete: menor atrito e menos giro (F.O. UFRJ).



**Figura 7** Amarrilho metálico apertado, nas duas aletas do bráquete: maior atrito (F.O. UFRJ).

A maioria dos autores concorda que os bráquetes de aço inoxidável apresentam menor força de atrito quando comparados aos bráquetes cerâmicos, por apresentarem superfície de encaixe mais lisa (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992; BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004). Por este motivo, visando manter as vantagens estéticas

dos bráquetes cerâmicos, sem a desvantagem do maior atrito produzido por este, foi criado o bráquete cerâmico com encaixe metálico. Segundo LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER (1999), não houve diferença estatisticamente significativa em relação ao atrito gerado por este, quando comparado ao bráquete de aço inoxidável.

Em relação aos fios ortodônticos, existem diversas pesquisas avaliando a força de atrito existente entre os diferentes tipos de bráquetes e fios, utilizando as mais diferentes metodologias para o estudo e com resultados bastante variados. A maioria dos autores encontrou em seus experimentos, maior força de atrito para os fios ortodônticos de beta-titânio, quando comparados aos fios de níquel-titânio, e menor força de atrito para os fios de aço inoxidável (KUSY, WHITLEY, 1990; LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER, 1999; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004). No entanto, nos experimentos de BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA (1997) os fios de níquel-titânio apresentaram, com maior frequência, o mais alto atrito, contradizendo o resultado previamente encontrado.

As diferenças observadas na força de atrito não necessariamente refletem as diferenças na aspereza das superfícies dos diferentes tipos de bráquetes e fios ortodônticos (KUSY, WHITLEY, MAYHEW, BUCKTHAL, 1988). Isto pode ser visto nos trabalhos de KAPILA, ANGOLKAR, DUNCANSON e NANDA (1990) e de KUSY e WHITLEY (1990), em que os fios de beta-titânio geraram maior força de atrito do que os fios de níquel-titânio, enquanto que na espectroscopia a laser foi visto que os fios de beta-titânio apresentavam superfície mais lisa do que as dos fios de níquel-titânio (SAUNDERS, KUSY, 1994). Além disso, os bráquetes cerâmicos monocristalinos apresentam superfícies mais lisas do que as dos

bráquetes cerâmicos policristalinos, no entanto a quantidade de atrito gerado por ambos é similar (TANNE, MATSUBARA, SHIBAGUSHI, SAKUDA, 1991).

KUSY e WHITLEY (1988) também relataram que a superfície pouco rugosa de um arco não implica em coeficiente de atrito reduzido. O uso da espectroscopia a laser demonstrou que a rugosidade superficial de vários arcos ortodônticos não se correlacionava com a força de atrito medida (KUSY WHITLEY, MAYHEW, BUCKTHAL, 1988). Estudos usando perfilômetro, não mostraram correlação significativa entre a rugosidade e as forças de atrito para diferentes tipos de arcos (PROSOSKI, BAGBY e ERICKSON, 1991).

A lubrificação é uma variável que leva a algumas controvérsias. Existem trabalhos mostrando que o uso de água ou de saliva artificial não reduzem significativamente os valores do atrito (ANDREASEN e QUEVADO, 1970; GARNER, ALLAI e MOORE, 1986; BAKER, NIEBERG, WEIMER, 1987), enquanto que outros trabalhos mostraram que a lubrificação com saliva artificial diminui significativamente o valor do atrito, quando comparado aos experimentos realizados em meios secos, para praticamente todas as combinações entre bráquetes e fios ortodônticos (TSELEPIS, BROCKHURST, WEST, 1994). Esta diferença pode ocorrer devido a alterações na metodologia realizada, uma vez que os experimentos não descrevem a forma com a saliva é aplicada ao conjunto bráquete - fio ortodôntico.

## **CONCLUSÃO**

É importante conhecer as variáveis relacionadas ao atrito existente entre bráquetes e fios ortodônticos nas mecânicas de deslizamento, para que não haja sobrecarga de força nos dentes e seus tecidos de sustentação, ou para que não ocorra grande atraso na movimentação.

A combinação bráquete x fio ortodôntico de aço inoxidável proporciona a menor força de atrito, e por isso deve ser levada em consideração quando o tratamento exigir extensa movimentação dentária, como nos casos de retração.

Nos casos em que o paciente solicita bráquetes estéticos, pode-se utilizar os bráquetes cerâmicos com encaixe metálico, cuja força de atrito, segundo a literatura, é semelhante a do bráquete de aço inoxidável.

## **SUMMARY**

Brackets and arch wires friction during the sliding mechanics can increase tooth movement difficulty and orthodontic treatment time. By this way, some factors, like the superficial roughness of the materials in contact and the type of ligatures must be considered before choosing the accessories to be used, mostly in the cases that considerable amount of tooth movement is required. Studies show that the esthetic materials increase friction forces because of its superficial roughness, that's why they are not the best to be indicated, even though these materials are being chosen even more nowadays. This article explains what friction is and shows some important considerations that need to be evaluated, willing to reduce this undesirable force that occurs during the sliding mechanics.

**UNITERMS:** Friction, brackets, arch wires, sliding mechanics.

## **AGRADECIMENTOS**

À Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), que subsidiou o desenvolvimento deste trabalho.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDREASEN, G.F.; QUEVEDO, F.R. Evaluation of frictional forces in the 0.022" x 0.028" edgewise bracket in vitro. **J Biomech**, n.2, p.151-160, v.3, 1970.
2. BAKER, K.L.; NIEBERG, L.G.; WEIMER, A.D. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 4, p. 316-320, v. 91, 1987.
3. BAZAKIDOU, E.; NANDA, R.S.; DUNCANSON, M.G.; SINHA, P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 2, p. 138-144, v. 112, August, 1997.
4. BEDNAR, J.R.; GRUENDEMAN, G.W.; SANDRIK, J.L. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 6, p. 513-522, v.100, 1991.
5. BESANCON, R.M. **The encyclopedia of physics**. 3rd ed., New York: Van Nostrand Reinhold Company, 1985. P. 889.
6. DRESCHER, D.; BOURAUDEL, C.; SCHUMACHER, H. A. Frictional forces between brackets and arch wires. **Am J Orthod**, n. 5, p.397-404, v. 96, 1989.
7. GARNER, L.D.; ALLAI, W. W.; MOORE, B.K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 3, p. 199-203, v.90, 1986.
8. GEMANT, A. **Frictional phenomena, Chemical Publications**. Brooklyn, NY, 1950 *apud* OMANA, H.M.; MOORE, R.N., BAGBY, M.D. Frictional properties of metal and ceramic brackets. **J Clin Orthod**, n. 7, p.425-432, v. 26, July, 1992.

9. HAIN, M.; DHOPATKAR, A.; ROCK, P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 4, p. 416-422, v.123, April, 2003.
10. KAPILA, S.; ANGOLKAR, P.V.; DUNCANSON, M.G.; NANDA, R.S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 2, p. 117-126, v. 98, 1990.
11. KUSY, R.P.; WHITLEY, J.Q.; MAYHEW, M.J.; BUCKTHAL, J.E. Surface roughness of orthodontics arch wires via laser spectroscopy. **Angle Orthod**, n. 1, p. 33-45, v. 58, 1988.
12. KUSY, R.P.; WHITLEY, J.Q. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. **J Biomech**, n. 9, p. 913-25, v. 23, 1990.
13. KUSY, R.P.; WHITLEY, J.Q. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots: the dry state. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 4, p. 300-312, v. 98, 1990.
14. 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 Orthod**, n. 4, p. 293-302, v. 61, 1991.
15. LOFTUS, B.P.; ARTUN, J.; NICHOLLS, J.I.; ALONSO, T.A.; STONER, J.A. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket - arch wire combinations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 3, p. 336-345, v.116, 1999.

16. NISHIO, C.; MOTTA, A.F.J.; ELIAS, C.N.; MUCHA, J.N. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n.1, p.56-64, v.125, 2004.
17. OLIVEIRA, E. J. **Biomecânica Básica para Ortodontistas**. Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da UFMG, 2000. P.198.
18. OMANA, H.M.; MOORE, R.N., BAGBY, M.D. Frictional properties of metal and ceramic brackets. **J Clin Orthod**, n. 7, p.425-432, v. 26, 1992.
19. PRATTEN, D.H.; POPIL, K.; GERMANE, N.; GUNSOLLEY, J.C.. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 5, p.398-403, v.98, 1990.
20. PROFFIT, W.R. **Ortodontia Contemporânea**. 3<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. P. 677.
21. PROSOSKI, R.R.; BAGBY, M.D.; ERICKSON, L.C. Static frictional forces and surface roughness of nickel-titanium arch wires. **Am J Orthod**, n. 4, p. 341-348, v. 100, 1991.
22. SAUNDERS, C.R; KUSY, R.P. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 1, p.76-87, v.106, 1994.
23. SWARTZ, M.L. Ceramic brackets. **J Clin Orthod**, n. 2, p. 83-88, v. 22, 1988.
24. TANNE, K.; MATSUBARA, S.; SHIBAGUSHI, T.; SAKUDA, M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. **Angle Orthod**, n. 4, p. 285-290, v. 61, 1991.
25. TIDY, D.C. Frictional forces in fixed appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 3, p. 249-254, v. 96, 1989.

26. TSELEPIS, M.; BROCKHURST, P.; WEST, V.C. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 2, p. 131-138, v.106, 1994.
27. TWEED, C. H. **Clinical orthodontics**. Vol. One. Mosby Company. Saint Louis, 1966. P. 423.

## 4.2 ARTIGO 2

### AVALIAÇÃO DA FORÇA DE ATRITO ENTRE BRÁQUETES E FIOS ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS: ESTUDO *IN VITRO*

Josie Santos César <sup>1</sup>

Antônio Carlos de Oliveira Ruellas <sup>2</sup>

Carlos Nelson Elias <sup>3</sup>

Corresponding author: Josie Santos Cesar

Av. Afrânio de Melo Franco 393 / 1204 Leblon

Rio de Janeiro – RJ – CEP 22430-060 – BRAZIL

Phone / Fax: 55 21 2239-4107 / 55 21 2239-5193

e-mail: [josiecesar@ig.com.br](mailto:josiecesar@ig.com.br)

#### RESUMO

Os autores deste trabalho tiveram como objetivo determinar a força de atrito entre diferentes tipos de bráquetes estéticos, comparando com o bráquete de aço inoxidável, em associação com os fios de aço inoxidável com e sem cobertura estética. Inicialmente, as superfícies dos acessórios em questão foram analisadas no microscópio eletrônico de varredura, com aumento de 250x. Para a avaliação da força de atrito foi utilizada a máquina de ensaio Universal EMIC DL 10000, para o ensaio de tração, simulando o deslizamento do bráquete pelo fio, durante um movimento de retração de caninos. O experimento foi realizado em meio úmido (saliva), a fim de simular a cavidade oral. Os resultados mostraram

---

<sup>1</sup> MSc, Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ

<sup>2</sup> DSc, Adjunct Professor of Orthodontics of Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ

que o bráquete cerâmico policristalino apresentou, significativamente, maior força de atrito quando associado ao fio de aço inoxidável, além da maior rugosidade superficial. Os demais bráquetes não apresentaram diferença estatisticamente significativa, quando associados ao fio de aço inoxidável e comparados ao grupo controle (bráquete metálico). Para a associação com o fio estético, apenas o bráquete com encaixe em ouro 18k apresentou diferença significativa, quando comparado ao grupo controle. Deste modo, pode-se afirmar que o tratamento diferenciado das superfícies dos encaixes reduziu a força de atrito, quando comparado ao bráquete cerâmico convencional, apenas quando associado ao fio de aço inoxidável.

**Palavras-chaves:** força de atrito, bráquetes estéticos, fio estético

## INTRODUÇÃO

A crescente preocupação com a estética aumenta não só a procura pelo tratamento ortodôntico, mas também a solicitação dos acessórios estéticos, principalmente por pacientes adultos.<sup>1,2</sup>

No entanto, esses acessórios nem sempre devem ser indicados, uma vez que apresentam uma série de desvantagens como fratura do bráquete, abrasão do dente antagonista, e, principalmente, produzem elevada força de atrito entre os bráquetes e fios ortodônticos, devido à maior rugosidade superficial desses materiais, como no caso da porcelana, por exemplo.<sup>3,4,5,6</sup>

Em uma grande parte dos casos, o tratamento ortodôntico requer extrações dentárias, a fim de obter espaços tanto para o alinhamento e nivelamento, quanto para a retração dos incisivos projetados. Nesses casos, os

---

<sup>3</sup> DSc, Professor of Biomaterials at Instituto Militar de Engenharia / Rio de Janeiro – IME/RJ

espaços podem ser fechados tanto com arcos contendo alças de retração, um tipo de mecânica praticamente sem atrito, quanto com o uso de elásticos ou molas, que promovem o deslizamento do bráquete pelo arco, produzindo força de atrito considerável.<sup>7, 8</sup>

Atrito pode ser definido como a força que resiste ao movimento relativo de dois objetos em contato, retardando, assim, a movimentação dentária. A força de atrito é tangente à interface das superfícies em contato.<sup>9, 10</sup> À medida que as superfícies em contato deslizam uma contra a outra são identificadas duas forças: a componente da força de atrito (F) e a componente da força normal (N), sendo esta última perpendicular à superfície de contato e à componente da força de atrito. A força de atrito é diretamente proporcional à força normal, de acordo com a seguinte fórmula:  $F = \mu N$ , onde  $\mu$  é o coeficiente de atrito.<sup>11</sup> Existem dois coeficientes de atrito para cada par de superfícies: o estático e o cinético.<sup>12</sup> O atrito estático é a maior força que se opõe ao início da movimentação de sólidos que estavam previamente em repouso em contato com outro sólido. Já o atrito cinético ou dinâmico é a força que se opõe ao movimento de deslize de um objeto sólido sobre outro. Devido à velocidade desprezível de movimentação dos dentes durante o tratamento ortodôntico, o fechamento do espaço ortodôntico depende mais do atrito estático do que do atrito cinético.<sup>7</sup>

Para que haja movimentação dentária durante a mecânica de deslizamento, a força aplicada deve exceder a força de atrito entre o bráquete e o fio ortodôntico.<sup>13, 14, 15</sup> Por este motivo, quando são utilizados acessórios com alto coeficiente de atrito, como no caso dos bráquetes cerâmicos, forças excessivas são aplicadas sobre o elemento dentário, o que pode causar efeitos deletérios aos tecidos de suporte.<sup>16</sup> Além disso, níveis elevados de força de atrito podem

resultar em uma pequena ou até mesmo nenhuma movimentação dentária. Quando isto ocorre, o atrito pode reduzir em até 40% a força disponível para a movimentação, resultando na perda de ancoragem.<sup>14, 15</sup>

Deste modo, a fim de proporcionar acessórios estéticos, que satisfaçam a necessidade dos pacientes, sem prejudicar o tratamento ortodôntico, as empresas vêm desenvolvendo novas propostas de bráquetes estéticos, visando diminuir as imperfeições das superfícies de encaixe, e, por conseqüência, a força de atrito, como por exemplo, os bráquetes cerâmicos com encaixe metálico (Clarity™ - 3M Unitek), bráquetes cerâmicos com encaixe de ouro 18k (Luxi II™ - Rocky Mountain), bráquetes cerâmicos monocristalinos (Inspire Ice™ - ORMCO) e bráquetes cerâmicos injetados em moldes, que não são submetidos ao processo de compactação (InVu™ - TP Orthodontics).

Por este motivo, o objetivo dos autores foi avaliar a força de atrito existente entre os bráquetes cerâmicos supracitados, com encaixes de diferentes superfícies, e fios ortodônticos estéticos (aço inoxidável com cobertura estética na face vestibular) e não estéticos (aço inoxidável), comparando-os com bráquetes de aço inoxidável (Dynalock™ - 3M Unitek).

## **MATERIAL E MÉTODO**

Foram utilizados 12 bráquetes e 32 fios ortodônticos (0.019"x 0.025") de cada um dos tipos descritos no Quadro I (página 41). Destes, 10 bráquetes e 30 fios ortodônticos de cada tipo foram aleatoriamente selecionados para os ensaios de atrito e os outros 2 bráquetes e 2 fios de cada foram utilizados para análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV), da superfície do encaixe e da

superfície do fio que contata a face interna do encaixe do bráquete, previamente ao ensaio mecânico.

#### Quadro I Relação de materiais avaliados

<i>Classe Geral</i>	<i>Nome comercial</i>	<i>Fabricante</i>
<b>Arcos (fios ortodônticos)</b>		
Aço inoxidável (A)	TruChrome™*	Rocky Mountain
Aço inoxidável com cobertura estética na face vestibular (E)	InVu™†	TP Orthodontics
<b>Bráquetes</b>		
Aço inoxidável (A)	Dynalock™‡	3M UNITEK
Cerâmico policristalino (CP)	Transcend Series 6000™‡	3M UNITEK
Cerâmico com encaixe de aço inoxidável (CA)	Clarity™‡	3M UNITEK
Cerâmico com encaixe de ouro 18k (CO)	Luxi II™+	Rocky Mountain
Cerâmico injetado em molde (CI)	InVu™‡	TP Orthodontics
Cerâmico monocristalino (CM)	Inspire Ice™+	ORMCO

\* 0.019" x 0.025" em vareta

† 0.019" x 0.025" parábola standard inferior

‡ encaixe 0.022" x 0.028", para caninos, 0° de angulações

+ encaixe 0.022" x 0.028", para caninos, -11° de torque e 2° de inclinação

As imagens com aumento de 250 vezes obtidas no MEV foram gravadas em disquetes e analisadas quanto ao acabamento superficial. Para esta análise empregou-se uma grade com 130 divisões de 2 cm x 2 cm impressa em uma folha de transparência. A grade foi colocada sobre as imagens padronizadas no computador e as superfícies foram classificadas com base no número de quadrados contendo defeitos:

- pouco rugoso: de 0 a 32 quadrados;
- rugoso: de 33 a 65 quadrados;
- muito rugoso: de 66 a 98 quadrados, e
- excessivamente rugoso: de 99 a 130 quadrados.

Além disso, as ranhuras superficiais foram classificadas, subjetivamente, em superficiais e profundas.

Para determinar a força de atrito estático foi utilizada a máquina de ensaio Universal EMIC DL 10.000 do Instituto Militar de Engenharia (IME), com célula carga de 20 N e velocidade constante de tração de 0,5 cm / minuto (NISHIO MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004).

Para cada grupo, foram utilizados 5 bráquetes e 5 fios, sendo realizadas 5 repetições contínuas para cada conjunto bráquete / fio, totalizando 25 repetições para cada um dos 12 grupos resultantes da combinação dos diferentes tipos de bráquetes e fios.

Os bráquetes foram colados com éster de cianoacrilato (Superbonder<sup>®</sup>), com auxílio de uma pinça para colagem de bráquetes (Morelli<sup>®</sup>), em uma estrutura cilíndrica metálica. Tal estrutura possuía um lado reto e o outro com 11° de angulação (Figura 1), compensando o torque dos bráquetes pré-angulados, através da colagem destes no sentido oposto, anulando a inclinação do encaixe. Além disso, o cilindro justaposto girava no interior de uma placa presa por uma morsa, visando eliminar qualquer inclinação do bráquete com o fio, seja por prescrição do bráquete, ou por erro de colagem (Figura 2).



**Figura 1** Fotografia do cilindro com inclinações de 0° e 11°



**Figura 2** Fotografia da placa com cilindro giratório

Um segmento de 5,7 cm (comprimento da parte reta da parábola do fio estético), de cada um dos 18 fios ortodônticos restantes, foi acoplado à máquina de ensaio mecânico, encaixado, sem torque ativo, no bráquete já colado, e amarrado com amarrilho elástico transparente (TP Orthodontics™), com auxílio de espátula de inserção e remoção de amarrilho elástico (Morelli®). Uma gota de saliva artificial foi aplicada com conta-gotas sobre o conjunto, simulando a cavidade oral. A máquina, ao tracionar o fio, simulava o deslizamento do bráquete pelo fio, durante o movimento de retração de caninos, num total de 8,0 mm (tamanho aproximado de um pré-molar).

Os resultados foram registrados, sob forma de gráficos, por um computador de mesa acoplado ao equipamento, mostrando os valores da força máxima (cN), fornecido pela célula de carga. Os dados foram submetidos à análise estatística, aplicando-se o teste ANOVA simples, com o teste de Tukey como *post hoc*. O intervalo de confiança foi de 95% ( $p < 0.05$ ).

## RESULTADOS

O bráquete cerâmico policristalino (Transcend Series 6000™ - 3M UNITEK) (Figura 3 A, página 45) foi o que apresentou maior rugosidade superficial, de acordo com a análise no microscópio eletrônico de varredura, além de ter sido o único a apresentar ranhuras profundas, conforme a Tabela I (página 44). As Figuras 3 (página 45) e 4 (página 46) mostram a fotomicrografia das superfícies dos acessórios em questão.

O bráquete cerâmico policristalino apresentou significativamente ( $p < 0.05$ ) a maior força de atrito, quando associado ao fio de aço inoxidável convencional. Já

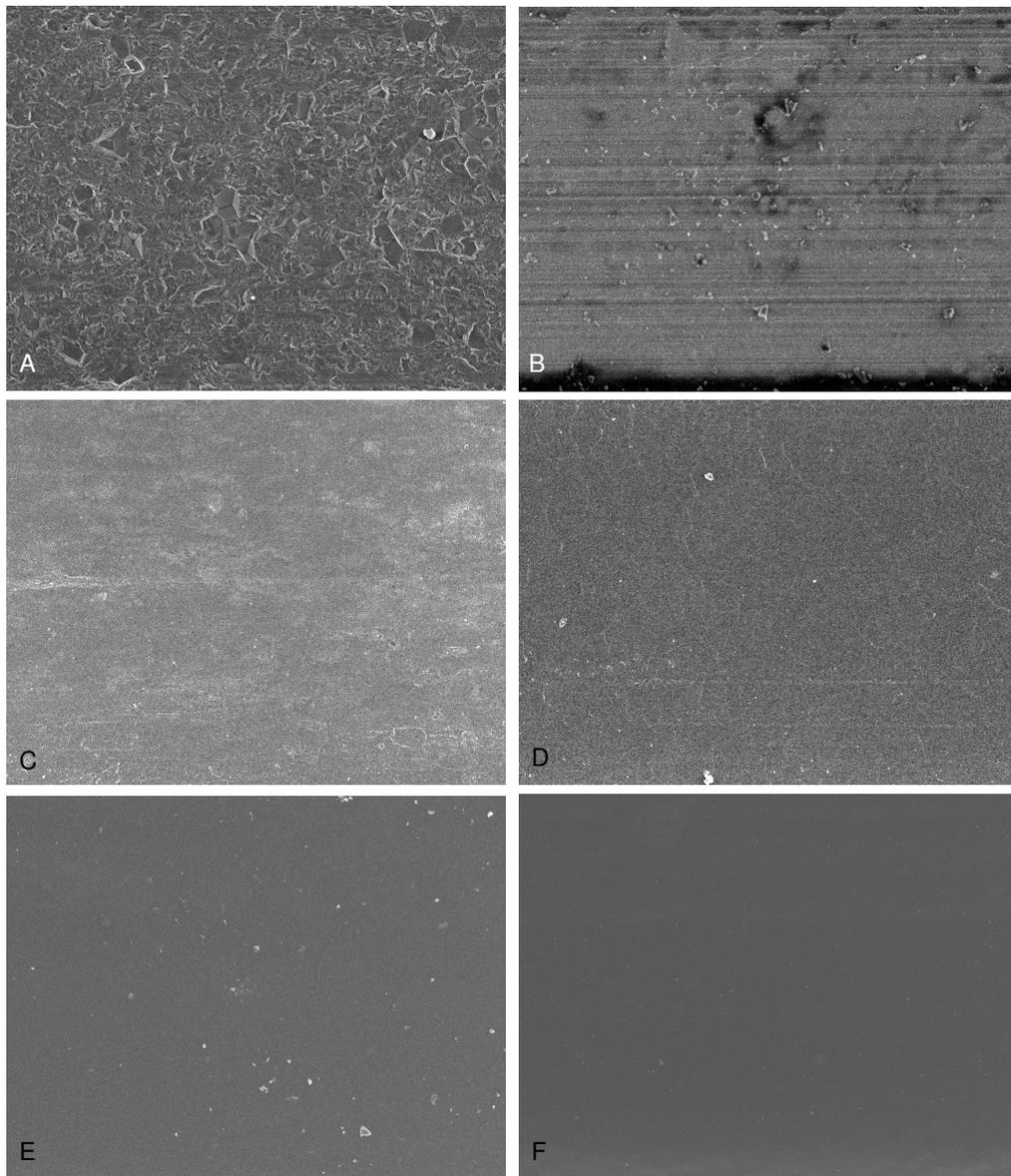
o bráquete cerâmico com encaixe de ouro 18k, associado ao fio de aço inoxidável com cobertura estética, apresentou a menor força de atrito, com significância estatística ( $p < 0.05$ ) (Tabela II, página 46).

**Tabela I** Classificação das superfícies avaliadas no MEV quanto à rugosidade e profundidade

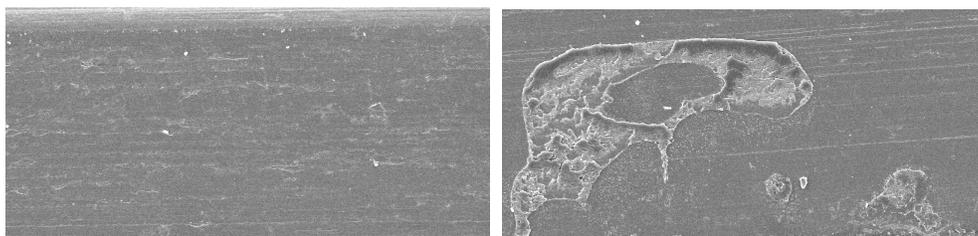
	<i>Acessórios</i>	<i>Rugosidade</i>	<i>Profundidade</i>
Bráquetes	Dynalock™	Rugoso	Superficial
	Clarity™	Rugoso	Superficial
	Transcend Series 6000™	Excessivamente rugoso	Profundo
	InVu™	Pouco rugoso	Superficial
	Inspire Ice™	Pouco rugoso	Superficial
	Luxi II™	Excessivamente rugoso	Superficial
Fios ortodônticos	TruChrome™	Pouco rugoso	Superficial
	InVu™ - face superior	Excessivamente rugoso	Profundo
	InVu™ - face interna	Excessivamente rugoso	Superficial

Variando o tipo de fio, para o mesmo tipo de bráquete, a diferença foi estatisticamente significativa ( $p < 0.05$ ) apenas para o bráquete cerâmico policristalino, que apresentou maior força de atrito quando associado ao fio de aço inoxidável, e para o bráquete cerâmico injetado em molde, cuja força de atrito foi maior quando associado ao fio estético (Tabela III e Gráfico I, página 47).

Comparando os tipos de bráquetes, em associação com o fio de aço inoxidável, com o grupo controle metálico (bráquete de aço inoxidável com fio de aço), encontrou-se diferença estatisticamente significativa ( $p < 0.05$ ) apenas para o bráquete cerâmico policristalino que, conforme constatado anteriormente, apresentou maior força de atrito. No entanto, fazendo a comparação com o grupo controle estético (bráquete de aço inoxidável com fio estético), a diferença foi estatisticamente significativa ( $p < 0.05$ ) apenas para o bráquete cerâmico com encaixe de ouro 18k, que apresentou menor força de atrito (Tabela IV, página 48).



**Figura 3** Fotomicrografias das superfícies dos encaixes dos bráquetes avaliados. MEV, 2500x. A) Clearfil II™; B) Clearfil II™; C) Dynalock™; D) Clearfil II™; E) Dynalock™; F) Clarity™



**Tabela II** Média e desvio padrão das forças de atrito (cN)

<i>Fio</i>	<i>Bráquete</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio padrão</i>
Fio de aço inoxidável	A	89,93	3,535
	CA	82,44	2,962
	CO	78,01	5,110
	CP	118,22	5,447
	CI	67,92	2,848
	CM	106,57	6,334
Fio estético	A	88,76	4,665
	CA	89,12	2,807
	CO	56,76	2,828
	CP	77,81	3,140
	CI	113,10	2,839
	CM	96,83	3,462

A: aço inoxidável; CA: encaixe aço inoxidável; CO: encaixe de ouro;  
CP: policristalino; CI: injetado em molde; CM: monocristalino

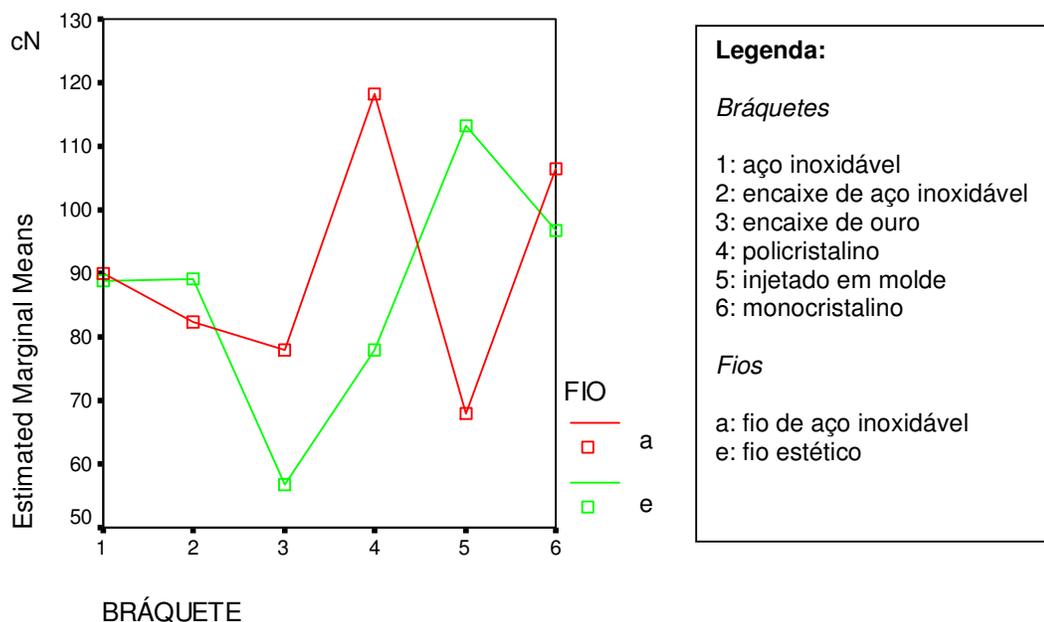
**Tabela III** Comparação entre os tipos de fios (ANOVA)

<i>Comparação entre grupos</i>	<i>Diferença das médias</i>
Aa x Ae	1,16
CAa x CAe	- 6,67
COa x COe	21,24
CPa x CPe	40,40*
CIa x CLe	- 45,18*
CMa x CMe	9,73

\* Estatisticamente significativo ( $P < 0.05$ )

A: aço inoxidável; CA: encaixe aço inoxidável; CO: encaixe de ouro;  
 CP: policristalino; CI: injetado em molde; CM: monocristalino  
 a: fio de aço inoxidável; e: fio estético

**Gráfico I** Comparação entre grupos bráquetes x fio



O bráquete cerâmico policristalino foi comparado com os demais tipos de bráquetes cerâmicos, mostrando diferença estatisticamente significativa ( $p < 0.05$ ) para o bráquete cerâmico injetado em molde associado a ambos os fios, para o bráquete cerâmico com encaixe de aço inoxidável associado ao fio de aço e para o bráquete cerâmico com encaixe de ouro 18k também associado ao fio de aço. Não houve diferença estatisticamente significativa ( $p > 0.05$ ) para o bráquete monocristalino, em nenhuma das associações com os dois tipos de fios (tabela IV).

**Tabela IV** Comparação da força de atrito entre grupos (Post Hoc Tukey)

Comparação entre grupos		Diferença das médias
Fio de aço inoxidável	A x CA	7,48
	A x CO	11,92
	A x CP	- 28,28*
	A x CI	22,01

	A x CM	- 16,64
	CA x CO	4,43
	CA x CP	- 35,77*
	CA x CI	14,52
	CA x CM	- 24,12
	CO x CP	- 40,20*
	CO x CI	10,08
	CO x CM	- 28,56*
	CP x CI	50,29*
	CP x CM	11,64
	CI x CM	- 38,65*
	<hr/>	
	A x CA	- 0,35
	A x CO	32,00*
	A x CP	10,95
	A x CI	- 24,33
	A x CM	- 8,07
	CA x CO	32,35*
	CA x CP	11,30
Fio estético	CA x CI	- 23,98
	CA x CM	- 7,71
	CO x CP	- 21,04
	CO x CI	- 56,33*
	CO x CM	- 40,07*
	CP x CI	- 35,29*
	CP x CM	- 19,02
	CI x CM	16,26

\* Estatisticamente significativo ( $P < 0.05$ )

A: aço inoxidável; CA: encaixe aço inoxidável; CO: encaixe de ouro; CP: policristalino; CI: injetado em molde; CM: monocristalino

Por último, foi feita a comparação entre os bráquetes com o encaixe de ouro 18k e com o encaixe em aço inoxidável, onde verificou-se não haver diferença significativa ( $p > 0.05$ ), quando estes estavam associados ao fio de aço inoxidável. No entanto, a força de atrito foi significativamente ( $p < 0.05$ ) menor para o bráquete com encaixe em ouro 18k, quando estes estavam associados ao fio estético.

## DISCUSSÃO

A força de atrito entre bráquete e fio ortodôntico pode ser influenciada por diversos fatores, entre eles a rugosidade superficial,<sup>6, 7, 14</sup> material,<sup>10</sup> resistência ao desgaste por abrasão<sup>7</sup> e comprimento<sup>17</sup> do bráquete; a composição,<sup>6, 18</sup> textura superficial,<sup>2, 3, 6, 7, 19</sup> lubrificação intrínseca,<sup>3</sup> existência de torque ativo, forma e espessura da secção transversa<sup>15</sup> do arco; a força e tipo de ligadura ;<sup>5, 20</sup> a distância interbráquetes,<sup>15, 17</sup> a angulação entre o bráquete e o arco,<sup>6, 21</sup> o alinhamento e nivelamento dos bráquetes adjacentes<sup>15</sup> e ainda por variáveis intra-orais, como a densidade óssea, a área da superfície radicular;<sup>9</sup> a presença de biofilme<sup>9, 15</sup> e pela saliva.<sup>21, 22</sup>

A maioria dos autores concorda que superfícies mais lisas dos bráquetes induzem forças de atrito menores, quando associadas ao mesmo tipo de fio ortodôntico.<sup>2, 3, 10, 11</sup> Por este motivo, o objetivo dos fabricantes é produzir bráquetes cerâmicos, que atendam às necessidades estéticas dos pacientes, sem prejudicar o tratamento ortodôntico, ou seja, tratar as superfícies dos encaixes, a fim de promover maior lisura superficial.

De acordo com os resultados obtidos no presente trabalho, o bráquete cerâmico policristalino, associado ao fio de aço inoxidável, apresentou a maior força de atrito, corroborando com outros autores.<sup>2, 3, 6, 10, 11</sup> O valor aumentado da força de atrito para o bráquete cerâmico policristalino pode ser atribuído às características superficiais do encaixe do bráquete, que apresenta rugosidade excessiva e profunda, como pôde ser observado na microscopia eletrônica de varredura (Figura 3, página 47). Tal imperfeição se deve ao processo de corte, no qual o bráquete é submetido, durante sua industrialização.<sup>7</sup>

A análise da superfície do encaixe, realizada através da microscopia eletrônica de varredura, mostrou resultados compatíveis aos do ensaio mecânico, quando associados ao fio de aço inoxidável, onde os bráquetes que apresentaram as maiores forças de atrito apresentaram também as superfícies mais rugosas, com exceção de dois tipos: o cerâmico monocristalino, que apresentou a segunda maior força de atrito e, no entanto, a superfície mais lisa; e o cerâmico com o encaixe de ouro 18k, que apresentou a segunda superfície mais rugosa, e a segunda menor força de atrito, possivelmente devido a alguma outra variável envolvida, como por exemplo, a largura do bráquete.

Quando associados ao fio de aço com cobertura estética, não houve concordância entre os resultados, sendo estes praticamente inversos, uma vez que os bráquetes que apresentaram as superfícies mais lisas mostraram os maiores valores para a força de atrito, e vice-versa. Isto pode ter ocorrido pelo fato de não haver padronização na quantidade de material estético, bastante rugoso (Figura 4, página 46), que se estendia para as faces vizinhas à face vestibular.

A proposta dos fabricantes em tratar as superfícies dos encaixes dos bráquetes, das mais diversas maneiras, visando promover uma superfície mais lisa e diminuir a força de atrito, é válida, tendo sido comprovada tanto pela avaliação na microscopia eletrônica de varredura, quanto pelo ensaio mecânico, mostrando valores significativamente menores para a força de atrito, quando associados ao fio de aço inoxidável, e comparados ao bráquete cerâmico policristalino. Tal constatação não é válida perante a utilização do fio estético, onde apenas o bráquete cerâmico injetado em molde apresentou diferença estatisticamente significativa, apresentando maior força de atrito, apesar da

superfície consideravelmente mais lisa. Possivelmente, alguma outra variável indesejável pode ter interferido neste resultado. O único bráquete cerâmico que não apresentou diferença estatisticamente significativa, em nenhuma das duas associações, foi o monocristalino, apesar de ter mostrado a superfície mais lisa no MEV.

Apesar de o fio estético ter apresentado superfície mais irregular no microscópio eletrônico de varredura, não houve diferença significativa para a força de atrito, quando comparado ao fio de aço, na maioria dos grupos. Apenas os bráquetes cerâmicos injetado em molde e o policristalino, mostraram diferença estatisticamente significativa, sendo a força de atrito maior, quando estes estavam associados aos fios estético e de aço, respectivamente.

Apenas o bráquete cerâmico sem tratamento diferenciado da superfície do encaixe mostrou diferença significativa para o grupo controle metálico (bráquete e fio de aço inoxidável), contrariando o trabalho de NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA (2004),<sup>6</sup> que encontrou diferença significativa também para o bráquete cerâmico com encaixe de aço inoxidável, o que pode ter ocorrido devido a diferenças na metodologia. A microscopia eletrônica de varredura também não mostrou diferenças consideráveis entre a rugosidade superficial de ambos (Tabela I, página 44).

Quando comparado ao grupo controle estético (bráquete de aço inoxidável e fio estético), apenas o bráquete cerâmico com encaixe de ouro 18k mostrou diferença estatisticamente significativa, sendo menor a força de atrito.

Segundo o fabricante (Rocky Mountain – [www.rmorthodontics.com](http://www.rmorthodontics.com)), a proposta de fazer o encaixe do bráquete em ouro 18k é reduzir a força de atrito, já que esta superfície seria mais lisa do que a do aço inoxidável, o contrário do que

foi visto na microscopia eletrônica de varredura. No ensaio mecânico, o bráquete com encaixe de ouro realmente apresentou valores mais baixos para a força de atrito, para ambas as associações com os fios. No entanto, tal diferença foi significativa somente quando associado ao fio estético.

Os bráquetes cerâmicos com encaixe metálico de aço inoxidável ou de ouro 18k mostraram ser bastante vantajosos, visto que combinam a estética da cerâmica com a menor rugosidade superficial do encaixe, produzindo forças de atrito menores.

Neste trabalho, optou-se por utilizar o amarrilho elástico transparente, uma vez que o objetivo foi avaliar a força de atrito produzida por um aparelho estético (bráquete e fio estéticos). Os autores concordam que o amarrilho metálico produz força de compressão do fio contra o bráquete variável, a qual depende do tipo de instrumento utilizado (pinça Mathiew ou Steiner), e da força aplicada pelo ortodontista.<sup>8, 11</sup> O amarrilho elástico também pode apresentar variação na força de compressão, devido à perda de elasticidade com o tempo, a qual, no presente trabalho foi controlada, pois o elástico foi trocado a cada ensaio, ficando pouco tempo submetido à deformação.

É válido lembrar, que como a força de atrito depende de outras variáveis, torna-se bastante difícil reproduzir todas as condições intra-orais encontradas durante o tratamento ortodôntico, como, por exemplo, o desgaste dos acessórios, a quantidade de saliva, presença de biofilme, densidade óssea, área da superfície radicular, mastigação, entre outras. Neste estudo foi utilizada apenas a saliva artificial, sendo padronizada uma gota para cada conjunto bráquete-fio, simulando, em parte, a cavidade oral. Assim, é importante salientar, que os resultados encontrados neste experimento *in vitro*, podem não corresponder

totalmente à realidade *in vivo*, e que se torna difícil comparar os resultados com os de outros estudos, devido a grande diversidade de variáveis que podem ser incluídas ou não na metodologia.

## **CONCLUSÃO**

De acordo com os resultados deste experimento, conclui-se que:

- 1- Os diferentes tipos de tratamento da superfície dos encaixes dos bráquetes cerâmicos proporcionaram superfícies mais lisas do que a do bráquete cerâmico policristalino, quando observados no microscópio eletrônico de varredura, produzindo também significativa redução da força de atrito, quando comparados a este, e associados ao fio de aço inoxidável. No entanto, não apresentaram diferenças estatisticamente significativa, quando comparados ao grupo controle de aço inoxidável.
- 2- Não houve diferença significativa na força de atrito produzida pelo fio de aço e pelo estético, na maioria dos casos.
- 3- Os bráquetes cerâmicos com encaixe de aço inoxidável, com encaixe de ouro 18k e injetado em molde, quando associados ao fio de aço, apresentaram força de atrito significativamente menor ( $p < 0,05$ ), quando comparados ao bráquete cerâmico policristalino. Sendo assim, constituem uma excelente opção para quando os acessórios estéticos são solicitados.

Agradecimento à CAPES, que subvencionou este trabalho, e ao Instituto Militar de Engenharia (IME) pela execução da parte laboratorial.

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- 1- Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116:635-41.
- 2- Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116:336-45.
- 3- Pratten DH, Popil K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98: 398-403.
- 4- Tanne K, Matsubara S, Shibagushi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 1991; 61: 285-290.
- 5- Bishara SE, Olsen ME, Von Wald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 86-92.
- 6- Nishio C, Motta AFJ, Elias, CN, Mucha, JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 56-64.
- 7- Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1992; 26: 425-432.
- 8- Proffit WR. *Ortodontia Contemporânea*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2002, 307-39.

- 9- Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 397-404.
- 10-Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 513-22.
- 11-Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98: 117-126.
- 12-Oliveira EJ. *Biomecânica Básica para Ortodontistas*. Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da UFMG. 2000, 85-90.
- 13-Besancon RM. *The encyclopedia of physics*. 3rd ed., New York: Van Nostrand Reinhold Company, 1985. P. 889.
- 14-Tanne K, Matsubara S, Hotel Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 273-8.
- 15-Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107: 20-7.
- 16-Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 249-254.
- 17-Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontics bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1980; 78: 593-609.

- 18-Bourauel C, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998; 20: 79-92.
- 19-Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic arch wires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* 1988; 58: 33-45.
- 20-Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 138-44.
- 21-Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 131-138.
- 22-Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 91: 316-20.

## 5 DISCUSSÃO

Sabe-se que todo e qualquer tratamento ortodôntico fixo requer algum grau de deslizamento entre o bráquete e o fio ortodôntico, deslizamento este que pode ser maior ou menor dependendo do tipo de mecânica utilizada (TIDY, 1989). O fechamento dos espaços decorrentes das extrações com finalidade ortodôntica, por exemplo, é normalmente conseguido, tanto com arcos contendo alças, praticamente sem atrito, quanto com o deslizamento dos dentes ao longo do arco. É de comum acordo entre os diversos autores, que os mecanismos de deslizamento geram força de atrito entre o bráquete e o fio ortodôntico, o que leva a um conseqüente decréscimo da força disponível para o movimento dentário (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992; OLIVEIRA, 2000; PROFFIT, 2002; ROSSOUW, 2003).

Principalmente na mecânica de deslizamento, algumas variáveis podem influenciar ainda mais na força de atrito, como por exemplo: (1) bráquetes: textura superficial (TIDY, 1989; OMANA, MOORE, BAGBY, 1992; TANNE, MATSUBARA, HOTEL, SAKUDA, YOSHIDA, 1994; OLIVEIRA, 2000; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004), material (BEDNAR, GRUENDEMAN, SANDRIK, 1991), resistência ao desgaste por abrasão (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992) e

comprimento (FRANK, NIKOLAI, 1980); (2) arco (fio ortodôntico): composição (BOURAUUEL, DRESCHER, PLIETSCH, 1998; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004), rugosidade superficial (KUSY, WHITLEY, MAYHEW, BUCKTHAL, 1988; TIDY, 1989; PRATTEN, POPIL, GERMANE, GUNSOLLEY, 1990; OMANA, MOORE, BAGBY, 1992; LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER 1999; OLIVEIRA, 2000; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004), lubrificação intrínseca (PRATTEN, POPIL, GERMANE, GUNSOLLEY, 1990), torque ativo e forma e espessura da secção transversa (VAUGHAN, DUNCANSON, NANDA, CURRIER, 1995); (3) força e o tipo de ligadura (TIDY, 1989; BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997; BISHARA, OLSEN, VON WALD, JAKOBSEN, 1999; OLIVEIRA, 2000); (4) o aparelho ortodôntico: distância interbráquetes (FRANK, NIKOLAI, 1980; VAUGHAN, DUNCANSON, NANDA, CURRIER, 1995), angulação entre o bráquete e o arco (TSELEPIS, BROCKHURST, WEST, 1994; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004), alinhamento e nivelamento dos bráquetes adjacentes (VAUGHAN, DUNCANSON, NANDA, CURRIER, 1995), e ainda por (5) variáveis intra-orais: como a densidade óssea e a área da superfície radicular (DRESCHER, BOURAUUEL, SCHUMACHER, 1989); placa bacteriana (DRESCHER, BOURAUUEL, SCHUMACHER, 1989; VAUGHAN, DUNCANSON, NANDA, CURRIER, 1995) e a saliva (BAKER, NIEBERG, WEIMER, 1987; TSELEPIS, BROCKHURST, WEST, 1994).

Desta forma, dependendo do material escolhido, maior força será necessária para que o dente possa vencer o atrito existente entre o bráquete e o fio ortodôntico, e iniciar o seu movimento. No entanto, segundo OMANA, MOORE e BAGBY (1992), uma força excessiva, visando vencer o atrito estático, é contra-

produtiva, pois aumenta o atrito com o bráquete e também o potencial de perda de ancoragem posterior. O melhor seria controlar possíveis interferências oclusais, torque, relação encaixe bráquete x espessura fio, tipo de amarração, entre outras, para reduzir a força de atrito.

Os autores concordam que quanto mais rugosa for a superfície dos materiais em contato, maior a força de atrito produzida, prejudicando o tratamento ortodôntico (KUSY, WHITLEY, MAYHEW, BUCKTHAL, 1988; TIDY, 1989; PRATTEN, POPIL, GERMANE, GUNSOLLEY, 1990; OMANA, MOORE, BAGBY, 1992; TANNE, MATSUBARA, HOTEL, SAKUDA, YOSHIDA, 1994; LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER, 1999; OLIVEIRA, 2000; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004). O bráquete cerâmico, bastante solicitado atualmente devido às exigências estéticas da sociedade, apresenta, de acordo com análises realizadas no microscópio eletrônico de varredura, tanto neste, como em outros trabalhos (SAUNDERS, KUSY, 1994; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004), superfície bastante rugosa, e com isso, elevada força de atrito quando comparado aos bráquetes de aço inoxidável, de superfície menos rugosa, concordando com diversos autores (FRANK, NIKOLAI, 1980; DRESCHER, BOURAUUEL, SCHUMACHER, 1989; TIDY, 1989; ANGOLKAR, KAPILA, DUNCANSON, NANDA, 1990; PRATTEN, POPIL, GERMANE, GUNSOLLEY, 1990; BEDNAR, GRUENDEMAN, SANDRIK, 1991; OMANA, MOORE, BAGBY, 1992; TANNE, MATSUBARA, HOTEL, SAKUDA, YOSHIDA, 1994; TSELEPIS, BROCKHURST, WEST, 1994; BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997; LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER, 1999; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004).

A proposta dos fabricantes de tratar as superfícies dos encaixes dos bráquetes cerâmicos, de diferentes maneiras, visando promover superfícies mais lisas, diminuindo a força de atrito, foi válida tanto na microscopia eletrônica de varredura, quanto no ensaio mecânico. Os resultados mostraram valores significativamente menores para a força de atrito, quando comparados ao bráquete cerâmico policristalino, e associados ao fio de aço inoxidável (Tabela IV, Artigo 2, página 48) . Tal constatação não foi válida perante a utilização do fio estético, uma vez que apenas o bráquete cerâmico injetado em molde obteve diferença estatisticamente significativa, e ainda apresentando maior força de atrito, apesar da superfície consideravelmente mais lisa. É possível que alguma outra variável, indesejavelmente, possa ter interferido neste resultado. O único bráquete cerâmico que não apresentou diferença estatisticamente significativa, em nenhuma das duas associações, foi o monocristalino, apesar de ter mostrado a superfície mais lisa no MEV.

A excessiva lisura superficial do encaixe do bráquete monocristalino, observada no microscópio eletrônico de varredura, retratou o benefício trazido pela diferença no processo de industrialização destes, que se dá pelo aquecimento do óxido de alumínio a temperaturas acima de 2100° C com um lento resfriamento em seguida. Este método produz uma estrutura cristalina mais pura do que a encontrada nos bráquetes policristalinos, reduzindo as impurezas estruturais, conforme foi relatado por OMANA, MOORE e BAGBY (1992). No entanto, apesar dos bráquetes cerâmicos monocristalinos apresentarem superfícies consideravelmente mais lisas do que as dos bráquetes cerâmicos policristalinos, a quantidade de atrito gerado por ambos é similar, conforme pode

ser visto na Tabela IV (Artigo 2, página 48), e no trabalho de TANNE, MATSUBARA, SHIBAGUSHI e SAKUDA (1991).

O bráquete cerâmico com encaixe metálico, ao contrário do que foi mostrado no trabalho de NISHIO, MOTTA, ELIAS e MUCHA (2004), não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação à força de atrito produzida por este, independente do tipo de fio utilizado, quando comparado ao bráquete de aço inoxidável, concordando com o trabalho de LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER (1999). A microscopia eletrônica de varredura também não mostrou diferença considerável em relação à rugosidade superficial deste.

No ensaio mecânico, o bráquete cerâmico com encaixe de ouro 18k realmente apresentou valores mais baixos para a força de atrito, conforme proposto pelo fabricante, para ambas as associações com os fios, apesar de ter apresentado uma superfície consideravelmente rugosa na microscopia eletrônica de varredura. No entanto, tal diferença foi significativa somente quando associado ao fio estético.

O bráquete cerâmico injetado em molde apresentou a superfície extremamente lisa na microscopia eletrônica de varredura, de acordo com o proposto pela técnica de fabricação (OMANA, MOORE, BAGBY, 1992). Porém, no ensaio mecânico, quando associado ao fio estético, apresentou a maior força de atrito. Isto pode ter ocorrido devido à falta de padronização na quantidade de material estético, bastante rugoso, que se estendia para as faces vizinhas à face vestibular. Já, quando a associação foi com o fio de aço, a força de atrito foi uma das mais baixas.

Em relação aos fios ortodônticos, a maioria dos autores encontrou em seus experimentos, maior força de atrito para o fio de beta-titânio, seguido, em ordem decrescente, pelo fio de níquel-titânio, e pelo fio de aço inoxidável (KUSY, WHITLEY, 1990; LOFTUS, ARTUN, NICHOLLS, ALONSO, STONER, 1999; NISHIO, MOTTA, ELIAS, MUCHA, 2004). No entanto, nos experimentos de BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON e SINHA (1997) o fio de níquel-titânio apresentou, com maior frequência, o mais alto atrito, contradizendo o resultado anterior. Entretanto, é válido lembrar que se torna difícil comparar os resultados com os de outros estudos, devido a grande diversidade de variáveis que podem ser incluídas ou não na metodologia.

Neste trabalho, apesar do fio estético ter apresentado superfície mais rugosa no MEV, não houve diferença significativa, quando comparado ao fio de aço, na maioria dos grupos. Apenas os bráquetes cerâmicos injetado em molde e o policristalino, mostraram diferença estatisticamente significativa, sendo a força de atrito maior, quando estes estavam associados aos fios estético e de aço, respectivamente.

Conforme foi visto neste trabalho, e de acordo com KUSY, WHITLEY, MAYHEW e BUCKTHAL (1988), as diferenças observadas na força de atrito não necessariamente refletem as diferenças na aspereza das superfícies dos diferentes tipos de bráquetes e fios ortodônticos. Isto pode ser visto também, nos trabalhos de ANGOLKAR, KAPILA, DUNCANSON e NANDA (1990) e de KUSY e WHITLEY (1990), em que os fios de beta-titânio geraram maior força de atrito do que os fios de níquel-titânio, enquanto que na espectroscopia a laser foi visto que os fios de beta-titânio apresentavam superfície mais lisa do que as dos fios de níquel-titânio (SAUNDERS, KUSY, 1994). Além disso, os bráquetes cerâmicos

monocristalinos mostraram superfícies mais lisas do que as dos bráquetes cerâmicos policristalinos, no entanto a quantidade de atrito gerado por ambos é similar (TANNE, MATSUBARA, SHIBAGUSHI, SAKUDA, 1991). Isto pode ocorrer, possivelmente, devido a alguma variável indesejavelmente incorporada, ou até mesmo por um pequeno erro na metodologia.

Segundo OMANA, MOORE e BAGBY (1992), a componente perpendicular da força (normal) é a maior responsável pela força de atrito. Quanto mais forte for a amarração do arco no interior do encaixe do bráquete, maior parte da força usada para deslizar o dente através do arco é perdida para o atrito. Os autores concordam que o amarrilho metálico produz força bastante variável, dependendo do tipo de instrumento utilizado (pinça Mathiew ou Steiner), e da força aplicada pelo ortodontista (BEDNAR, GRUENDEMAN, SANDRIK, 1991; OMANA, MOORE, BAGBY, 1992). Neste trabalho, foi utilizado o amarrilho elástico transparente, uma vez que o objetivo era avaliar a força de atrito produzida por um aparelho estético. O amarrilho elástico, apesar de ser uma variável, devido à perda de elasticidade com o tempo, não foi considerado, uma vez que este era trocado a cada ensaio, ficando pouco tempo na simulação.

É importante lembrar, que o amarrilho metálico levemente amarrado (Figura 6, Artigo 1, página 29) produz menor força de atrito, quando comparado ao amarrilho elástico convencional e ao amarrilho metálico fortemente amarrado (Figura 7, Artigo 1, página 29) (BEDNAR, GRUENDEMAN, SANDRIK, 1991; BAZAKIDOU, NANDA, DUNCANSON, SINHA, 1997; HAIN, DHOPATKAR, ROCK, 2003). Por este motivo, é sugerido que a amarração metálica, com folga, seja realizada apenas na aleta mais próxima ao espaço a ser fechado, visando

diminuir o atrito, além de evitar o giro indesejável do dente que está sendo movimentado (Figura 6, Artigo 1, página 29).

A lubrificação é uma variável que leva a algumas controvérsias. Existem trabalhos mostrando que a lubrificação com saliva artificial diminui significativamente o valor do atrito, quando comparado aos experimentos realizados em meio seco, para praticamente todas as combinações entre bráquetes e fios ortodônticos (TSELEPIS, BROCKHURST, WEST, 1994), enquanto que outros mostraram que o uso de água ou de saliva artificial não reduz significativamente os valores do atrito (ANDREASEN, QUEVADO, 1970; GARNER, ALLAI, MOORE, 1986; BAKER, NIEBERG, WEIMER, 1987). Esta diferença pode ocorrer devido a alterações na metodologia realizada, uma vez que os experimentos não descrevem a forma com que a saliva é aplicada ao conjunto bráquete - fio ortodôntico. Neste trabalho, foi aplicada uma gota de saliva artificial com um conta-gotas, com o objetivo único de proporcionar alguma semelhança à cavidade oral. O ensaio não foi realizado em meio seco para a comparação.

É importante salientar que, como a força de atrito depende de inúmeras variáveis, torna-se bastante difícil reproduzir todas as condições intra-orais encontradas durante o tratamento ortodôntico, como, por exemplo, o desgaste dos acessórios, a quantidade de saliva, placa, densidade óssea, área da superfície radicular, mastigação, entre outras. Assim, é válido lembrar, que os resultados encontrados neste experimento *in vitro*, podem não corresponder totalmente com a realidade *in vivo*, e que se torna difícil comparar os resultados com os de outros estudos, devido a grande diversidade de variáveis que podem ser incluídas ou não na metodologia.

## 6 CONCLUSÃO

**6.1** Ao analisar as superfícies dos fios ortodônticos e dos encaixes dos bráquetes no microscópio eletrônico de varredura, observou-se que:

**6.1.1** o fio de aço inoxidável mostrou a superfície menos rugosa, seguido pela face interna do fio estético e, por último, pela face superior deste, que apresentou resquícios do material estético, extremamente rugoso, oriundos da face vestibular;

**6.1.2** o bráquete cerâmico policristalino mostrou a maior rugosidade superficial, sendo o único com rugosidade profunda. Os bráquetes cerâmicos injetado em molde e monocristalino apresentaram superfícies extremamente lisas;

**6.2** Ao avaliar a força de atrito, simulando a mecânica de deslizamento, verificou-se que:

**6.2.1** os diferentes tipos de tratamento da superfície dos encaixes dos bráquetes cerâmicos produziram significativa redução da força de atrito, quando comparados ao bráquete cerâmico policristalino, e associados ao fio de aço inoxidável. No entanto, não apresentaram diferenças estatisticamente significativa, quando comparados ao grupo controle de aço inoxidável. Não houve

diferença significativa na força de atrito produzida pelo fio de aço e pelo fio estético, na maioria dos casos.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDREASEN, G.F.; QUEVEDO, F.R. Evaluation of frictional forces in the 0.022" x 0.028" edgewise bracket in vitro. **J Biomech**, n.2, p.151-160, v.3, 1970.

ANGOLKAR, P.V.; KAPILA, S.; DUNCANSON, M.G.; NANDA, R.S. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, p. 499-506, v. 98, 1990.

BAKER, K.L.; NIEBERG, L.G.; WEIMER, A.D. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 4, p. 316-320, v. 91, 1987.

BAZAKIDOU, E.; NANDA, R.S.; DUNCANSON, M.G.; SINHA, P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 2, p. 138-144, v. 112, August, 1997.

BEDNAR, J.R.; GRUENDEMAN, G.W.; SANDRIK, J.L. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, p.513-522, v. 100, 1991.

BISHARA, S.E.; OLSEN, M.E.; VON WALD, L, JAKOBSEN, J.R. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, p. 86-92, v. 116, 1999.

BOURAUUEL, C.; DRESCHER, D.; PLIETSCH, R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. **Eur J Orthod**, p.79-92, v. 20, 1998.

DRESCHER, D.; BOURAUUEL, C.; SCHUMACHER, H. A. Frictional forces between brackets and arch wires. **Am J Orthod**, n. 5, p.397-404, v. 96, 1989.

FRANK, C.A.; NIKOLAI, R.J. A comparative study of frictional resistances between orthodontics bracket and arch wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, p. 593-609, v. 78, 1980.

GARNER, L.D.; ALLAI, W. W.; MOORE, B.K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 3, p. 199-203, v.90, 1986.

GEMANT, A. **Frictional phenomena, Chemical Publications**. Brooklyn, NY, 1950 *apud* OMANA, H.M.; MOORE, R.N., BAGBY, M.D. Frictional properties of metal and ceramic brackets. **J Clin Orthod**, n. 7, p.425-432, v. 26, July, 1992.

HAIN, M.; DHOPATKAR, A.; ROCK, P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 4, p. 416-422, v.123, April, 2003.

KUSY, R.P.; WHITLEY, J.Q.; MAYHEW, M.J.; BUCKTHAL, J.E. Surface roughness of orthodontics arch wires via laser spectroscopy. **Angle Orthod**, n. 1, p. 33-45, v. 58, 1988.

KUSY, R.P.; WHITLEY, J.Q. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots: the dry state. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 4, p. 300-312, v. 98, 1990.

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 Orthod**, n. 4, p. 293-302, v. 61, 1991.

LOFTUS, B.P.; ARTUN, J.; NICHOLLS, J.I.; ALONSO, T.A.; STONER, J.A. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket - arch wire combinations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 3, p. 336-345, v.116, 1999.

NISHIO, C.; MOTTA, A.F.J.; ELIAS, C.N.; MUCHA, J.N. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n.1, p.56-64, v.125, 2004.

OLIVEIRA, E. J. **Biomecânica Básica para Ortodontistas**. Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da UFMG, 2000. P.198.

OMANA, H.M.; MOORE, R.N., BAGBY, M.D. Frictional properties of metal and ceramic brackets. **J Clin Orthod**, n. 7, p.425-432, v. 26, 1992.

PRATTEN, D.H.; POPIL, K.; GERMANE, N.; GUNSOLLEY, J.C. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 5, p.398-403, v.98, 1990.

PROFFIT, W.R. **Ortodontia Contemporânea**. 3a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 307-39.

ROSSOUW, P.E. Friction: An overview. **Seminars in Orthodontics**, n.4, p.218-222, v.9, 2003.

SAUNDERS, C.R.; KUSY, R.P. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 1, p.76-87, v.106, 1994.

SWARTZ, M.L. Ceramic brackets. **J Clin Orthod**, n. 2, p. 83-88, v. 22, 1988.

TANNE, K.; MATSUBARA, S.; SHIBAGUSHI, T.; SAKUDA, M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. **Angle Orthod**, n. 4, p. 285-290, v. 61, 1991.

TANNE, K; MATSUBARA, S; HOTEL, Y SAKUDA, M; YOSHIDA, M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, p.273-278, v. 106, 1994.

TIDY, D.C. Frictional forces in fixed appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 3, p. 249-254, v. 96, 1989.

TSELEPIS, M.; BROCKHURST, P.; WEST, V.C. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, n. 2, p. 131-138, v.106, 1994.

VAUGHAN, J.L.; DUNCANSON, M.G., NANDA, R.S., CURRIER, G.F. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, p.20-27, v. 107, 1995.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)