

TÚLIO LOURENÇO RASSI

**ANÁLISE *IN VITRO* DA FORÇA DE ATRITO ENTRE BRAQUETES ESTÉTICOS E
FIOS ORTODÔNTICO EMPREGANDO A MECÂNICA DE DESLIZE**

CAMPINAS
2008

TÚLIO LOURENÇO RASSI

**ANÁLISE *IN VITRO* DA FORÇA DE ATRITO ENTRE BRAQUETES ESTÉTICOS E
FIOS ORTODÔNTICO EMPREGANDO A MECÂNICA DE DESLIZE**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Aranha Nouer.

CAMPINAS
2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

R228a Rassi, Túlio Lourenço.
Análise *in vitro* da força de atrito entre braquetes estéticos e fios ortodônticos empregando a mecânica de deslize / Túlio Lourenço Rassi. – Campinas: [s.n.], 2008.
56f.: il.

Orientador: Paulo Roberto Aranha Nouer.
Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Braquetes ortodônticos. 2. Ortodontia I. Nouer, Paulo Roberto Aranha. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: **“ANÁLISE *IN VITRO* DA FORÇA DE ATRITO ENTRE BRAQUETES ESTÉTICOS E FIOS ORTODÔNTICO EMPREGANDO A MECÂNICA DE DESLIZE”** apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: _____ em __/__/__, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. (a) Dr (a)
Orientador

Prof. (a) Dr (a)
1º Membro

Prof. (a) Dr (a)
2º Membro

DEDICATÓRIA

Em primeiro lugar a Deus que me abençoou com os pais maravilhosos, Mélik Zeki Rassi e Maria Aparecida Lourenço Rassi que sempre me deram amor, apoio e incentivo para conquistar meus objetivos mesmo perante os mais difíceis obstáculos.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia e Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, na pessoa do Presidente de Conselho Superior, Professor Dr. José Luiz Cintra Junqueira.

Ao Professor Dr. Thomaz Wassall, coordenador dos cursos de Pós-Graduação e Diretor da Faculdade de Odontologia e Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic.

Ao Coordenador do curso de mestrado em Ortodontia Professor Dr. Paulo Roberto Aranha Nouer e a equipe de professores, Lourenço Sobrinho, Darcy Flávio Nouer, Mayury Kuramae, Maria Beatriz B. Araújo Magnani, Ivana Uglík Garbui, Nelson Padilha, Vanessa Salvadego e especialmente ao professor e amigo Albert Suzan.

Ao meu irmão Murilo, minha namorada Fanny, meus primos Pedro Paulo, Michelli, Andréa, Leandro e Pedro Jr. (*in memoriam*), amigos Welder, Rondriander, Dorivê, Luciano, Alexandre, Reene e Charles.

Aos colegas de mestrado e grandes amigos Wilton Vargas, Rafael Tames, Juliano e Fabiano Tuttas, Antonio Sommer, Edson Leopoldo, Ciro Ribeiro, Moacyr Trevisan, José Campos, Daniel Pigatto, Leandro, Magda Piaia, Elizete, Danielle Melo, Danielli Cristina, Elize, Cláudia e Silvana.

“Determinação, coragem e auto confiança são fatores decisivos para o sucesso. Se estamos possuídos por uma inabalável determinação conseguiremos supera-los. Independentemente das circunstancias, devemos ser sempre humildes, recatados e despidos de orgulho.”

Dalai Lama.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a força de atrito gerada na mecânica de distalização do canino superior, na técnica da força direcional seqüencial de Tweed-Merrifield, com diferentes bráquetes estéticos, um fio ortodôntico de aço inoxidável e uma ligadura elastomérica. Uma placa de acrílico retangular simulando um segmento do aparelho fixo composto por quatro bráquetes duplos foi empregada. As extremidades do fio foram dobradas junto aos bráquetes terminais para que não deslizassem na canaleta e amarrados aos bráquetes com ligadura de aço inoxidável. A placa de acrílico foi fixada no mordente da base da máquina Instron de maneira a ficar posicionada em 45° em relação ao solo, o que foi realizado com o auxílio do esquadro, simulando a angulação do aparelho extrabucal com o plano oclusal. O bráquete foi fixado com ligadura elastomérica e tracionado, para deslizar a velocidade de 0,5 mm/min., através do segmento do fio, percorrendo a distância de 5 mm. Os testes foram repetidos três vezes trocando-se a marca comercial do bráquete a ser testado. A decomposição do valor médio da carga registrada na Instron em (kgf) é à força de atrito. Os dados foram submetidos à Análise da Variância e ao teste de Tukey (5%). A força de atrito gerada na interface bráquete/fio metálico depende do material que constitui o bráquete e das características individuais do mesmo. O recobrimento metálico da superfície interna da canaleta de bráquetes cerâmicos diminui o atrito gerado com o fio metálico. A técnica alternativa de amarração utilizando as aletas centrais do bráquete diminui a força de atrito gerada quando a amarração é feita com ligadura elastomérica.

Palavras-chave: Força de atrito. Ortodontia. Bráquete cerâmico.

ABSTRACT

This purpose of this study was to evaluate frictional forces that result from upper cusp distalization, according to the sequential directional force technique; with different brackets, one wire and elastomeric ligatures. A rectangular acrylic plate was manufactured, imitating a fixed appliance section of four double brackets. The ends of each wire were tightly bended to the terminal brackets, in order to eliminate sliding, and were fixed to the brackets by stainless steel ligatures. The rectangular acrylic plate was fixed in the Instron machine, so that each of them was at a 45° inclination, relative to the horizontal plane. The bracket was fixed with elastomeric ligatures and tensioned for 5 mm, sliding at an Instron at a crosshead speed of 0,5 mm/min. The tests were made three times for each bracket kind. The decomposing of the values the forces were registered by the Instron in (kgf). Dates were submitted to ANOVA and Tukey test (5%). The frictional forces in the interface brackets/wire metallic depend of the brackets material. The slot metallic in the surface on the ceramic brackets lower the frictional forces with the wire metallic. The technique used to fixed bracket with elastomeric ligature in the central wings lower the frictional forces, when the fixed brackets was made with elastomeric ligatures.

Keywords: Frictional forces. Orthodontics. Ceramic bracket.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - a) bráquete InVu TP Orthodontics (cerâmico); b) bráquete Intrigue Lancer Orthodontics (cerâmico).	37
Figura 2 - a) bráquete Mystique GAC que GAC (cerâmico); b) bráquete Luxi II Rocky Mountain Orthodontics (cerâmico).	38
Figura 3 - a) bráquete Synergy Lux Rocky Mountain Orthodontics (cerâmico); b) bráquete Fascination Dentaurum (cerâmico).	38
Figura 4 - Bráquete Generus GAC (metálico).	38
Quadro 2 - Fio ortodôntico de aço inoxidável utilizado no estudo.	38
Figura 5 - Fio de aço inoxidável SS (Cr-Ni) GAC.	39
Quadro 3 - Ligadura utilizada no estudo.	39
Figura 6 - Ligadura de Sili-Tie Clear GAC.	39
Figura 7 - Preparo da placa de acrílico com recorte.	40
Figura 8 - Fixação dos bráquetes metálicos de acordo com as dimensões.	41
Figura 9 - Fio de aço inoxidável posicionado com as pontas dobradas para possibilitar o posicionamento dos bráquetes antes que ocorresse a polimerização do compósito.	41
Figura 10 - Bráquete posicionado para ser realizado o ensaio.	42
Figura 11 - Amarração dos bráquetes com ligadura Sili-Tie Clear. A: InVu TP Orthodontics e B: Bráquete Generus GAC (metálico).	42
Figura 12 - Amarração dos bráquetes com ligadura Sili-Tie Clear: a) Bráquete Intrigue Lancer Orthodontics e b) Bráquete Mystique GAC.	42
Figura 13 - Amarração dos bráquetes com ligadura Sili-Tie Clear. a) Bráquete Fascination Dentaurum e b) Bráquete Luxi II Rocky Mountain Orthodontics.	43
Figura 14 - Amarração dos bráquetes Synergy Lux Rocky Mountain Orthodontics com ligadura Sili-Tie Clear na aleta lateral (A) e na aleta central (B).	43
Figura 15 - a) posicionamento da placa de acrílico na base da máquina de ensaio Instron e b) placa de acrílico posicionada em 45°.	44
Figura 16 - Conjunto montado na máquina de ensaio Instron.	44
Figura 17 - a) braquete posicionado para o ensaio de atrito; b) gancho posicionado no bráquete e c) ensaio sendo realizado.	45

Tabela 1 - Médias (desvio-padrão) para força de atrito.....	47
Gráfico 1 - Ilustração gráfica dos valores médios da resistência ao deslizamento pelo atrito (kgf) para cada material. Letras distintas indicam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).	48

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	- Por cento
“	- Segundo
=	- Igual
μm	- micrometro
Bis-GMA	- bisfenol glicidil metacrilato
cm	- centímetro
et al.	- abreviatura de <i>et alli</i> (e colaboradores)
h	- hora
IRA	- Índice de remanescente do adesivo
J/cm ²	- Joule por centímetro quadrado
kgf	- quilo grama força
kgf/cm ²	- quilo grama força por centímetro quadrado
KHN	- número de dureza Knoop
LED	- Luz emitida por diodos
MEV	- Microscopia eletrônica de varredura
min	- minuto
mm	- Milímetro
mm ³	- milímetro cúbico
Mpa	- Mega Pascal
mW/cm ²	- miliwatt por centímetro quadrado
N	- Newton
n	- número
nm	- nanômetro
°C	- Grau centígrado

p>0,05	- probabilidade maior que 5 por cento
p<0,05	- probabilidade menor que 5 por cento
PAC	- Arco de plasma e xenônio
Proc.	- Processo
PVC.	- Poli vinil
QTH	- Luz de lâmpada halógena
R.A.A.Q	- Resina acrílica ativada quimicamente
s	- segundo
x	- vezes

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
3 PROPOSIÇÃO	36
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	37
4.1 Materiais.....	37
4.2 Método.....	39
4.2.1 Preparo das amostras.....	39
4.2.2 Amarração dos bráquetes	41
4.2.3 Ensaio para determinação da força de atrito.....	43
4.2.4 Cálculo da força de atrito	45
4.2.5 Análise estatística	46
5 RESULTADOS.....	47
6 DISCUSSÃO	49
7 CONCLUSÃO	53
REFERÊNCIAS.....	54
ANEXO A - FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	56

1 INTRODUÇÃO

A crescente demanda estética, mesmo em se tratando de tratamentos ortodônticos, foi responsável pela introdução de bráquetes cerâmicos no final dos anos 80 e posteriormente de bráquetes de policarbonato. Estas alternativas estéticas, que tiveram como objetivo inicial diminuir ou mesmo eliminar o uso de bráquetes metálicos, vêm ganhando popularidade na Ortodontia (Karamouzos et al., 1997). No entanto, apesar da vantagem estética, tais bráquetes, principalmente de cerâmica, apresentam alto coeficiente de atrito entre a canaleta e o fio metálico (Karamouzos et al., 1997), o que pode interferir na movimentação dos dentes, com conseqüente aumento no tempo do tratamento ortodôntico.

O atrito pode ser definido como a força de oposição ao movimento de dois objetos em contato, apresentando direção tangente a uma interface comum (Bednar, 1991; Ho, West, 1991; Keith, Jones, 1993). Durante o tratamento para retração de canino, ocorre deslizamento da canaleta do bráquete contra o fio ortodôntico, com conseqüente atrito entre esses dois componentes: os movimentos dentários ocorrem apenas quando forças aplicadas são maiores que a fricção na interface bráquete/fio. De maneira geral, o atrito pode ser dividido em atrito cinético ou dinâmico, que ocorre durante o deslocamento do objeto, e atrito estático, que previne o início do movimento (Ho, West, 1991; Omana, 1992; Downing, 1994; Tselepis, 1994). Na Ortodontia, o atrito estático deve ser inicialmente superado para que ocorra movimentação dentária. Quando o dente é então movimentado, ocorre o atrito dinâmico e o arco vai movimentar-se na direção onde a força está sendo aplicada.

Durante a movimentação ortodôntica, a fricção é um problema presente

sendo, em condições normais, proporcional à carga aplicada (Keith, Jones, 1993; Downing, 1994). A fricção pode impedir o movimento do dente em que o bráquete está colado, neste caso a força aplicada deve ser reduzida, caso contrário, o resultado poderá ser a perda de ancoragem (Keith, Jones, 1993; Tanne et al., 1994; Vaughan, 1995). Em geral, a fricção ocorre independente da área de contato entre as superfícies e da velocidade de deslizamento. No entanto, estudos demonstram que a força de atrito está relacionada a variáveis como secção transversal do fio (Frank, Nikolai, 1980; Kusy, Whitley, 1989, 1990a; Ho, West, 1991), composição da liga do fio e do bráquete (Stannard et al., 1986; Angolkar et al., 1990, Tselepis et al., 1994), tamanho da canaleta do bráquete (Frank, Nikolai, 1980), força de amarração (Frank, Nikolai, 1980), entre outras. Além disso, a força de atrito pode ser influenciada por fatores biológicos, como composição, fluxo salivar e biofilme (Baker et al., 1987).

Assim, com o desenvolvimento e disponibilidade de novos bráquetes estéticos, a avaliação da força de atrito entre o bráquete e o fio ortodôntico e os fatores que o influenciam pode direcionar o profissional na escolha dos materiais que vão ser utilizados durante o tratamento ortodôntico. Devido à complexidade de fatores envolvidos na mecânica de deslize é importante que o ortodontista tenha conhecimento das propriedades físicas dos materiais com os quais está habituado a trabalhar. Além disso, o entendimento dos fatores que apresentam influência na fricção se torna necessário para aplicação de forças que gerem respostas biológicas e movimento dentário satisfatórios durante a mecânica de deslizamento.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Em 1976, Farrant discutiu 17 métodos para retração do canino empregando aparelho fixo com bráquetes *Edgewise*. O autor analisou as vantagens e desvantagens de cada método e principalmente o uso do gancho J apoiado nas aletas mesiais dos caninos. Relatou que a direção do tracionamento deve ser a mais próxima do plano oclusal, necessitando para isso uma tração reta, embora quando essa técnica é aplicada em ambos os arcos, geralmente, utiliza-se a tração alta para o tracionamento superior e a tração reta para a inferior. A técnica de distalização é versátil e pode ser exercida tanto em arcos rígidos como em mais flexíveis, não sendo recomendado, O emprego do arco extrabucal em arcos mais finos do que .014". Segundo o autor, a técnica por ancoragem extrabucal é mais vantajosa em vez de dentária no movimento de distalização dos caninos. Como desvantagens, a necessidade de colaboração do paciente, um certo desconforto nas comissuras labiais e algumas vezes, a movimentação mais lenta do canino de um lado em relação ao outro.

Em 1980, Frank & Nikolai verificaram a força de atrito produzida em um arco contínuo durante a simulação da retração de canino. Os autores avaliaram a forma e a espessura do arco, tipo e largura do bráquete, a angulação entre o bráquete e o arco, material do arco, tipo e força de amarração e a distância entre os bráquetes. Dependendo da angulação entre o bráquete e o fio, os bráquetes largos promoviam atrito superior aos estreitos. Com o aumento das angulações ocorreu contato entre o fio e o bráquete, tornando-se parâmetro limitador. Além disso, segundo os autores a redução na largura do bráquete poderia reduzir a força de atrito entre o bráquete e o fio ortodôntico. Os autores relataram ainda que,

cl clinicamente, o movimento dos dentes ocorre em pequenos passos e não um movimento contínuo e suave. Num primeiro momento, para iniciar a movimentação do dente, a força de atrito estático existente entre o bráquete e o arco dentário deve ser superada. Quando o dente é submetido ao movimento uma força de atrito cinético é formada, como consequência a coroa do dente tende a inclinar-se na direção de onde a força está sendo aplicada. Assim, pontos de contato duplo entre o fio ortodôntico e o bráquete aparecem em função da inclinação, que pode parar a movimentação da coroa dente e promover uma verticalização a raiz dentária. A força de atrito foi significativamente influenciada pelas dimensões da largura do bráquete e pela força da amarração. Além disso, aos autores observaram que os arcos retangulares geram força de atrito superior em relação aos redondos. A relação da distância entre os bráquetes não influenciou na força de atrito, entretanto as angulações influenciaram na intensidade da força de atrito.

Em 1986, Stannard et al. mediram na superfície de aço inoxidável e/ou superfície de Teflon, os coeficientes de atrito cinético para os fios de aço inoxidável (3M Unitek Corporation, Monrovia, Califórnia, EUA), β -Ti (Ormco Corporation, Glendora, Califórnia, EUA), NiTi (3M Unitek Corporation) e cobalto-cromo (Co-Cr) (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colorado, EUA). Um arco retangular (0,017" x 0,025") foi tracionado em máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) controlada pneumáticamente. A relação de atrito cinético foi verificada pela variação de força normal aplicada, similar à força de amarração, por meio desse controle pneumático. Os coeficientes de atrito foram determinados sob as condições secas e úmidas, utilizando saliva artificial. Com aumento da força normal houve aumento dos valores de força de atrito e coeficientes de atrito para todos os materiais. No meio seco, os fios de β -Ti e de aço inoxidável que deslizaram de

encontro ao aço e o fio de aço inoxidável que deslizou sobre o *Teflon* exibiram os menores valores de atrito. A saliva artificial aumentou o atrito para os fios de aço inoxidável, β -Ti e NiTi, que deslizaram sobre o aço inoxidável. A saliva artificial não aumentou o atrito para Co-Cr e aço inoxidável que deslizaram sobre o aço inoxidável, nem para o aço inoxidável que deslizou sobre o *Teflon*, comparando-se as condições seca e úmida. Os fios de aço inoxidável e β -Ti, que deslizaram sobre aço inoxidável e aço inoxidável, que deslizou sobre *Teflon*, apresentaram os menores valores de atrito para a condição úmida.

Em 1987, Baker et al. determinaram a intensidade da diferença da força de atrito em diferentes fios ortodônticos e bráquetes *Edgewise*, em saliva artificial. Foram construídas nove cartelas de bráquetes. Quarenta bráquetes *Edgewise* foram alinhados e orientados perpendicularmente com a base da cartela do bráquete e cimentado. Fios de aço inoxidável SS com (.018", .020" e .018" x .025") foram amarrados aos bráquetes com ligadura elástica. A intensidade da magnitude das diferenças da força de atrito entre fios de aço inoxidável retangular e bráquetes *Edgewise*. Os fios foram amarrados nas canaletas dos bráquetes com ligaduras elásticas para cada bráquete. Três cartelas associadas a bráquetes, fios e ligaduras, uma cartela de bráquete representando cada espessura de fio foi colocado sobre três condições de meio ambiente: um meio seco controle, em saliva artificial a 37°C e em glicerina a 37°C. A força de atrito entre o bráquete e o fio de aço inoxidável foi verificada na instron. Com a finalidade de obter o máximo de relaxamento das ligaduras que foram esticadas durante o procedimento, a primeira leitura foi realizada após três dias e a segunda no sétimo dia. Os autores verificaram que a saliva artificial promoveu redução de 5 a 19% nos valores de força requerida quando utilizados fios .018", .020" e .018" x .025" em bráquetes com canaleta. 022" x .028".

A glicerina na promoveu redução no valor da força de atrito. A espessura do fio mais próxima à canaleta do bráquete diminuiu o potencial de atrito causado pela distorção do arco.

Em 1989, Kusy & Whitley avaliaram quatro ligas de arcos contra uma superfície plana de aço inoxidável de 400 ou 600 granulações a 34°C sobre condições atmosféricas predominantes. Foram utilizadas as seguintes ligas: retangular de aço inoxidável (3M Unitek), Yellow Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics), a liga Nitinol SE (3M Unitek) e β -Ti TMA (Ormco Corporation), com o objetivo de simular um nível de movimento de deslizamento dentário que atingiu a média de $2,3 \times 10^{-5}$ mm/min. Seis velocidades relativas (10; 1; 0,1; 5×10^{-2} ; 5×10^{-3} e 5×10^{-4} mm/min) e três tempos foram avaliados. Para os arcos de aço inoxidável e de NiTi as medidas dos coeficientes do atrito estático e cinético foram invariáveis. Entretanto, para os arcos de Co-Cr e de β -Ti ocorreu, respectivamente, um aumento insignificante e uma diminuição definida dos coeficientes. Supondo-se que o deslocamento rotineiramente ocorre sobre um nível amplo de velocidade de deslizamento, a combinação aço inoxidável produziu o menor e mais consistente coeficiente de atrito. Entretanto, o coeficiente de atrito mais alto foi produzido pelos arcos de β -Ti na superfície de aço inoxidável. Os autores afirmaram que sempre que a camada de filme da saliva for quebrada, como nos pontos de contato do arco e aletas do bráquete, essas observações deveriam prevalecer.

Em 1990, Angolkar et al. verificaram a resistência ao atrito de bráquetes cerâmicos combinados com fios de várias ligas e espessuras durante o deslocamento de translação dos bráquetes. Além disso, os bráquetes cerâmicos foram comparados com resultados de bráquetes de aço inoxidável. Fios de aço inoxidável Chrome alloy (Ormco Corporation), Co-Cr Blue Elgiloy (Rocky Mountain

Orthodontics), α -Ti TMA (Ormco Corporation) e NiTi nitinol (3M Unitek Corporation) com diversas secções transversais (0,016", 0,016" x 0,016", 0,016" x 0,022", 0,017" x 0,017", 0,017" x 0,025", 0,018", 0,018" x 0,025" e 0,019" x 0,025") foram testados em bráquetes *Edgewise* cerâmicos monocristalino duplos-médios Gem (Ormco Corporation) com canaletas de 0,018" e 0,022". Os fios foram amarrados aos bráquetes com módulos elastoméricos. Os bráquetes foram movimentados ao longo do fio em uma máquina de ensaio universal Instron (Instron Corporation, EUA) e a força de atrito medida por uma célula-carga de compressão e registrada num gráfico de coordenadas X-Y (Model 7005B, Hewlett Packard, Anaheim, Califórnia, EUA). Os resultados mostraram que o atrito do fio nos bráquetes cerâmicos aumentou com o aumento da espessura do fio e os fios retangulares produziram maior atrito do que os fios redondos. Os fios de β -Ti e NiTi foram associados com forças de atrito mais elevadas do que os fios de aço inoxidável e Co-Cr. Os resultados seguiram a mesma tendência geral daqueles resultados encontrados em bráquetes de aço inoxidável. Entretanto, os fios em bráquetes cerâmicos geraram forças de atrito significativamente maiores do que nos bráquetes de aço inoxidável.

Em 1990a, Kusy & Whitley avaliaram a rugosidade de superfície e o coeficiente de atrito em 16 combinações de arco/bráquete. Foi utilizado um arco retangular para cada um dos quatro principais grupos de ligas (aço inoxidável, Co-Cr, β -Ti e NiTi) e bráquetes de aço inoxidável Uni-Twin Dyna Lock (3M Unitek) e alumina policristalina Transcend (3M Unitek Corporation). Durante a avaliação das sub-amostras compostas por bráquetes com canaletas de 0,018" e 0,022", nenhuma diferença foi observada em sua graduação. A rugosidade de superfície foi avaliada por meio da técnica de reflexão especular a *laser*. Os resultados mostraram que a rugosidade de superfície verificada com oito angulações incidentes, de bráquetes de

aço inoxidável e alumina policristalina, foi de 0,148 μm e 0,193 μm , respectivamente. O teste de reflexão especular, realizado com angulação simples de 82°, mostrou que a rugosidade da superfície dos fios de aço inoxidável, Co-Cr, β -Ti e NiTi foram em média de 0,053 μm ; 0,129 μm ; 0,137 μm e 0,24 μm , respectivamente. As várias combinações arco/bráquete foram amarradas com ligaduras de aço inoxidável de .010" a 34°C mostraram que os coeficientes de atrito variaram, sendo menor no aço inoxidável e maior no Co-Cr, NiTi e β -Ti, independente do material ou tamanho da canaleta do bráquete. O coeficiente de atrito cinético da combinação arco/bráquete de aço inoxidável foi de 0,139 e foi menor que a combinação arco de aço inoxidável com bráquete de alumina policristalina, que foi de 0,174.

Em 1991, Bednar et al. avaliaram a diferença da resistência ao atrito entre arcos de SS e bráquetes cerâmicos amarrados com elastoméricos. Os bráquetes analisados foram o Allure, Ormco Mini-Diamond e Orec SPEED, todos para caninos superiores com canaletas .018" x .025" e os arcos de SS Tru-Chrome, nas espessuras de .014", .016", .018", .016" x .016" e .016" x .022". Um dispositivo foi utilizado para simular a situação clínica em que os dentes inclinavam levemente enquanto deslizavam ao longo do arco. Os testes foram realizados na Instron a velocidade de 12,7 mm/min, em ambiente seco. Os resultados mostraram que os bráquetes autoligados não apresentaram menor atrito do que os elásticos ou bráquetes de SS autoligados. Na maioria dos fios, os bráquetes cerâmicos amarrados com elastômeros apresentaram maior atrito quando comparados com outras combinações de técnicas de amarração do bráquete. Clinicamente este estudo mostrou que os bráquetes de SS são usados nos dentes posteriores e os bráquetes cerâmicos em anteriores. Quando a mecânica de deslizamento são empregadas, os dentes anteriores podem ser mais resistentes ao movimento em

relação aos dentes posteriores, em função do maior atrito nos bráquetes cerâmicos. Assim, ocorrer maior perda de ancoragem posterior do que se pode esperar se somente um tipo de bráquete fosse utilizado.

Em 1991, Ho & West quantificaram a força friccional dinâmica encontrada quando β -Ti TMA (Ormco Corporation), NiTi Orthonol (Rocky Mountain Orthodontics) e fios de aço inoxidável multi-trançados Dentaflex (Dentaurum) foram tracionados com distância de 2 mm de bráquetes cerâmicos e de aço inoxidável *Edgewise*, com torque e angulação. Os autores investigaram os seguintes fatores: material e espessura do arco, angulação arco/bráquete, material do bráquete, rugosidade da superfície da canaleta do bráquete e lubrificação pela saliva artificial, totalizando 156 combinações. Os bráquetes amarrados aos arcos foram tracionados em máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 10 mm/min. A análise estatística mostrou que todos os fatores e suas interações foram significativos na determinação do atrito. O atrito aumentou em função dos seguintes fatores: angulação e espessura do arco, exceto em alguns fios de TMA. Entretanto houve redução do atrito com a lubrificação. Relação definida foi encontrada entre atrito, arco e material do bráquete, porém, não existiu relação definida entre a rugosidade de superfície e atrito. Os maiores atritos foram observados entre bráquetes cerâmicos e arcos de TMA. A variação entre os valores de atrito foi de 1,02 a 9,95N, que é substancialmente maior do que forças aplicadas clinicamente durante a movimentação ortodôntica. Os autores relataram que os valores obtidos deveriam ser utilizados para comparação entre os diferentes fatores e não para quantificar o atrito *in vivo*.

Em 1992, Omana et al. avaliaram sete tipos de bráquetes cerâmicos (Starfire, Contour Twin, Allure IV, Lumina, Illusion, Ceramaflex e Transcend 2000) e

um metálico de aço inoxidável (Mini Diamond). Todos os bráquetes foram testados com fio de aço inoxidável e Ni-Ti. Cinco forças de (50 g, 75 g, 100 g, 125 g e 150 g) foram usadas para simulação em um contrapeso que simulava o centro de resistência de um canino. Um total de seis leituras para cada nível de aplicação da carga e combinação bráquete/fio. Os resultados mostraram que o aumento da carga aumentou a força friccional para qualquer variável. Observou-se diferença estatisticamente significativa entre os bráquetes metálicos e os bráquetes cerâmicos, exceto para os Contour Twin e Ceramaflex. Não houve diferença estatística para os fios de aço inoxidável e os de Ni-Ti. Em níveis baixos de força, os bráquetes estreitos apresentaram força de atrito significativamente maior. Por outro lado, os bráquetes maiores apresentaram valores próximos dos estreitos.

Em 1993, Keith & Jones avaliaram o atrito estático de dois bráquetes cerâmicos e um bráquete SS, com fios de SS retangulares. Os bráquetes analisados cerâmicos foram Starfire ("A" Company) e Allure III (GAC) e de SS (Dentaurum). As variáveis analisadas o material do bráquete, força de amarração e se os bráquetes eram novos ou usados. Os autores mostraram que os dois bráquetes cerâmicos produziram maior força de resistência ao atrito em relação aos bráquetes de SS. Quando a força de amarração de 500 g foi empregada, o bráquete Starfire ofereceu uma maior resistência ao atrito. Já, com a força de 200 g e 50 g, a maior resistência ao atrito foi verificada com o Allure III. Após um período de simulação, a resistência ao atrito aumentou durante uma força maior de amarração, enquanto os dois bráquetes cerâmicos diminuíram sensivelmente nas duas forças de amarração inferiores. Assim, observou-se que os bráquetes cerâmicos promoveram uso abusivo das superfícies do fio e detritos para mudanças na resistência ao atrito com os bráquetes Starfire e Allure III. Por outro lado, os bráquetes Dentaurum promoveram

mínima resistência ao atrito em todos os testes e mudanças insignificantes com o uso.

Em 1994, Downing et al. compararam a força de atrito estático e cinético proporcionada por bráquetes cerâmicos e de SS com fios de diferentes espessuras e material sobre condições controladas, durante o movimento de translação. Os bráquetes analisados foram com canaleta .022" x .030" de SS Ultratrim Tweed (Dentaurum) e cerâmico Transcend (3M Unitek) combinados a fios de diferentes espessuras: .018" e .019" x .025" e materiais: SS (3M Unitek Corporation), NiTi Nitanium (Precision Orthodontics) e β -Ti TMA (Ormco Corporation) com uma força de amarração constante, através de elastômero. Um aparato foi utilizado para o ensaio de atrito numa máquina Instron a velocidade de 5 mm/min a temperatura de 34 °C. Os autores concluíram que a força de atrito estática foi maior do que a força de atrito cinética. Não houve diferença estatística entre as forças de atrito geradas pelos bráquetes de SS e cerâmico. Já os fios de β -Ti promoveram forças de atrito maiores do que os outros materiais e com aumento do diâmetro do fio, houve o aumento da força de atrito.

Em 1994, Tanne et al. avaliaram a medida da força friccional entre o fio ortodôntico e bráquetes novos de cerâmica e a diferença na força friccional entre o bráquete novo de cerâmica e dois já existentes no mercado. Forças friccionais foram medidas durante a movimentação do bráquete no fio ortodôntico de cobalto e cromo (0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,022") direcionados em três bráquetes fixos fixados em simuladores de dente. Os fios não foram ligados aos bráquetes, com a finalidade de eliminar a influência da ligação na fricção entre o bráquete e o fio ortodôntico. A superfície dos *slots* dos fios foi analisada em microscopia eletrônica de varredura. A intensidade da força friccional produzida nos bráquetes cerâmicos novos foi

significativamente menor para ambos os fios do que para os dois bráquetes cerâmicos já existentes no mercado (1%). A força friccional em todos os bráquetes foram maiores quando a largura dos fios foram maiores. A intensidade da força friccional diminuiu substancialmente no ponto mais cervical. A superfície do *slot* do bráquetes cerâmico novo foi menos resistente em relação aos outros dois bráquetes. Isto mostra que o refinamento da superfície do slot do bráquete cerâmico pode ser mais efetivo para reduzir a fricção, embora a fricção entre o bráquete e o fio neste estudo *in vitro* foi subestimado por causa da ligação do fio ortodôntico dentro do bráquete.

Em 1994, Tselepis et al. quantificaram a força de atrito dinâmica de deslizamento entre diferentes bráquetes e fios ortodônticos. Das inúmeras variáveis envolvidas no processo de atrito, as seguintes variáveis foram avaliadas: material do fio e do bráquete, angulação bráquete/fio e lubrificação com saliva artificial. Foram testadas 32 combinações bráquete/fio, nos meios seco e úmido. Foram utilizados bráquetes *Edgewise* de incisivos inferiores, com canaleta 0,018", dos seguintes materiais: aço inoxidável (3M Unitek Corporation), policarbonato (American Orthodontics), cerâmica (Tomy International) e safira ("A" Company). Fios de ligas de aço inoxidável Hi-T (3M Unitek Corporation), Co-Cr Blue Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics), NiTi Nitinol (3M Unitek Corporation) e β -Ti TMA (Ormco Corporation) retangulares 0,016" x 0,022" também foram testados. A força de atrito envolvida no deslizamento de um arco amarrado à canaleta do bráquete foi verificada em máquina de ensaio universal (Shimadzu AG-10TA Autograph, Kyoto, Japão) com velocidade de 10 mm/minuto e os valores médios da força foram calculados. Os dados foram submetidos a análise de variância quatro fatores. Os resultados mostraram que o atrito foi influenciado por todos os fatores avaliados. Os bráquetes

de policarbonato apresentaram o maior atrito, enquanto que os bráquetes de aço inoxidável, o menor atrito. Houve maior atrito com o aumento da angulação bráquete/arco. A lubrificação reduziu significativamente o atrito. A força de atrito registrada variou de 0,9 a 6,8N e os valores reais da força foram mais úteis na comparação entre fatores testados do que para uma avaliação quantitativa do atrito *in vivo*. Os resultados sugerem que o atrito pode influenciar significativamente na quantidade de força necessária para movimentar um dente na arcada dentária. Portanto, a seleção de fios e bráquetes deveria ser uma consideração importante quando a ancoragem posterior for crítica.

Em 1995, Vaughan et al. verificaram o atrito cinético gerado durante a translação na interface bráquete/fio de aço inoxidável. Dois tipos de bráquetes de SS sintetizados foram utilizados em função dos tamanhos da canaleta, quatro tipos de fios e 5 a 8 espessuras de fios. Os bráquetes de SS foram testados em ambas as canaletas .018" e .022" e os fios de quatro diferentes tipos de ligas: SS, Co-Cr, NiTi e β -Ti, 5 espessuras de fios para a canaleta .018" e 5 para a canaleta .022". Os fios foram fixados aos bráquetes com ligaduras elásticas. O movimento do bráquete através do fio foi realizado com instrumento de teste mecânico e o tempo dependente da força de atrito foi medido por uma célula carga e registrado num gráfico X-Y. Os autores observaram que quanto maior a espessura dos fios, menor atrito foi gerado com o fio de SS e Co-Cr do que com o β -Ti ou NiTi: O aumento na espessura do fio proporcionou resultados com aumento do atrito entre bráquete/fio ortodôntico. Não houve diferença estatística significativa entre os fabricantes para os bráquetes de SS.

Em 1997, Karamouzou et al. realizaram um estudo direcionado para analisar vários aspectos dos bráquetes em relação ao tipo, propriedade física, força

de colagem, resistência friccional, características da superfície da base do bráquete, técnicas utilizadas para descolagem, riscos de fratura do esmalte e abrasão e desgaste do esmalte dental. Além disso, relataram sobre a reciclagem do bráquete e os critérios específicos aplicados para utilização correta dos bráquetes cerâmicos. A utilização de bráquetes cerâmicos tornou-se popular com o uso de aparelhos estéticos e esta no mercado há 10 anos aproximadamente. Característica clínica negativa e das propriedades dos bráquetes cerâmicos que foram abordadas no artigo não se trata de bráquetes novos atualmente no mercado. O *design* dos bráquetes cerâmicos novos proporcionam boas propriedades óticas sem comprometer significativamente a sua função. Os bráquetes cerâmicos apresentam resistência adequada para uso longo, permitindo controlar a força durante tratamento. A introdução de bráquetes cerâmicos no mercado foi de grande utilidade, principalmente devido ao aumento substancial do uso de aparelhos ortodônticos por pacientes adultos. A aceitação pelos pacientes foi grande contribuindo significativamente na expansão e desenvolvimento para o tratamento em pacientes adultos.

Em 1997, Kusy & Whitley relataram que o atrito se opõe ao movimento dentário quando a mecânica de deslizamento está sendo realizada. A compreensão do que é o atrito e como trabalhar com ele é de fundamental importância para o sucesso clínico. Portanto, os autores verificaram o coeficiente de atrito entre diversas combinações fio/bráquete, em função do material, geometria e parâmetros externos. O atrito pôde ser avaliado dentro do contexto de outros fatores que afetam o deslizamento.

Em 1999, Loftus et al. avaliaram as forças de atrito durante a movimentação dentária. Os autores desenvolveram um modelo que permitiu a

inclinação até que o contato fosse estabelecido entre o fio e os cantos diagonalmente opostos das aletas dos bráquetes. Esse modelo também permitiu rotação até que o fio tocasse os cantos opostos do fio de amarração ou o protetor bucal do bráquetes auto-ligáveis e a base do encaixe. Os bráquetes de aço inoxidável convencionais e auto-ligáveis, cerâmicos puros e cerâmicos com canaleta metálica, todos com canaleta de .022”, foram analisados com fios de aço inoxidável, Ni-Ti e de titânio .019” x .025”. Cada uma das 12 combinações bráquetes/fio foi testada 10 vezes. Os autores observaram que as diferenças entre os bráquetes de aço inoxidável convencionais, auto-ligáveis e cerâmicos com canaleta de aço inoxidável não foram significantes. Por outro lado, os bráquetes cerâmicos puros geraram atrito significativamente maior em relação aos outros estudados. Por sua vez, os fios de titânio promoveram forças de atrito maiores do que os de Ni-Ti, porém sem nenhuma diferença significativa entre os dois fios e o fio de aço inoxidável.

Em 2003, Hain et al. avaliaram as ligaduras do tipo “slick” da TP Orthodontics, módulos elásticos normais e os bráquetes auto-ligáveis Speed. Os autores verificaram os efeitos das ligaduras nos bráquetes cerâmicos com canaleta de metal Clarity e em bráquetes metálicos mini-twin. Os ensaios foram realizados com e sem saliva. Os módulos elásticos analisados foram o cinza normal e o super-slick e as ligaduras metálicas foram apertadas e depois afrouxadas em três voltas. Os autores observaram que os módulos “slick” reduziram a força de atrito em até 60%, quando comparados aos equivalentes normais, sendo que com a lubrificação de saliva as reduções foram maiores. Os bráquetes Speed geraram menos fricção do que os outros bráquetes que utilizaram módulos normais. As ligaduras metálicas foram as que produziram menor atrito.

Em 2004, Braga et al. definiram que a eficácia dos aparelhos ortodônticos

fixos é o atrito existente entre as superfícies de fios e bráquetes. Assim, este estudo teve como objetivo investigar o coeficiente de atrito estático entre fios de aço inoxidável e beta-titânio (TP Orthodontics) e bráquetes de aço inoxidável (Dynalock - Unitek), bráquetes estéticos com slot de aço inoxidável (Clarity - Unitek) e estéticos convencionais (Allure - GAC). Para tanto, construiu-se um equipamento no Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da PUCRS. Antes de serem iniciados os testes foi quantificado o erro de método e constatou-se que não houve interferência significativa ($p > 0,05$) do fator operador nas medições. Então, pôde-se calcular o valor do coeficiente de atrito, obtido pela divisão da força de atrito pela carga normal. O método estatístico utilizado neste estudo foi Análise de Variância (ANOVA) e teste de Comparações Múltiplas (Tukey). Constatou-se que: a) a combinação com menor coeficiente de atrito foi composta pelo fio de aço inoxidável e bráquete Dynalock e a que apresentou maior coeficiente foi a do bráquete Allure com o fio de beta-titânio; b) o fio de beta-titânio apresentou coeficiente de atrito significativamente maior do que o fio de aço inoxidável; c) o bráquete Dynalock não apresentou diferenças significativas em relação ao coeficiente de atrito do bráquete Clarity quando o fio utilizado foi de beta-titânio. No entanto, quando o fio testado foi de aço inoxidável, apresentou coeficiente de atrito significativamente menor. O bráquete Clarity apresentou coeficiente de atrito significativamente menor do que o bráquete Allure.

Em 2005, Chimenti et al. verificaram em um estudo *in vitro* a influência do tamanho de ligaduras elásticas sobre a resistência ao atrito gerada pela mecânica da movimentação ortodôntica, sob condição seca. Também foram analisadas as forças de atrito geradas por ligaduras elásticas tratadas com lubrificante de silicone. Uma máquina de ensaio universal (Instron) foi utilizada para verificar as forças de

atrito de um fio retangular de aço inoxidável de 0.019" x 0.025" amarrado a um tubo para molar e três bráquetes pré-ajustados de aço inoxidável de 0.022" com ligaduras elásticas com diferentes dimensões: pequena, media e grande. A força de atrito estática produzida pelos dois protótipos de ligaduras elásticas lubrificadas por silicone também foi verificada. As ligaduras elásticas pequenas e medias produziram significativamente menos atrito que as ligaduras grandes. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as ligaduras pequenas e médias. A diminuição das forças de atrito das ligaduras pequenas e médias foi atribuída principalmente a menor espessura das duas ligaduras comparadas as ligaduras grandes. As ligaduras elásticas lubrificadas geraram forças de atrito significativamente menores que as ligaduras elásticas não-lubrificadas com diferentes dimensões. A variação nas dimensões das ligaduras elásticas pode influenciar a resistência ao atrito estático gerado pela mecânica de movimentação ortodôntica nos segmentos bucais. A utilização de ligaduras elásticas pequenas e médias promoveu uma diminuição de 13-17% no atrito estático comparado com as grandes. As ligaduras lubrificadas reduziram de 23-34% o atrito estático em relação as ligaduras pequenas e médias não-lubrificadas e entre 36-43% comparadas com as ligaduras grandes não-lubrificadas.

Em 2005, Maltagliati et al. realizaram uma revisão demonstrando as características dos bráquetes estéticos (policarbonato e cerâmico) disponíveis no mercado, dando ênfase aos aspectos de interesse clínico. Por meio de uma pesquisa comercial e de revisão da literatura, os autores apontaram informações sobre os diversos bráquetes estéticos disponíveis, realizando um histórico evolutivo desses bráquetes. No estudo também foram verificados as características de composição destes materiais, bem como as forças de atrito geradas pelas

combinações fios/bráquetes estéticos. Outro fator importante do estudo foi o relato das possíveis causas de fratura destes bráquetes, as características de abrasão destes materiais e uma das maiores dificuldades na utilização destes materiais, que são os procedimentos de colagem e descolagem.

Em 2005, Tecco et al. verificaram as forças de atrito geradas por três tipos de bráquetes de aço inoxidável (um convencional Victory e dois auto-ligantes Time Plus e Damon SL II), unidos com fio de aço inoxidável, NiTi e β Ti, utilizando um dispositivo customizado que permitia inclusão de 10 bráquetes. Os bráquetes apresentavam canaletas de 0,022" e cinco tamanhos distintos de fios ortodônticos utilizados. Cada combinação fio/bráquete foi testada 10 vezes e cada teste foi realizado com uma amostra nova fio/bráquete. Os bráquetes Time Plus geraram atrito significativamente menor que os bráquetes Damon SL II e Victory. Entretanto, a análise de diversas combinações fio/bráquete mostraram que os bráquetes Damon SL II geraram significativamente menor atrito que os outros bráquetes quando testado com fios circulares e significativamente maior atrito que Time Plus quando testado com fios retangulares. Os fios de β Ti geraram resistência ao atrito maior que os outros fios. Todos os bráquetes apresentaram maior força de atrito com o aumento do tamanho do fio.

Em 2006, Kuramae et al. avaliaram a força de atrito *in vitro* gerada na mecânica de distalização do canino superior dado pelo uso do gancho J na Técnica da Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield, de acordo com as variáveis: tamanho e marca do bráquete; espessura e marcas dos fios; técnica de amarração e análise das superfícies dos fios e bráquetes em microscopia eletrônica de varredura, microscopia de força atômica, além de rugosímetro. Foram utilizados 192 bráquetes *Edgewise* de aço inoxidável de dois tipos e duas marcas comerciais e duas marcas

de fios ortodônticos de aço inoxidável em quatro espessuras (Morelli, Sorocaba, SP, Brasil e GAC, Central Islip, New York, USA) amarrado por ligadura metálica e elastomérica em meio seco e à temperatura ambiente. Foi utilizada uma placa de acrílico retangular simulando um segmento de aparelho fixo composto por quatro bráquetes duplos. Cada fio a ser testado teve suas extremidades dobradas justas aos bráquetes terminais para que não deslizassem na canaleta e foram amarrados aos bráquetes com ligadura de aço inoxidável. Foi analisado o método de amarração dos bráquetes através de ligadura metálica e elástica. A placa de acrílico juntamente com o segmento do fio montado foi fixada no mordente da base da máquina de teste Universal Instron (Instron Corporation, Canton, Massachusetts, USA) de maneira a ficar posicionada em 45° em relação ao solo, o que foi realizado com o auxílio do esquadro, simulando a angulação do aparelho extrabucal gancho J com o plano oclusal durante a mecânica de distalização do canino superior. O bráquete foi puxado, deslizando a velocidade de 0,5 mm/minuto através do segmento do fio, por uma distância de 5 mm e foi registrado o valor da força do atrito. Os testes foram repetidos três vezes trocando-se a combinação bráquete/fio a ser testado para cada três grupos. A decomposição do valor médio da carga registrada na Instron correspondeu à força de atrito. Após o recorte das canaletas dos bráquetes e limpeza dos fios e bráquetes, esses foram analisados em microscopia eletrônica de varredura e de força atômica. Além disso, sobre a superfície dos fios foi efetuada a leitura da rugosidade de superfície (Ra) em micrometros. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey (5%). Pôde-se concluir que: os bráquetes duplos proporcionaram maior atrito do que os bráquetes simples; os bráquetes e fios da marca Morelli proporcionaram maior atrito do que os bráquetes da GAC; quanto maior a espessura dos fios, maior foi o atrito; a técnica de

amarração que gerou maior atrito foi com ligadura elástica quando comparada à ligadura de aço inoxidável; a utilização do fio, de forma geral, diminuiu sua rugosidade e os fios da marca GAC apresentaram qualitativamente lisura de superfície superior ao da marca Morelli.

Em 2007, Baggio et al. compararam a força de atrito produzido por bráquetes cerâmicos policristalinos e de aço inoxidável, quando combinados com fios de aço inoxidável, durante a execução de mecânica de deslize. Com o propósito de avaliar *in vitro* a resistência friccional de bráquetes *Edgewise* Standard geminados 0,022" x 0,030", com largura de 3,8 mm, de aço inoxidável (Dentaurum - 700-006) e cerâmico policristalino (Dentaurum - 714-0225), combinados com fio de aço inoxidável 0,019" x 0,025" (Standard - Unitek - 251-925), desenvolveu-se um dispositivo que simula a distalização de um canino, quando da extração do primeiro pré-molar. Um canino metálico foi incluído em cera nº 7, aquecido em água a uma temperatura de 58°C, controlada por um termostato e um termômetro. Os experimentos iniciaram somente quando a cera atingiu a temperatura de 48°C, sendo o registro feito por um termopar de cobre-constantan. Um segmento de fio de aço inoxidável foi encaixado passivamente nos bráquetes, amarrado com ligadura elástica (Power "O" - Ormco 640-0121). O canino foi então distalizado, após a cera atingir a temperatura ideal, por meio de um fio dental conectado a um carrinho com rodas feitas com rolamentos, que serviu de suporte para o tensiômetro, cuja ponta ativa era unida a um recipiente através de um fio de *nylon* que passava por uma roldana. No recipiente, colocou-se a carga e, quando a cera atingia a temperatura ideal, o carrinho era destravado e o deslocamento do dente e o ângulo entre o bráquete e o fio registrados visualmente, a cada 30 segundos, empregando-se uma régua milimetrada e um transferidor, ambos acoplados ao dispositivo. Registrou-se

também o tempo gasto para o canino atingir a outra extremidade do simulador, que correspondia à face mesial do segundo pré-molar. O valor da carga a ser utilizada foi estabelecido em estudo prévio, que consistiu em dois tipos de experimentos. Primeiramente, foram realizados oito deslocamentos do canino na cera, visando a medição da carga mínima necessária para vencer exclusivamente a resistência da cera, resultando num valor médio de $61,2 \pm 3,5$ gramas. Num segundo momento, visando a medição da carga mínima necessária para vencer exclusivamente o atrito estático entre o bráquete e o fio, foram realizados deslocamentos do canino, na ausência da cera. A carga mínima necessária para iniciar o movimento foi de 99 gramas, quando da combinação aço/aço, e de 166 gramas, quando da combinação cerâmico/aço. Assim, a carga total mínima para vencer as resistências da cera e do atrito estático da combinação bráquete/fio foi de aproximadamente 163 gramas para a combinação aço/aço e 227 gramas para a cerâmico/aço. Os resultados mostraram que os coeficientes de atrito verificados na combinação bráquete cerâmico/fio de aço inoxidável foram superiores aos da combinação bráquete de aço inoxidável/fio de aço inoxidável. A execução de mecânica de deslize se torna mais eficiente quando utilizados bráquetes de aço inoxidável combinados com fios de aço inoxidável.

Em 2007, Cha et al. verificaram a resistência ao atrito (RA) de bráquetes cerâmicos convencionais e reforçados por sílica utilizando diversas angulações e combinações fio/bráquete. Foram utilizados quatro tipos de bráquetes cerâmicos: de alumina policristalina (PCA-C), alumina policristalina com canaleta de aço inoxidável (PCAM), alumina policristalina com camada de sílica (PCA-S) e bráquete de safira monocristalina (MCS). Um bráquete convencional SS foi utilizado como controle. A RA estática e cinética em quatro angulações fio/bráquete (0° , 5° , 10° , e 15°) foi verificada utilizando fios ortodônticos SS β Ti de $0,019 \times 0,025$ " com ligaduras

elásticas em condição seca. A RA gerada pelo bráquetes PCA-S foi significativamente menor que a gerada pelos demais bráquetes cerâmicos, mas semelhante àquela dos bráquetes SS. Os bráquetes PCA-S apresentaram a menor RA com os dois fios com angulação de 0°. A RA ao deslizamento aumentou rapidamente e de modo não-linear quando as angulações foram maiores que 5°. Os bráquetes PCS-S apresentaram a menor RA com as angulações de 5-15°. Os bráquetes MCS apresentaram o maior aumento na RA com o aumento da angulação de 0 para 15°, demonstrando a maior RA na angulação de 15°. Os autores concluíram que os bráquetes PCA-S mostraram a menor RA entre os bráquetes cerâmicos e foi comparável aos bráquetes SS convencionais. A camada de sílica e ângulos arredondados da canaleta cerâmica diminuíram a RA consideravelmente.

Em 2007, Reicheneder et al. verificaram as propriedades de atrito de quatro bráquetes estéticos ligados convencionalmente: Allure (GAC Int., Bohemia, New York, USA), Image (Gestenco Int., Gothenburg, Sweden), Inspire (Ormco, Orange, Califórnia, USA) e Transcend (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, USA) e dois bráquetes estéticos auto-ligantes: Opal (Ultradent Products, South Jordan, Utah, USA) e Oyster (Gestenco Int.). A força de atrito foi verificada em máquina de teste Zwick, em fios com diferentes dimensões e qualidades (aço inoxidável (SS) com 0,017 × 0,025" e 0,019 × 0,025"; TMA 0,019 × 0,025"). Todos os bráquetes possuíam canaletas de 0,022" e prescrição para primeiro pré-molar superior de acordo com o sistema Roth (inclinação: 0 grau e torque: - 7 graus). Cada combinação bráquete /arco foi testada 10 vezes e cada teste foi realizado com uma nova amostra bráquete/fio que foi tracionada duas vezes. Além disso, dois conjuntos de 30 bráquetes Opal foram armazenados em máquina de envelhecimento sob condições padronizadas durante 9-10 e 18-20 meses. O atrito dos bráquetes

envelhecidos foi testado da mesma forma citada anteriormente. Os resultados mostraram que os bráquetes Opal apresentaram a força de atrito estatisticamente inferior aos demais bráquetes, para todas as dimensões e qualidades de fios, exceto para a combinação bráquete Oyster/fio SS de 0,019 × 0,025", em que não houve diferença estatística. Os bráquetes Opal envelhecidos apresentaram força de atrito maior que os não envelhecidos, mas ainda assim inferior a todos os bráquetes estéticos convencionais avaliados. A resistência ao atrito foi comparável com o novo bráquete Oyster.

Em 2007, Tecco et al. verificaram a resistência ao atrito gerada por bráquetes de aço inoxidável convencional (SS) Victory, bráquetes auto-ligantes Damon SL II, Time Plaus e ligadura de baixo atrito (Slide) combinadas com diversos fios SS, NiTi e β Ti (TMA). Todos os bráquetes possuíam canaletas com 0,022" e os tamanhos dos fios eram: NiTi 0,016, 0,016 × 0,022, e 0,019 × 0,025"; TMA 0,017 × 0,025" e SS 0,019 × 0,025". Cada combinação fio/bráquete foi testada 10 vezes. O fio NiTi 0,016" unido com bráquetes Victory geraram o maior atrito e unidos com bráquetes Damon SL II o menor atrito ($p < 0,001$). Com o fio NiTi 0,016 × 0,022", os bráquetes auto-ligantes (Time e Damon SL II) geraram atrito significativamente menor que as ligaduras Victory e Slide ($p < 0,001$). Com SS 0,019 × 0,025" ou NiTi 0,019 × 0,025", as ligaduras Slide produziram atrito significativamente menor que os demais grupos. Não houve diferença significativa entre os quatro grupos que utilizaram fio TMA 0,017 × 0,025".

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar a força de atrito gerada na mecânica de distalização do canino superior, utilizando o gancho J, na técnica da força direcional seqüencial de Tweed-Merrifield, testando diferentes bráquetes estéticos, um fio ortodôntico de aço inoxidável e uma ligadura elastomérica.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

Os materiais utilizados no estudo estão apresentados nos Quadros 1 a 3.

Bráquete	Fabricante	Composição
Intrigue	Lancer Orthodontics - Calif. USA	Cerâmica
Fascination	Dentaurum - Pforzheim Germany	
InVu	TP Orthodontics - Indiana USA	
Mystique	GAC - Bohemia N.Y. USA	Aço inoxidável
Generus		
Synergy Lux aletas laterais	Rocky Mountain Orthodontics - Denver CO. USA	Cerâmica com canaleta metálica
Synergy Lux aleta central		
Luxi II		

Quadro 1 - Bráquetes utilizados no estudo.

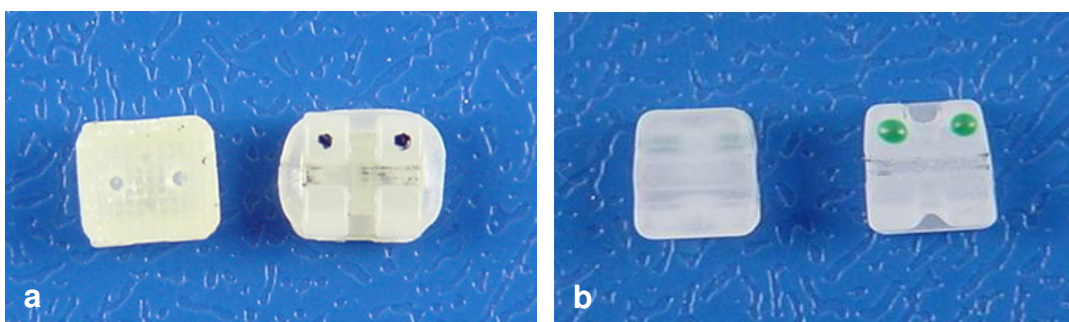


Figura 1 - a) bráquete InVu TP Orthodontics (cerâmico); b) bráquete Intrigue Lancer Orthodontics (cerâmico).

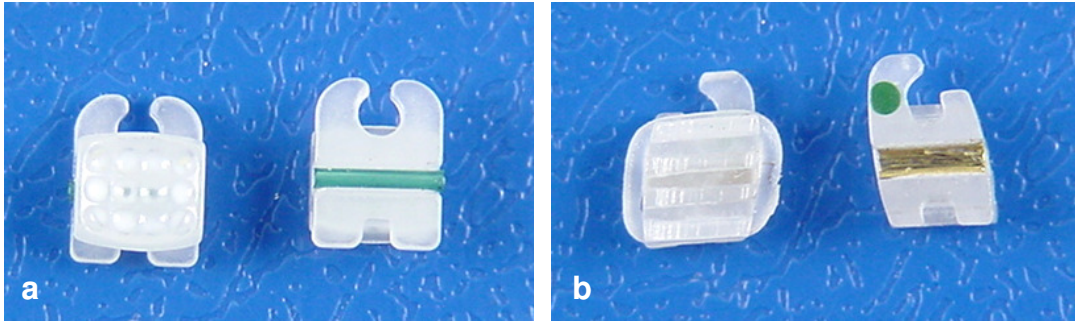


Figura 2 - a) bráquete Mystique GAC que GAC (cerâmico); b) bráquete Luxi II Rocky Mountain Orthodontics (cerâmico).

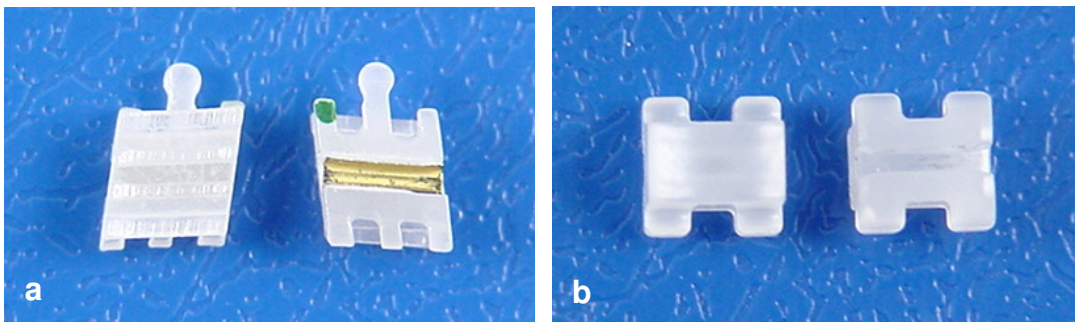


Figura 3 - a) bráquete Synergy Lux Rocky Mountain Orthodontics (cerâmico); b) bráquete Fascination Dentaurum (cerâmico).

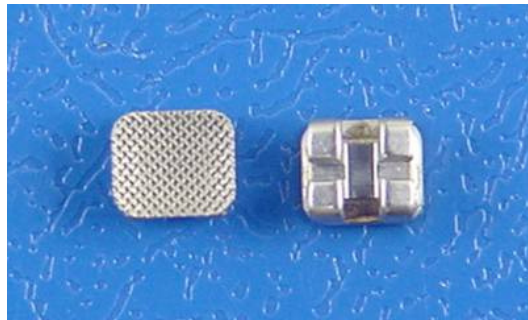


Figura 4 - Bráquete Generus GAC (metálico).

Quadro 2 - Fio ortodôntico de aço inoxidável utilizado no estudo.

Fio	Fabricante	Dimensões
SS (Cr-Ni) aço inoxidável	GAC - Bohemia N.Y. USA	0,017" x 0,022"

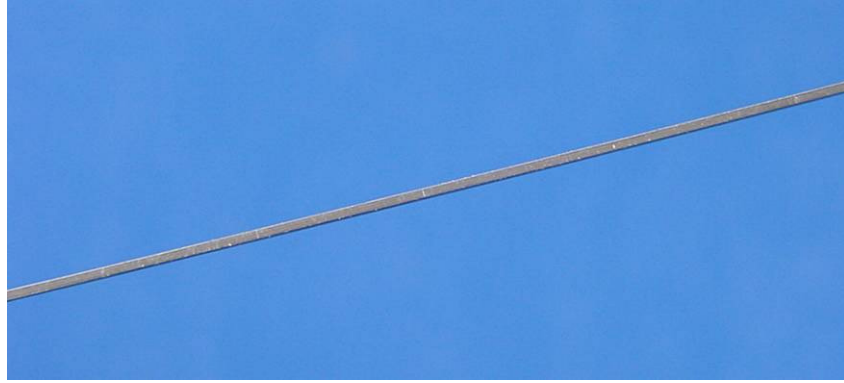


Figura 5 - Fio de aço inoxidável SS (Cr-Ni) GAC.

Quadro 3 - Ligadura utilizada no estudo.

Material	Fabricante
Sili-Tie Clear	GAC - Bohemia N.Y. USA

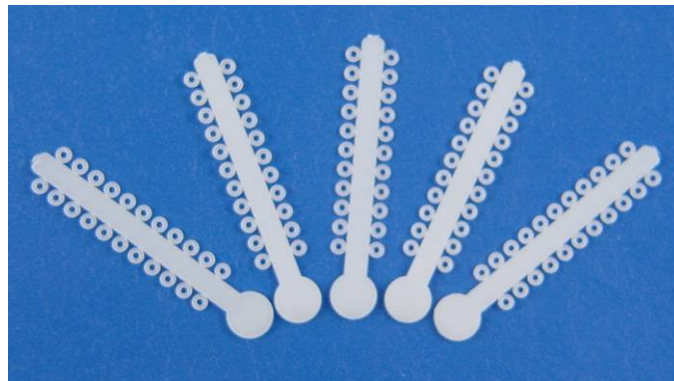


Figura 6 - Ligadura de Sili-Tie Clear GAC.

4.2 Método

4.2.1 Preparo das amostras

Uma placa de acrílico retangular, com dimensões de 4 x 14 cm e espessura de 0,5 cm, apresentando entalhe de 1,5 cm de altura e 1,2 cm de comprimento localizado a 2 cm de uma das extremidades, foi utilizadas (figura 7). Sobre essa placa, foi montado um segmento de aparelho fixo composto por quatros

bráquetes. Após demarcação na placa da posição da colagem de cada um dos bráquetes, o local foi abrasionado com lixa de carbureto de silício granulação 120 (Norton S.A., São Paulo, SP) para assegurar a retenção dos bráquetes, que foram colados a uma distância de 0,8 cm entre si, e a 1,6 cm na região do entalhe.

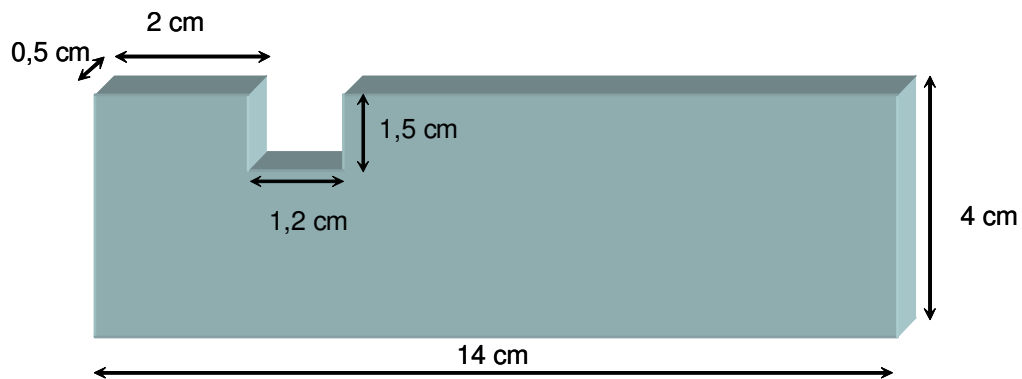


Figura 7 - Preparo da placa de acrílico com recorte.

Para a colagem dos bráquetes, foi utilizada a resina composta concise ortodôntico (3M Unitek, Monrovia, CA, EUA), manipulado de acordo com as instruções do fabricante (figura 8). Antes da polimerização do material ocorrer, um fio ortodôntico foi encaixado nas canaletas dos bráquetes, garantindo o alinhamento dos mesmos, sendo o fio removido após a polimerização da resina (figura 9). Após, as extremidades do fio a ser testado foram dobradas com alicate 139 (Starlet, São Paulo, SP), de forma a ficarem justos aos bráquetes terminais da placa de acrílico, sem sofrer deslize dentro das canaletas dos mesmos.

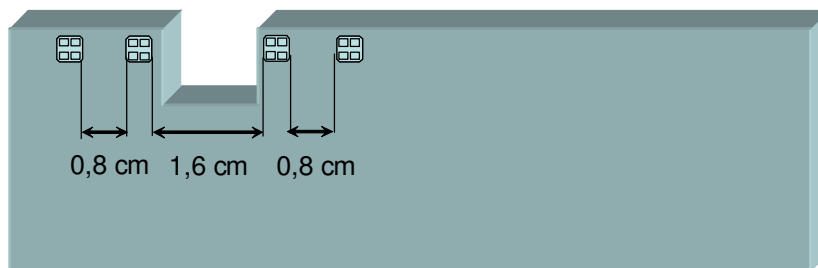


Figura 8 - Fixação dos bráquetes metálicos de acordo com as dimensões.

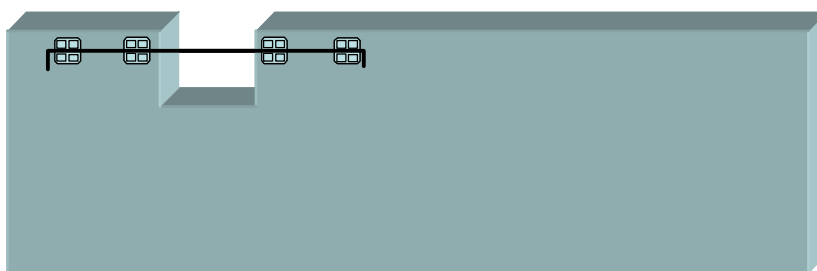


Figura 9 - Fio de aço inoxidável posicionado com as pontas dobradas para possibilitar o posicionamento dos bráquetes antes que ocorresse a polimerização do compósito.

4.2.2 Amarração dos bráquetes

Após colagem dos bráquetes e posicionamento do fio, a amarração com ligadura de elastômero foi realizada abraçando as aletas mesiais e distais dos bráquetes, utilizando aplicador de amarrilho elástico de SS (Morelli, Sorocaba, SP) (figuras 10, 11, 12, 13 e 14a). Para o bráquete Synergy Lux, um procedimento diferente de amarração foi testado, em que a ligadura recobria apenas as aletas centrais do bráquete (figura 14b). Os procedimentos foram realizados com luvas de látex para evitar eventual interferência da umidade ou oleosidade das mãos do operador nas amostras.

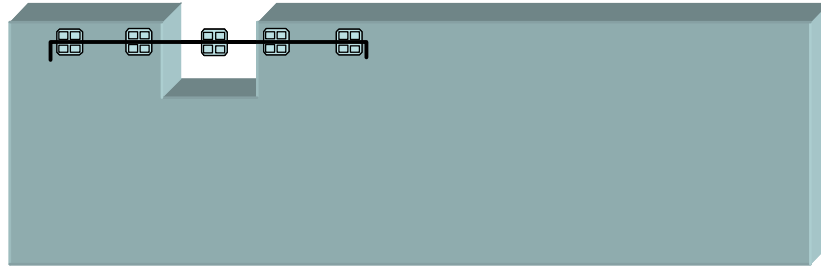


Figura 10 - Bráquete posicionado para ser realizado o ensaio.

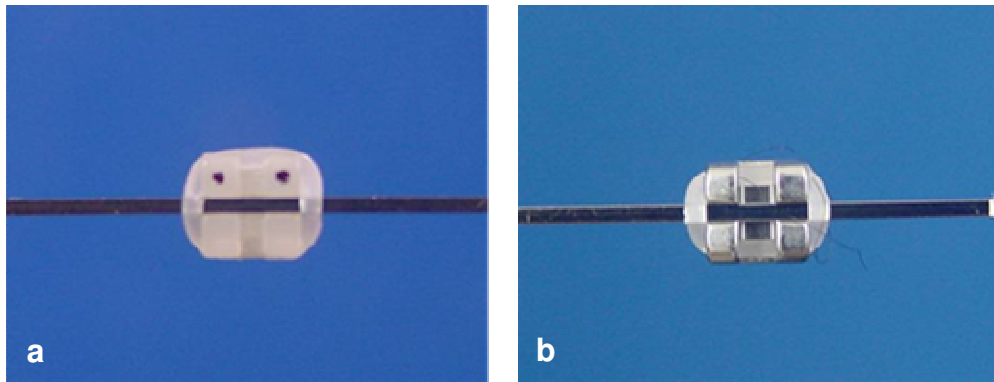


Figura 11 - Amarração dos bráquetes com ligadura Sili-Tie Clear. A: InVu TP Orthodontics e B: Bráquete Generus GAC (metálico).

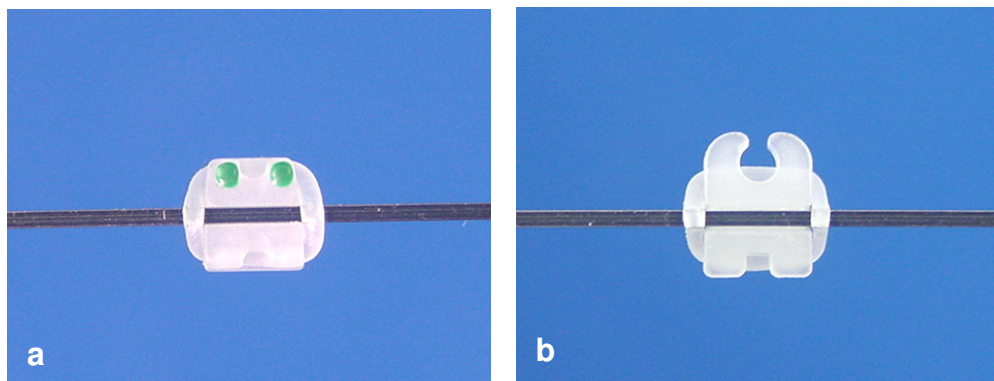


Figura 12 - Amarração dos bráquetes com ligadura Sili-Tie Clear: a) Bráquete Intrigue Lancer Orthodontics e b) Bráquete Mystique GAC.

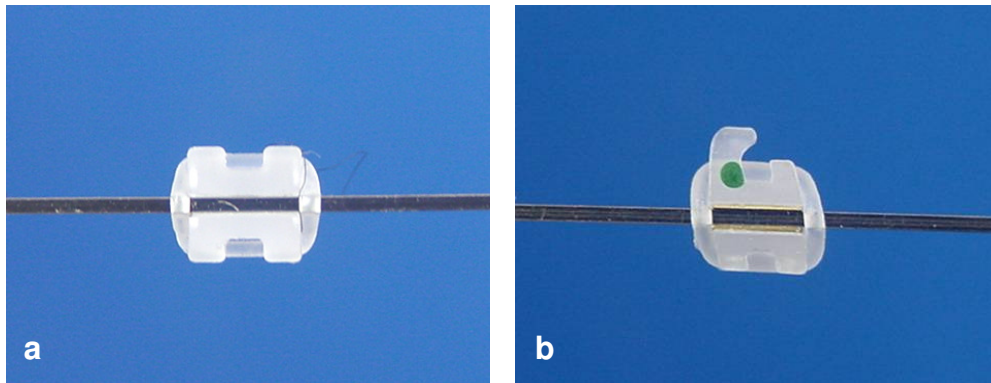


Figura 13 - Amarração dos bráquetes com ligadura Sili-Tie Clear. a) Bráquete Fascination Dentaurum e b) Bráquete Luxi II Rocky Mountain Orthodontics.

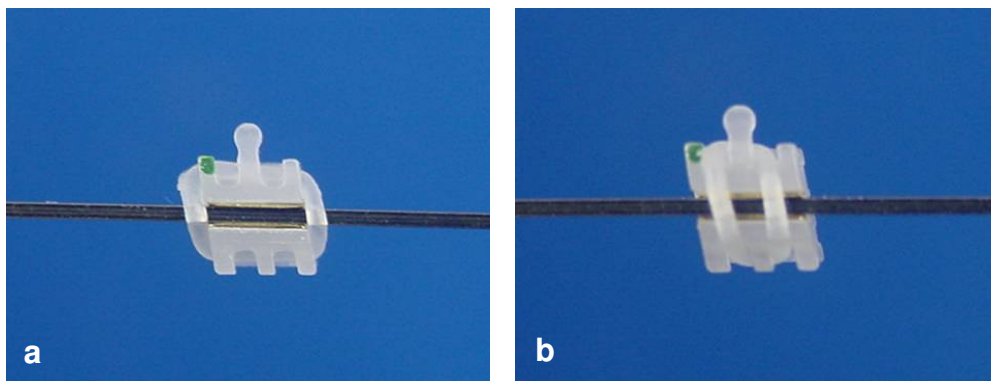


Figura 14 - Amarração dos bráquetes Synergy Lux Rocky Mountain Orthodontics com ligadura Sili-Tie Clear na aleta lateral (A) e na aleta central (B).

4.2.3 Ensaio para determinação da força de atrito

A placa de acrílico juntamente com o segmento de fio montado foi fixada no mordente da base de uma máquina de ensaios mecânicos (modelo 4411; Instron Corp., Canton, MA, EUA) (figuras 15 e 16). Utilizando um esquadro, a placa foi posicionada com angulação de 45° em relação ao solo (figura 15), simulando assim a angulação do aparelho extra-bucal gancho J com o plano oclusal durante a mecânica de distalização do canino. Uma da extremidade do gancho foi então posicionada de forma a ficar encostada na aleta mesial do bráquete (figura 17), sendo a outra extremidade foi fixada com fio de 0,016" da SS (GAC, Central Islip,

NY, EUA), que foi fixado no centro da célula de carga.

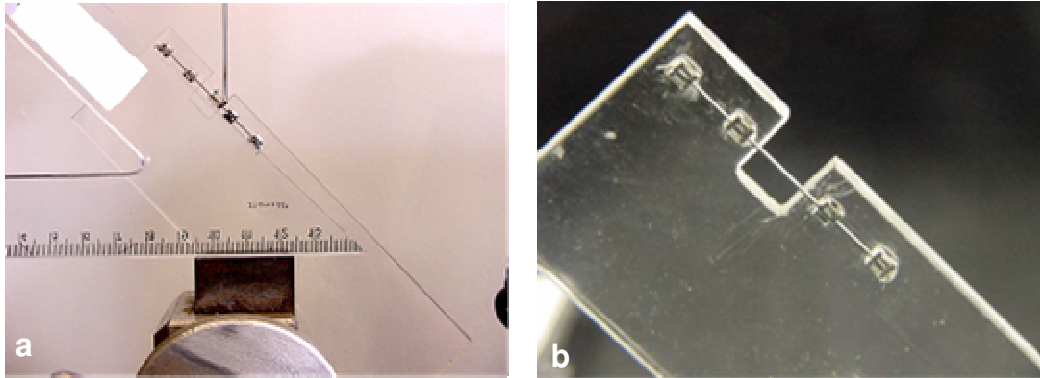


Figura 15 - a) posicionamento da placa de acrílico na base da máquina de ensaio Instron e b) placa de acrílico posicionada em 45°.

A máquina de ensaio foi então acionada e o bráquete puxado, deslizando a uma velocidade de 0,5 mm/min ao longo do segmento do fio por uma distância de 5 mm. O valor máximo registrado pela máquina foi computado para cálculo do valor da força de atrito estático e o valor da oscilação que mais vezes foi registrado foi computado para cálculo do valor da força de atrito cinético. Os testes foram realizados em triplicata para cada bráquete ensaiado, e a média dos valores utilizada.



Figura 16 - Conjunto montado na máquina de ensaio Instron.

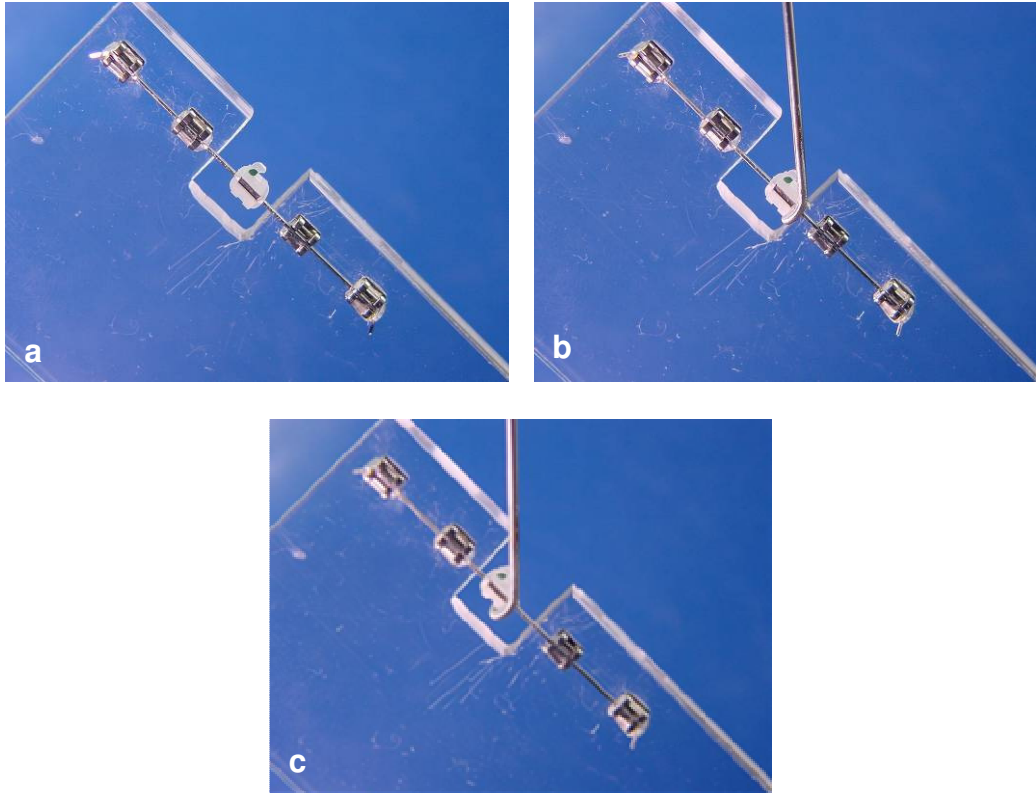


Figura 17 - a) braquete posicionado para o ensaio de atrito; b) gancho posicionado no bráquete e c) ensaio sendo realizado.

4.2.4 Cálculo da força de atrito

Considerando-se F_x como a força de atrito, F_y como a força de compressão no fio, F a força exercida pelo gancho puxado na máquina de ensaios mecânicos e θ o ângulo de inclinação da placa, a força de atrito (kgf) foi calculada como segue:

$$F_x = F \cdot \cos \theta \rightarrow F_x = F \sqrt{2}/2 \rightarrow F_x = F (0,7071).$$

4.2.5 Análise estatística

Os valores originais de resistência ao deslizamento pelo atrito (kgf) foram transformados segundo raiz quadrada de $X+0$ para que houvesse distribuição normal dos dados. Após atingir este critério, os dados foram submetidos à Análise da variância, que analisou o tipo de material que resistiu ao atrito, e teste de Tukey em nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Os valores médios da resistência ao deslizamento pelo atrito para cada material são apresentados na tabela 1 e ilustrados no gráfico 1. O material Dentaureum obteve a mais alta média de força de atrito e diferiu estatisticamente dos demais materiais ($p < 0,05$). Em seguida, vieram os materiais GAC cerâmico e GAC metálico, que não diferiram entre si ($p > 0,05$).

Tabela 1 - Médias (desvio-padrão) para força de atrito.

Material	Força de atrito (kgf)
Fascination Dentaureum	0,2996 (0,017) ^a
Mystique GAC	0,1511 (0,010) ^b
Generus GAC	0,1228 (0,015) ^{bc}
Intrigue Lancer Orthodontics	0,0989 (0,004) ^{cd}
Synergy Lux RMO aletas laterais	0,0953 (0,012) ^{cd}
Invu TP	0,0925 (0,012) ^{cd}
Luxi II RMO	0,0748 (0,002) ^d
Synergy Lux RMO aleta central	0,0005 (0,001) ^e

Médias seguidas por letras distintas são significativamente diferentes ($p < 0,05$).

Já os materiais Intrigue Lancer Orthodontics cerâmico, RMO Synergy Lux elastique normal e Invu não diferiram entre si e dos materiais Generus GAC metálico e RMO Luxi II ($p > 0,05$), porém obtiveram média de força de atrito menor e estatisticamente diferente do material Mystique GAC. O material Synergy Lux aleta

central obteve a menor média de força de atrito e diferiu estatisticamente dos demais materiais ($p < 0,05$).

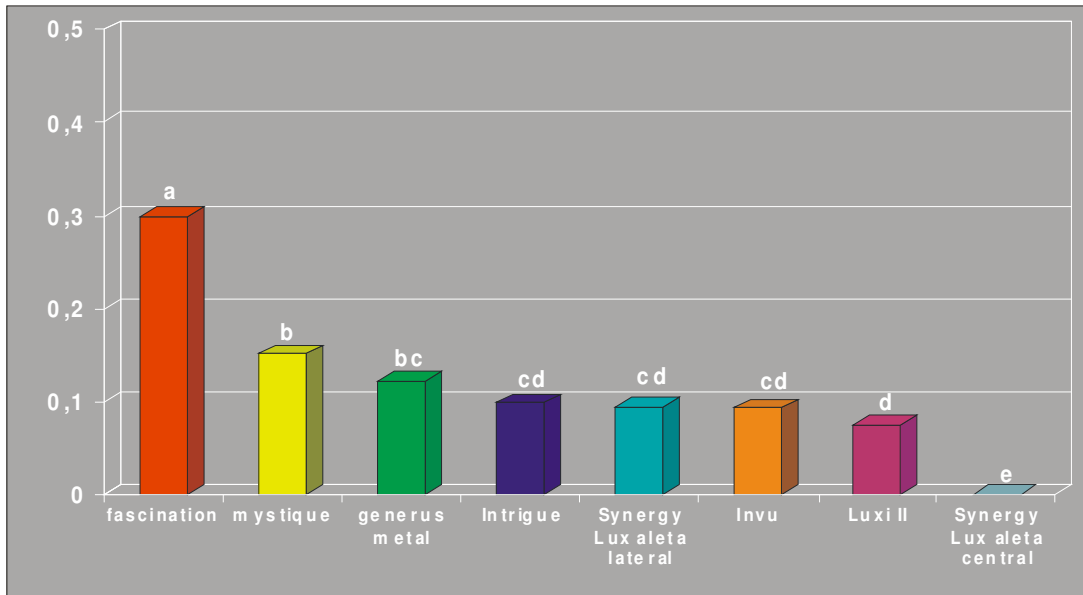


Gráfico 1 - Ilustração gráfica dos valores médios da resistência ao deslizamento pelo atrito (kgf) para cada material. Letras distintas indicam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

Clinicamente, a avaliação do atrito gerado entre o fio ortodôntico e a canaleta do bráquete é de fundamental importância para a movimentação dos dentes ao longo do arco ortodôntico. Um dos métodos mais comuns para movimentação dentária ocorre por meio da mecânica de deslize, que consiste no movimento dos dentes controlado pela condução dos bráquetes no decurso do arco: a coroa move-se antes do ápice da raiz, inclinando o bráquete em relação ao fio e fazendo com que o toque em dois pontos de contato.

Devido ao íntimo contato existente entre o bráquete e o fio, aumentado ainda mais pela amarração de ambos com ligadura, há perda da força de retração durante a movimentação dos dentes devido ao atrito gerado entre fio e o bráquete, o que retarda ou mesmo impede movimento do dente no qual o bráquete está fixado e reduz ou consome inteiramente a força disponível para movimentá-lo. Assim, a força de retração deve sempre superar o atrito conforme o bráquete se move ao longo do arco ortodôntico. Entretanto, há relatos de que um alto valor de atrito pode reduzir a força de movimentação ortodôntica em até 60%, deixando a força ortodôntica longe da ideal, ou até mesmo causar a perda da união de bráquetes ao substrato dentário (Kusy et al., 1993; Kusy, Whitley, 1997).

Os resultados do presente estudo mostram que a força de atrito na combinação bráquete/fio metálico foi dependente do tipo de material que compõe o bráquete, marca comercial do mesmo, o que está de acordo com um estudo prévio (Kuramae, 2006). Em relação ao material do bráquete, sabe-se que, em geral os bráquetes de aço inoxidável deslizam razoavelmente melhor em fios metálicos em

comparação aos cerâmicos (Angolkar et al., 1990; Keith, Jones, 1993; Tselepis, 1994; Loftus et al., 1999), ou seja, há menor atrito e conseqüentemente maior eficiência na movimentação. Isto está em geral relacionado à alta fricção gerada pelos bráquetes cerâmicos aos fios ortodônticos de aço inoxidável, devido a fatores como rugosidade da superfície da cerâmica, que não pode ser brunida como o metal, e até mesmo à possível adesão da alumina presente em bráquetes ao fio metálico (Saunders, Kusy, 1994; Cha et al., 2007). De fato, os maiores níveis de atrito foram em geral observados para bráquetes cerâmicos no presente estudo.

No entanto, determinados bráquetes, mesmo cerâmicos, apresentaram similares ou mesmo menores valores de atrito em comparação ao bráquete metálico avaliado neste estudo. Corroborando com esse resultado, Kusy & Whitley (1990), não encontraram diferenças significativas nos níveis de atrito entre alguns bráquetes metálicos e cerâmicos. A provável explicação para isto é que, além do material que é fabricado o bráquete, características individuais de cada bráquete, os quais variam entre os fabricantes, podem influenciar o atrito gerado com o fio ortodôntico de aço inoxidável, como tamanho da canaleta (Frank, Nikolai, 1980) e a angulação de colagem do bráquete (Frank, Nikolai, 1980). Além disso, o fato de o bráquete ser simples ou duplo (Mayury, 2006) e até mesmo o tamanho da ligadura empregado para fixar o bráquete (Chimenti et al., 2005) e força de amarração empregada (Frank, Nikolai, 1980).

Por outro lado, a variabilidade dos resultados observados entre os materiais pode estar relacionada ao fato de que, para alguns tipos de bráquetes de aço inoxidável, ocorre aumento da força de atrito à medida que aumenta as dimensões dos fios, enquanto o inverso pode ocorrer com bráquetes cerâmicos, que tendem a apresentar redução nos níveis de atrito (Bednar et al., 1990). Dessa forma,

fica claro que, para análise comparativa de atrito entre os diferentes tipos de bráquetes, características do material de amarração e mesmo do fio ortodôntico utilizado devem ser avaliadas conjuntamente com o material que compõe o bráquete.

Outro fator observado neste estudo foi o de que, em geral, os bráquetes da marca Rocky Mountain Orthodontics apresentaram os menores valores de resistência ao atrito. Apesar dos bráquetes serem cerâmicos e dessa forma manterem as características estéticas, a canaleta dos mesmos é revestida por metal. Dessa forma, estes menores valores de atrito estão provavelmente relacionados às explicações anteriormente citadas para o menor valor de fricção gerada por bráquetes metálicos quando comparados aos cerâmicos. Assim, o recobrimento da canaleta dos bráquetes cerâmicos parece ser uma alternativa eficiente na redução do atrito gerado entre os bráquetes estéticos e os fios metálicos de aço inoxidável.

No presente estudo, uma forma alternativa de amarração da ligadura foi testada para o bráquete cerâmico Synergy Lux, que apresenta aletas centrais e dessa forma, possibilita a amarração da ligadura sem utilização das aletas laterais. O resultado do teste de atrito para este grupo mostrou que o uso desse tipo alternativo de amarração diminuiu significativamente a fricção gerada entre o bráquete e o fio ortodôntico de aço inoxidável, provavelmente por diminuir a tensão sobre as estruturas. Corroborando com este achado, Hain et al. (2003) relataram que a ligadura de aço inoxidável, quando amarrada frouxamente, gera menor atrito. Entretanto, um estudo anterior mostrou que há diferença de geração de atrito quando ligaduras elásticas e de aço inoxidável são comparadas (Farrant, 1976) e dessa forma, o emprego da técnica alternativa de amarração utilizando ligadura metálica necessita ser investigado.

O presente estudo *in vitro* demonstrou haver diferenças significativas de atrito gerado entre os diferentes tipos de bráquetes estudados. No entanto é difícil prever, a partir destes achados, o desempenho clínico de cada uma das marcas comerciais testadas e mesmo se haveria efeito sobre o tempo necessário para finalizar a movimentação ortodôntica planejada. Além disso, as condições experimentais do trabalho não levam em consideração fatores que poderiam interferir no nível de atrito gerado em condições clínicas, como umidade do meio bucal, alterações de temperatura e mesmo acúmulo de biofilme de placa bacteriana na superfície dos bráquetes, fios e ligaduras. Dessa forma, estudos clínicos e laboratoriais adicionais são necessários para investigação mais profunda dessas variáveis e seu efeito na geração de atrito na interface bráquete/fio ortodôntico de aço inoxidável.

7 CONCLUSÃO

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

- a) a força de atrito gerada na interface bráquete/fio metálico depende do material que constitui o bráquete e das características individuais do mesmo;
- b) o recobrimento metálico da superfície interna de canaletas de bráquetes cerâmicos diminuiu o atrito gerado com o fio metálico;
- c) a técnica alternativa de amarração utilizando as aletas centrais do bráquete diminuiu a força de atrito gerada quando a amarração é feita com ligadura elastomérica.

REFERÊNCIAS¹

- Angolkar PV, Kapila S, Duncanson Junior MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990 Dec;98(6):499-506.
- Baggio PE, Telles CS, Domiciano JB. Avaliação do atrito produzido por bráquetes cerâmicos e de aço inoxidável, quando combinados com fios de aço inoxidável. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2007;12(1):67-77.
- Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;91:316-20.
- Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100(6):513-22.
- Braga CP, Vanzin GD, Marchioro EM, Beck JC. Avaliação do coeficiente de atrito de braquetes metálicos e estéticos com fios de aço inoxidável e beta-titânio. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2004;9:70-83.
- Cha JY, Kim KS, Hwang CJ. Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. *Angle Orthod.* 2007 Jan;77(1):100-7.
- Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod.* 1994 Nov;21(4):349-57.
- Farrant SD. An evaluation of different methods of canine retraction. *Br J Orthod.* 1977 Jan;4(1):5-15.
- Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod.* 1980 Dec;78(6):593-609.
- Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Apr;123(4):416-22.
- Ho KS, West VC. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. *Aust Orthod J.* 1991 Oct;12(2):95-9.
- Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997 July;112(1):34-40.
- Keith O, Jones SP, Davies EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod.* 1993 May;20(2):109-15.

¹ De acordo com o Manual de Normatização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no modelo Vancouver de 2007, e abreviaturas dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Kuramae M. Avaliação in vitro da força de atrito entre braquetes e fios ortodônticos, na distalização do canino superior, pela Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield [tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2006.

Kusy RP, Keith O, Whitley JQ, Saunders CR. Coefficient of friction characterization of surface-modified polycrystalline alumina. *J Am Ceramic Soc.* 1993;76:336-42.

Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(4):300-12.

Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dent Mater.* 1989 July;5(4):235-40.

Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod.* 1997 Sept;3(3):166-77.

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 Sept;116(3):336-45.

Maltagliati LA, Feres R, Figueiredo MA, Siqueira AF. Braquetes estéticos - considerações clínicas. *Rev Clín Ortodon.* 2006;5(3):89-95.

Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1992 July;26(7):425-32.

Reicheneder CA, Baumert U, Gedrange T, Proff P, Faltermeier A, Muessig D. Frictional properties of aesthetic brackets. *Eur J Orthod.* 2007;29(4):359-65.

Saunders CR, Kusy RP. Surface modification methodologies for polycrystalline alumina: effects on morphology and frictional coefficients. *J Mater Sci Mater Med.* 1993;4:422-30.

Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod.* 1986 June;89(6):485-91.

Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994 Sept;106(3):273-8.

Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod.* 2005;75(6):1041-5.

Tecco S, Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and arch wire on frictional resistance. *Eur J Orthod.* 2007;29(4):390-7.

Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106(2):131-8.

Vaughan JL, Duncanson Junior MG, Nanda RS, Currier GF. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107(1):20-7.

ANEXO A - FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

São Leopoldo Mandic
Centro de Pós-Graduação
Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê

Campinas, segunda-feira, 27 de outubro de 2008.

Ao(a)
C.D. Túlio Lourenço Rassi
Curso: Ortodontia

RA
040827

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais

Número do Protocolo: 2006/0340

Data entrada do Projeto: 21/8/2006

Data da Reunião do Comitê:

Orientação por: Paulo Roberto Aranha Nouer

Projeto: Análise in vitro da força de atrito entre braquetes estéticos e fio ortodontico empregando a mecânica de deslize

Cordialmente,

Prof. Dr. Thomaz Wassall
Coordenador de Pós-Graduação