

CRISTIANE SANT'ANA ZUCOLOTO

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DO ATRITO ENTRE BRAQUETES CERÂMICOS E FIOS
ORTODÔNTICOS DE AÇO INOXIDÁVEL E β - TITÂNIO**

CAMPINAS
2008

CRISTIANE SANT'ANA ZUCOLOTO

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DO ATRITO ENTRE BRAQUETES CERÂMICOS E FIOS
ORTODÔNTICOS DE AÇO INOXIDÁVEL E β - TITÂNIO**

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

Área de concentração: Ortodontia.

Orientadora: Prof. Dra. Adriana Silva de Carvalho.

CAMPINAS
2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

Z94a Zucoloto, Cristiane Sant'Ana.
Avaliação *in vitro* do atrito entre braquetes cerâmicos e fios ortodônticos de aço inoxidável e β -Titânio / Cristiane Sant'Ana Zucoloto. – Campinas: [s.n.], 2008.
77f.: il.

Orientador: Adriana Silva de Carvalho.
Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Braquetes ortodônticos. 2. Fios ortodônticos. 3. Ortodontia.
I. Carvalho, Adriana Silva de. 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: “**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DO ATRITO ENTRE BRAQUETES CERÂMICOS E FIOS ORTODÔNTICOS DE AÇO INOXIDÁVEL E β -TITÂNIO**” 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) Adriana Silva de Carvalho
Orientador

Prof. (a) Dr (a) Franco Arsati
1º Membro

Prof. (a) Dr (a) Ana Paula Dias Demasi
2º Membro

DEDICATÓRIA

A DEUS, por sempre estar no meu caminho, guiando minha vida.

Aos meus pais, **Jovem Martin Zucoloto e Maria Alice Sant'Ana Zucoloto**, que vibraram com cada etapa vencida, e não pouparam esforços para proporcionar o melhor caminho para minha formação. Muito obrigada pelo amor e apoio incansável. Amo vocês!

Aos meus queridos irmãos, **Rafael Sant'Ana Zucoloto e Gabriel Sant'Ana Zucoloto**, pela paciência, amor e compreensão nestes anos ausentes.

A meu namorado, **Marcelo Mariani Bolina**, meu grande companheiro, que me incentivou em todos os momentos da minha formação, e sempre me apoiou nos momentos que mais precisei. Obrigada pelo amor e paciência nesta caminhada.

Ao **Néreo de Sena Tavares Bolina e Marise Virgínia Mariani Bolina** e toda família pelo carinho.

Amo todos vocês! Divido minha alegria e dirijo-me com gratidão

AGRADECIMENTOS

Ao **Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic** na pessoa do **Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira**, por ter criado o curso de Mestrado em Ortodontia nesta instituição de ensino.

Ao **Prof. Dr. Thomaz Wassall**, coordenador dos cursos de pós-graduação do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic.

À **Profa. Dra Vera Cavalcanti de Araújo**, diretora dos cursos de pós-graduação do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic.

Ao **Prof. Jurandir Antônio Barbosa**, coordenador do curso de Mestrado do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, pela minha formação profissional.

Aos professores de ortodontia pelos conhecimentos transmitidos, em especial aos professores **Roberto Alves Torres, Paulo Lopes, Maria Eugênia Coutinho e Alécio Domingues Mendes** pelas experiências transmitidas de forma segura, pelos caminhos do conhecimento, e pelos ensinamentos e contribuições que enriqueceram minha trajetória.

À **Profa. Dra. Adriana Silva de Carvalho** pela dedicada orientação para a realização deste trabalho e sua disponibilidade. Sua ajuda e aconselhamentos foram fundamentais para meu desempenho.

Ao **Odair da Silva** pelo grande ajuda na realização deste trabalho.

À **Profa. Dra. Flávia Flório** pelo trabalho estatístico realizado.

À **Tatiana Ricci** pela atenção e auxílio durante a fase laboratorial

As **funcionarias da Biblioteca da São Leopoldo Mandic** pela disponibilidade e ajuda.

Aos meus colegas de curso pela agradável convivência, pelos ensinamentos transmitidos, em especial **Fabiana Tolentino, Elba Leite Chaves, Natalia Autran e Evans Soares** pela amizade, companheirismo e convivência durante todo esse tempo que passamos juntos.

Aos **meus pacientes** pela compreensão, disponibilidade e paciência, sem eles o aprendizado não seria completo.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a execução da pesquisa ajudando-me.

"O mais importante da vida não é a situação em que estamos, mas a direção para a qual nos movemos."

Oliver Wendell Holmes

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar *in vitro* a força de atrito produzida entre diferentes braquetes cerâmicos policristalinos e dois tipos de fios ortodônticos retangulares 0,021 x 0,025" de aço inoxidável (SS) e de β -titânio (TMA). A amostra foi composta por oito grupos (n=10): grupo O-SS: braquete com canaleta de ouro (Luxi II[®], RMO) sobre o fio SS; grupo A-SS: braquete com canaleta de aço inoxidável (Clarity[®], 3M Unitek) sobre o fio SS; grupo OS-SS: braquete com canaleta recoberta com camada de óxido de silicone (Mystique[®], GAC) com o fio SS; grupo C-SS: braquete com canaleta de cerâmica (Signature[®], RMO) com fio SS; grupo O-TMA: braquete com canaleta de ouro sobre o fio TMA; grupo A-TMA: braquete com canaleta de aço inoxidável sobre o fio de TMA; grupo OS-TMA: braquete com canaleta recoberta com camada de óxido de silicone com o fio TMA; grupo C-TMA: braquete com canaleta de cerâmica com o fio TMA. Foi utilizada em todos os grupos a ligadura elástica (Super Slick[®], TP Orthodontics) para a amarração do braquete no fio. As amostras foram acopladas à Máquina Emic DL 2000 para o ensaio de tração, simulando o movimento de retração de canino, fazendo com que o braquete deslizesse sobre o fio tracionado a uma velocidade de 5 mm/min, por uma distância de 8 mm. Dessa forma foi registrada a força necessária para esse deslocamento. Os grupos "C" apresentaram os maiores valores médios de força de atrito ($p \leq 0,05$), com fio SS ($10,10 \pm 0,52$) ou TMA ($12,68 \pm 1,92$), dentre todos os grupos estudados. Os grupos "OS" desenvolveram maior ($p \leq 0,05$) força de atrito ($6,17 \pm 0,98$; $7,09 \pm 0,35$; fios "SS" e "TMA", respectivamente) que os grupos "O" ($3,78 \pm 0,45$; $4,84 \pm 0,65$) e "A" ($4,98 \pm 0,45$), sendo que os dois últimos não diferiram entre si ($p \leq 0,05$). Em relação aos fios ortodônticos, o fio TMA apresentou maior força de atrito do que o fio SS ($p \leq 0,05$), em todos os braquetes estudados. Conclui-se que o atrito pode ser atenuado se for utilizado na mecânica de deslize o fio SS combinado com braquetes cerâmicos com canaleta de ouro ou de aço inoxidável.

Palavras-chave: Atrito. Braquete cerâmico. Ortodontia.

ABSTRACT

The aim of this work was to evaluate *in vitro* the friction force produced between different polycrystalline ceramic brackets and two types of stainless steel (SS) orthodontic wires 0.021 x 0.025" and β -titanium (TMA). The sample was composed by eight groups (n=10): O-SS bracket with a gold slot (Luxi II[®], RMO) over SS wire group; A-SS bracket with stainless steel slot over SS wire group (Clarity[®], 3M Unitek); OS-SS bracket with slot with silicone oxide layer (Mystique[®], GAC) with SS wire group; C-SS bracket with ceramic slot (Signature[®], RMO) with SS wire group; O-TMA bracket with gold slot over TMA wire group; A-TMA bracket with slot with silicone oxide layer under TMA wire group; OS-TMA bracket with silicone oxide layer under TMA wire group; C-TMA bracket with ceramic slot over TMA wire group. Elastomeric ligature (Super Slick[®], TP) was used in the ligation of the bracket to the wire in all groups. The samples were attached to an Emic DL 2000 machine for the friction assay, simulating the canine retraction movement, making the bracket slide over the fractioned wire at a speed of 5mm/min, for a distance of 8mm. The necessary force for this displacement. "C" groups presented the higher mean values for friction force ($p \leq 0.05$), with SS wires (10.10 ± 0.52) or TMA (12.68 ± 1.92), among the groups studied. The "OS" groups developed higher friction force ($p \leq 0.05$), (6.17 ± 0.98 ; 7.09 ± 0.35 ; "SS" and "TMA" wires, respectively) than the "O" group (3.78 ± 0.45 ; 4.84 ± 0.65) and the "A" group (4.84 ± 0.45), the last two did not present differences between them ($p \leq 0.05$). Regarding orthodontic wires, TMA wire presents higher friction force when compared to SS wire ($p \leq 0.05$), in all brackets studied. It was concluded that friction can be minimized if SS wire is used in the slide mechanics combined with ceramic brackets with gold or stainless steel slot.

Keywords: Friction. Ceramic bracket. Orthodontics

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Tipos de Braquetes	47
Figura 2 -Tipos de Fios Ortodônticos teste.....	49
Figura 3 - Ligadura elástica Super Slick®	50
Figura 4 - Placa de acrílico recortada.....	51
Figura 5 - Segmento de aparelho fixo sob a placa de acrílico-dispositivo	52
Figura 6 - Segmento de fio 0,021 x 0,025 “	52
Figura 7 - Braquetes teste	53
Figura 8 - Braquete teste com peso de 100g	54
Figura 9 - Fio 0,016 x 0,022” soldado ao parafuso central	55
Figura 10 - Braquete teste sendo tracionado pela máquina Emic	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	- por cento
”	- Polegadas
A	- Braquete cerâmico com canaleta de aço inoxidável
C	- Braquete cerâmico com canaleta de cerâmica
cm	- Centímetro
cm/min	- Centímetro por minuto
CrCo	- Cromo-Cobalto
g	- Grama
min	- minuto
mm	- Milímetro
mm/min	- Milímetros por minuto
N	- Newton
Niti	- Níquel-titânio
O	- Braquete cerâmico com canaleta de ouro
°C	- Graus Celsius
OS	- Braquete cerâmico com canaleta de óxido de silicone
SS	- Aço inoxidável
TMA	- β - titânio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
3 PROPOSIÇÃO	46
4 MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1 Delineamento experimental	47
4.2 <i>Material</i>	47
4.2.1 <i>Braquetes</i>	47
4.2.2 <i>Fios ortodônticos</i>	48
4.2.3 <i>Ligadura elástica</i>	49
4.3 Método	50
4.3.1 <i>Preparo dos corpos de prova</i>	50
4.3.2 <i>Preparo dos fios ortodônticos- teste</i>	51
4.3.3 <i>Confecção dos braquetes-teste</i>	52
4.2.5 <i>Ensaio do atrito</i>	53
4.4 Análise estatística	56
5 RESULTADOS	58
6 DISCUSSÃO	60
7 CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS	67
ANEXO A – DADOS INDIVIDUAIS	71
ANEXO B – ANÁLISE ESTATÍSTICA	75
ANEXO C – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	77

1 INTRODUÇÃO

O aumento do número de indivíduos adultos à procura do tratamento ortodôntico com alto grau de exigência estética e não aceitando braquetes metálicos, fez com que se desenvolvessem acessórios estéticos que culminando na introdução dos primeiros braquetes cerâmicos na Ortodontia no final de 1986 (Khan, Horrocks, 1991).

Os braquetes cerâmicos tornaram-se populares como aparelhos estéticos e têm estado disponíveis para o uso clínico há aproximadamente 22 anos. Os novos desenhos dos braquetes cerâmicos oferecem propriedades ópticas excelentes e a promessa de um apelo estético adicional sem comprometer significativamente a função. Os braquetes cerâmicos são duráveis, permitem um controle da força adequado ao longo do período de tratamento e o seu risco de descoloração é mínimo. A introdução de braquetes cerâmicos foi um desenvolvimento muito proclamado no tratamento ortodôntico de pacientes adultos. A sua aceitação não teve precedentes na prática da ortodontia, e contribuiu significativamente na expansão e desenvolvimento das modalidades terapêuticas ortodônticas contemporâneas (Karamouzos, 1997).

Existem dois tipos de braquetes cerâmicos: monocristalinos e policristalinos. Os braquetes cerâmicos monocristalinos são manufacturados pelo aquecimento do óxido de alumínio à temperatura acima de 2100 °C e, depois, resfriados lentamente. Este método produz uma estrutura cristalina mais homogênea do que o policristalino, reduzindo assim as falhas microestruturais, porém apresentam custo elevado. Os braquetes policristalinos são produzidos num processo de sinterização no qual o óxido de alumínio é misturado com ligantes. A

mistura das partículas é levada a uma máquina para receber a forma do braquete, e este é aquecido para se obter a união entre partículas (sinterização) e eliminação do ligante. Este processo de manufatura pode produzir falhas nos braquetes (Swartz, 1988).

Dickson & Jones (1996) verificaram no uso clínico algumas desvantagens dos braquetes cerâmicos como: a fratura do braquete ou na amarração da aleta, dano iatrogênico ao esmalte durante a descolagem, gasto do esmalte dos dentes antagonistas e elevada força de atrito aos mecanismos de deslizamento.

Mecânica de deslize é o termo usualmente aplicado em ortodontia para designar o movimento do dente (braquete) ao longo do fio através da aplicação de uma força. A mecânica ortodôntica de deslize, usando braquetes pré-ajustados, é utilizada de maneira trivial na retração dos incisivos. A força é aplicada distalmente deslizando o arco através dos braquetes e tubos nos segmentos vestibulares. O atrito nestes segmentos contribui para aumentar a resistência à força necessária para movimentar os dentes (Taylor, Ison, 1996), o que em muitos casos prejudicaria o tratamento ortodôntico.

Atrito é a resistência ao movimento quando um objeto move-se tangenciando outro. Segundo Oliveira (2000), as forças de atrito são aquelas resultantes da pressão perpendicular entre duas superfícies colocadas uma contra a outra. Cada material possui o seu coeficiente de atrito, que é uma constante dependente da lisura das superfícies em contato.

O atrito pode ser de dois tipos: estático e o cinético. A força de atrito estático é a menor força necessária para que o braquete saia do repouso e comece a movimentar-se. A força de atrito cinético é a força que resiste ao movimento de deslize de um sólido sobre outro, com velocidade constante ou variável. Na

ortodontia, no fechamento de espaço, depende-se mais do atrito estático do que do atrito cinético (Omana et al., 1992).

Assim, o atrito vem sendo um dos problemas presentes, durante a movimentação ortodôntica, podendo impedir o movimento do dente desejável e resultar no movimento do dente indesejável, desencadeando a perda de ancoragem (Vaughan, 1995).

Entende-se como ancoragem a resistência das regiões dos dentes posteriores ao movimento para mesial, com o objetivo de evitar ou diminuir seu possível deslocamento (o que implicaria na perda de ancoragem) e com isso diminuição do comprimento da arcada. A necessidade de compreender a força de atrito se torna cada vez mais necessária, para que se possam usar forças suaves, biologicamente compatíveis para o movimento dentário e para a proteção da ancoragem (Yamaguchi et al., 1996).

O presente trabalho teve a finalidade de verificar a força de atrito existente entre braquetes cerâmicos policristalinos, com diferentes tipos de canaletas, e fios ortodônticos de aço inoxidável e de β -titânio, em um modelo experimental de retração de caninos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Andreasen & Quevendo (1970) desenvolveram um estudo *in vitro* para quantificar a força de atrito gerado pelo movimento de um braquete ao longo de um arco. Diferentes combinações de braquete – fio – angulação foram avaliadas para apresentar relativa comparação de fio e braquete usados clinicamente. Os fios estudados foram 0,014”; 0,016”; 0,018”; 0,020” redondo e 0,018 x 0,025” e 0,021 x 0,025” retangular; três larguras de braquete foi estudado 0,180”; 0,135”; 0,100” e quatro angulação foi avaliado 0°, 5°, 10°, 15°. Todas as combinações foram mensuradas em dois tipos de condições seca e lubrificado por saliva. Concluíram que quanto maior o calibre do fio, maior o coeficiente de atrito e maior a força necessário para superar o atrito. A medida que aumenta a angulação fio/braquete, também vai aumentando o atrito. Quanto a condição seca e úmida não houve diferença significativa.

Frank & Nikolai (1980) desenvolveram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a evolução e comparar a força de atrito gerada durante a retração de canino em um arco contínuo. Seis variáveis foram utilizadas neste estudo: tamanho e forma do arco, largura do braquete, angulação entre braquete/arco, material do fio, força e tipo de ligadura, distância entre braquetes, Quando avaliaram a força de atrito, encontrada no desalinhamento dentário, observaram que quanto mais largo o braquete maior era a força de atrito que produzia. A largura do braquete, força de ligadura apresentaram influência dominante nos níveis de atrito. Arcos retangulares geraram mais atrito que os arcos redondos.

Garner & Moore (1986) avaliaram a força de atrito gerada, durante a retração do canino, em braquetes metálico quando combinados com fios de níquel –

titânio (Niti), β - titânio (TMA), aço inoxidável (SS) em condição úmida (saliva artificial). Utilizou ligadura elástica como sistema de amarração. Os fios retangulares foram escolhidos para esse estudo, uma vez que oferecem controle do dente em todos os três planos, enquanto os arcos redondos dão controle somente em dois planos. Os resultados mostraram que os fios Niti e TMA apresentaram força de atrito maior, durante a retração dos caninos, quando comparado com o fio SS.

Kusy et al. (1988) observaram a superfície topográfica em quatro tipos de fios: SS, TMA, Cromo-Cobalto (Cr-Co), Niti. E verificaram que os fios SS apresentavam sua superfície mais lisa, seguida pelo fio Cr-Co, TMA e Niti. E verificaram a necessidade de ensaio prático com um mecanismo de deslize para que pudesse estabelecer relação entre a força de atrito e a rugosidade presente nestes fios.

Swartz (1988) relatou as características ópticas, propriedades da adesão, e propriedades de descolamento dos braquetes cerâmicos. Descreveu a diferença existente entre os dois tipos de braquetes cerâmicos: monocristalinos e policristalinos. Os braquetes cerâmicos monocristalinos são manufaturados pelo aquecimento do óxido de alumínio à temperatura acima de 2100 ° C e depois resfriados lentamente. Este método produz uma estrutura cristalina mais homogênea do que o policristalino, reduzindo assim as falhas microestruturais, porém apresentam custo elevado. Os braquetes policristalinos são produzidos num processo de sinterização no qual o óxido de alumínio é misturado com ligantes. A mistura das partículas é levada a uma máquina para receber a forma do braquete, e este é aquecido para se obter a união entre partículas (sinterização) e eliminação do ligante. Este processo de manufatura pode produzir falhas nos braquiais. E foi concluído que os braquetes cerâmicos apresentam excelentes propriedades

estéticas sem alterar significativamente sua função. Porém, os braquetes cerâmicos tanto os policristalinos quanto os monocristalinos não são tão resistentes como os braquetes metálicos.

Drescher et al. (1989) afirmaram que clinicamente, a aplicação da força no sentido mesiodistal deve exceder a força de atrito estático para que haja movimentação. O teste de atrito foi montada simulando três dimensões do dente para estudar fatores que interferem na magnitude do atrito. Foram testados cinco tipos de fios: SS, aço Hi-T, Elgiloy azul, Niti e TMA com cinco diferentes calibres: 0,016"; 0,016 x 0,022"; 0,017 x 0,025"; 0,018"; 0,018 x 0,025") foram avaliados com três diferentes distâncias entre braquetes (2,2; 3,3; 4,2 mm) e quatro força de retração e nivelamento (0; 1; 2; 3 N) e braquete metálicos Edgewise Standard canaleta 0,018". Os fatores seguintes que afetaram no atrito de forma decrescente: força de retração (resistência biológica); aspereza da superfície do fio; tamanho do fio (dimensão vertical); largura dos braquetes, pois braquete mais largo reduz tanto a força gerada pelo momento como o ângulo de contato, pois sendo mais vantajoso para fechamento de espaço por deslizamento; e propriedade elástica do fio. O estudo recomendou a aplicação do fio 0,016 x 0,022" SS combinado com distância entre braquete 3,3 mm com canaleta 0,018 para um mecanismo de arco guia. Clinicamente, a força deve ser aumentada em duas vezes para fios de SS. O fio TMA, entretanto apresentou maior força de atrito, força efetiva 6 vezes mais, resultando no risco de perda de ancoragem. Existe uma relação direta entre a força de retardo (resistência biológica) e a força de atrito e o aumento de força, devido ao contato duplo entre o braquete e o arco, como entre o braquete e a ligadura/fio. Essa relação direta enfatiza a necessidade de um nivelamento passivo do fio antes da aplicação de forças para movimentos de distalização.

Tidy & Orth (1989) testaram a força de atrito gerada no aparelho fixo durante movimento sob o arco contínuo. O aparelho fixo foi construído *in vitro* para simular o movimento do dente aliado, anteriormente, no arco. Foi simulado à ação de uma força de 50g, 100g, 150g e 200g na superfície da raiz do dente, agindo a 10 mm da canaleta do braquete. Todos os testes foram a seco, a uma velocidade de 5 mm/min. Foram utilizados braquetes metálicos com diferentes tamanhos de canaletas (0,022 ou 0,018), diferentes larguras de braquetes, variados tamanhos e materiais do arco (0,016 x 0,022", 0,018 x 0,025" de SS; 0,016 x 0,022" Niti e 0,016 x 0,022" TMA). Baseado neste experimento foi concluído que a força de atrito está diretamente proporcional a força (carga) aplicada e inversamente proporcional a largura do braquete. Para produzir uma força de 100g, em um dente com braquete de 3 mm com canaleta 0,018", em um fio SS 0,018x 0,025", é necessária uma força de 188g. Reduzindo-se o fio SS para 0,016 x 0,022", reduz-se a força para 168g, porém, se aumentarmos a dimensão do arco e o tamanho da canaleta do braquete teriam pouco efeito na força de atrito. Quanto ao material do fio, os fios de Niti e TMA produziram 2 a 5 vezes mais atrito do que os fio de SS. O atrito poderia ser minimizado se utilizarmos braquete e fio de SS de preferência a fios de Niti e TMA.

Angolkar et al. (1990) tiveram como objetivo em seu estudo *in vitro* avaliar a força de atrito gerado em braquetes cerâmico edgewise monocristalino com canaleta de 0,022" e 0,018" (Gem,Ormco Corp., Glendora, Calif., Estados Unidos) quando combinados com diferentes calibres e tipos de fios (SS, Cromo-Cobalto – Cr-Co, Niti, TMA). O braquete teste era tracionado pela Máquina Instron a uma velocidade 5,1 mm/min percorrendo uma distância de 7 mm. Os resultados da força de atrito foram registrados em um computador acoplado a máquina de ensaio. Os resultados apresentados mostraram que a força de atrito aumentava à medida que

aumentava o calibre do fio inserido nos braquetes cerâmicos. E, nos fios redondos o atrito era menor do que nos fios retangulares. Quanto ao tipo de fio, o fio TMA e Niti o atrito gerado foi maior do que nos fios SS e Co-Cr. Os braquetes cerâmicos quando combinados com fios TMA e Niti geram maior atrito do que em fios SS e Co-Cr e estes braquetes geraram força de atrito significativamente maiores do que os braquetes metálicos.

Kapila et al. (1990), através de teste *in vitro* determinaram a força de atrito gerado entre braquete metálico Edgewise com canaleta 0,018" ou 0,022" e diferentes tipos de fios (SS, TMA, Niti e Cr-Co) em vários calibres: 0,050"; 0,130"; 0,180" e o fio eram posicionados no braquete com ligadura elástica. Durante o teste, somente o braquete era movimentado implementado por meios de testes mecânicos e a força de atrito era mensurada por compressão celular. Foram listadas diversas variáveis que afetam a força de atrito. Elas podem ser tanto mecânicas como biológicas. Fatores biológicos que afetam a força de atrito entre braquete e fio são: saliva, película adquirida e corrosão. Material do braquete, tamanho da canaleta, largura e angulação do braquete, forma do fio, espessura e material do fio, material da ligadura e a força da ligação são fatores mecânicos que influenciam na força de atrito. Os fios TMA e Niti tiveram maior força de atrito do que os fios SS ou Cr-Co para a maioria das espessuras dos fios. Os braquetes que apresentaram menor largura foram os que tiveram menor quantidade de força de atrito do que os braquetes com maior largura.

Pratten et al. (1990), com o propósito de comparar a força de atrito estático entre braquete metálico (3M Unitek, Morovia, Califórnia) e dois braquetes cerâmicos policristalinos com canaleta cerâmica: Allure[®] (GAC International, Central Islip, NY) e Transcend 6000[®] (3M Unitek, Monorovia, Califórnia) e diferentes tipos de

fios Niti e SS retangular. Estes fios foram passados livremente através da canaleta do braquete de cada tipo. O teste foi mensurado em meio seco e úmido (saliva artificial). A carga aplicada foi de 300 g sob o fio para simular a força normal, e a força horizontal incremental foi aplicada até o movimento inicial do arco. Em todas as condições, os braquetes metálicos apresentaram baixo coeficiente de atrito quando comparados com os braquetes cerâmicos. O fio SS gerou menor força de atrito do que o fio Niti, e o atrito aumentou com a presença de saliva artificial em comparação ao meio seco. O resultado apresentou, sobre as condições experimentais, que o braquete cerâmico, o fio Niti, e a saliva artificial foram fatores que aumentaram a resistência de atrito estático.

Bednar et al. (1991) realizaram um estudo *in vitro* simulando retração de canino através do atrito entre fio de SS e braquete cerâmico e metálico com ligadura metálica, elástica e auto-ligantes. Cada braquete apresentava canaleta 0,018" e, os fios utilizados foram: 0,014"; 0,016"; 0,019"; 0,016 x 0,016"; 0,016 x 0,022" de SS. Os testes foram designados para simular a situação clínica do dente em quanto ele deslizava no fio. Concluíram que o braquete auto-ligado de metal não apresentou menor força de atrito do que os braquetes metálicos com ligadura elástica ou metálica. Para quase todos os calibres de fios com braquetes cerâmicos com ligadura elástica demonstraram maior força de atrito quando comparados com outros tipos de braquete/ligadura. O significado clínico deste estudo apareceu quando braquetes metálicos usados em dentes posteriores e braquetes cerâmicos em dentes anteriores. Como a técnica da mecânica de deslize utilizou os dentes anteriores deveriam ser mais resistentes ao movimento do que os dentes posteriores, por causa do grande atrito dos braquete cerâmicos. Isto poderia resultar

em uma maior perda de ancoragem posterior do que é esperado quando utilizado apenas um tipo de braquete.

Ireland et al. (1991), em estudo prévio, consideraram a força de atrito como um movimento simples do dente sobre um fio. O objetivo desta pesquisa foi considerar a força de atrito existente num segmento bucal durante a redução da sobressaliência (movimento de retração) numa mecânica de deslize. O modelo do segmento bucal foi construído para comparar a força de atrito em braquete metálico ("A" Company) e braquete cerâmico policristalino com canaleta de cerâmica (Transcend 6000[®], 3M Unitek), utilizando fios de SS e Niti com dois calibres diferentes (0,017 x 0,025" e 0,019 x 0,025"), e foi testado também um fio estético de polímero 0,020" Super-drawn[®] (Asahi Chemical Ind. Co Ltd 1988) apenas em braquete metálicos. Os autores concluíram que na mecânica de deslize, os fios de SS foram melhores do que o fio Niti em relação às forças de atritos; diferenças significativas foram vistas em segmentos de braquete metálicos e cerâmicos quando foram testadas pequenas dimensões de fios sobre ambientes secos, os braquetes cerâmicos apresentaram maior atrito; não foram encontradas diferenças significativas utilizando o fio 0,019 x 0,025" nos dois tipos de braquetes; o atrito foi maior nos braquetes cerâmicos do que nos braquetes metálicos; o atrito observado durante os movimentos de deslize foram influenciados pela combinação do calibre do fio, tipo de braquete, ligadura e ambiente; o fio estético testado 0.020" não foi satisfatório para substituir um fio metálico na ortodontia.

Khan & Horrocks (1991) realizaram um estudo epidemiológicos em pacientes adultos tratados ortodonticamente para avaliarem a prevalência: da má-oclusão, sexo, idade, tipos de aparelho, tratamento interdisciplinar. A amostra de 676 pacientes com a idade acima de 18 anos, examinadas no início de tratamento

ortodôntico do Hospital de Eastman Dental, em Londres. Achados revelaram que o número de pacientes adultos, com idade acima de 30 anos, aumentou significativamente, principalmente desde 1985. E concluíram que o aumento do número de indivíduos adultos à procura do tratamento ortodôntico com alto grau de exigência estética e que não aceitavam braquetes metálicos, fez com que se desenvolvessem acessórios estéticos que culminou com a introdução dos primeiros braquetes cerâmicos na Ortodontia no final de 1986.

Kusy et al. (1991) avaliaram o coeficiente de atrito em meio seco e úmido, com fios SS, Cr - Co, Niti e TMA e braquete metálico (Uni – Twin[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) e braquete cerâmico policristalino (Transcend 6000[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia). No experimento, os fios foram amarrados nos braquetes com dois tipos de canaletas (0,018” e 0,022”) utilizando ligadura metálica. No meio úmido, independente do tamanho da canaleta, a média da força de atrito cinético foi menor em todas as combinações de fio SS e maior em combinação de fio TMA. A força de atrito estática do braquete cerâmico policristalino em todas as combinações com o fio SS aumentava a força de atrito no meio úmido. Ao contrário, do fio TMA em meio úmido diminuiu para 50% a força de atrito em relação ao meio seco.

Tanne et al. (1991), no presente estudo foi proposto para investigar o atrito entre fios ortodônticos e vários braquetes cerâmicos. Os braquetes da amostra foram: braquete cerâmico policristalino convencional Allure[®] (GAC International, Inc., Islândia, Nova York) e Signature II[®] (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO); braquetes metálicos: Mini Diamond[®] (Sybron Dental Specialties Ormco, Orange, Califórnia), Versa T[®] (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO) e Synergy[®] (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO). Vários movimentos dentários com braquetes

metálicos e cerâmicos foram mensurados, e a superfície dos fios foi examinada microscopicamente e imediatamente após os movimentos dentários produzidos por braquetes cerâmicos e por braquetes metálicos. A superfície das canaletas dos braquetes cerâmicos tornou-se mais porosa e mais irregular do que nos braquetes metálicos. Estas diferenças de materiais entre braquete metálico e cerâmico afetaram a eficiência dos movimentos dentários ortodônticos. A força de atrito foi maior em braquetes cerâmicos do que nos braquetes metálicos.

Omana et al. (1992) afirmaram que a força de atrito depende das características das duas superfícies de contato, porém não depende da área de contato, mas a dureza da superfície e a rugosidade da canaleta influenciam na força de atrito. E explicaram que existem dois tipos de atrito, estático e o cinético. A força estática é a força necessária para que o braquete saia do repouso e comece a movimentar, enquanto a força de atrito cinético é a força que resiste ao movimento de deslize. Segundo os autores, na mecânica de fechamento de espaço depende mais do atrito estático do que do atrito cinético. Realizaram um estudo *in vitro* em que compararam a força de atrito existente entre braquetes cerâmicos (Starfire[®], Allure IV[®], Contour Twin[®], Lumina[®], Transcend 6000[®], Ceramaflex[®] e Illusion[®]) e braquetes metálicos (Mini Diamond[®]) quando testados em fios de SS e Niti. Durante o ensaio, foram utilizadas cinco forças diferentes (50 g, 75 g, 100 g, 125 g, 150g) em um contrapeso que simulava o centro de resistência de um canino. Os resultados foram que o aumento da carga elevou a força de atrito em todas as combinações braquete/fio. Em braquetes mais estreitos, em níveis baixos de força, apresentaram atrito significativamente maiores. Porém com forças maiores, os braquetes mais largos se aproximaram a força de atrito dos braquetes estreitos. Houve diferença estatística significativa entre os braquetes metálicos e os cerâmicos, sendo que os

Coutour Twin[®] e Ceramaflex[®] apresentaram força de atrito semelhante ao braquete metálico. Em relação ao fio, não houve diferença significativa entre os fios de SS e Niti.

Tselepis et al. (1994) quantificaram a força de atrito dinâmico de deslize entre diferentes tipos de braquetes (cerâmico monocristalino e policristalino; braquete de policarbonato e braquete metálico) e fios (Niti, SS, TMA, Cr-Co). Afirmaram que vários são os fatores envolvidos no processo do atrito, neste estudo foram selecionados os: materiais do fio e do braquete, angulação entre braquete-fio e lubrificação (saliva artificial). A força de atrito envolvida no deslize do fio inserido no braquete foi mensurada na máquina teste universal. Segundo os resultados apresentados, a força de atrito foi maior em braquete de policarbonato e menor em braquete metálico. No fio TMA, a força de atrito foi maior em todos os braquetes testados. O atrito aumentava na combinação braquete-fio de acordo com o aumento da angulação. A lubrificação com saliva artificial diminuiu significativamente a força de atrito quando comparada no meio seco. Concluíram que a escolha do braquete e do fio é importante no desempenho do tratamento ortodôntico e deve ser escolhido com critério, pois, caso contrário, pode prejudicar na perda de ancoragem.

Vaughan et al. (1995) quantificaram *in vitro* a força de atrito cinético gerada durante o deslize do braquete sobre o fio. A amostra constituía de dois tipos de braquetes com diferente tamanho 0,018" e 0,022" e quatro tipos de fios (SS, Cr-Co, Niti e TMA) e foram amarrados com ligadura elástica. O teste foi realizado por meio de máquina, em que o braquete transladava sobre o fio e as forças de atrito foram medidas e registradas por uma célula carga. Os fios TMA e Niti, em todos os calibres, apresentaram maior força de atrito do que os fios SS e Cr-Co. À medida que aumentava o calibre do fio, aumentava também a força de atrito. Concluíram

que o calibre do fio está diretamente proporcional a força de atrito e que os fios TMA e Niti apresentam maior força de atrito e devem ser evitados quando necessita de grandes movimentações.

Downing et al. (1995) apresentaram um trabalho *in vitro* que comparava a força de atrito gerada em braquetes metálico e cerâmico em diferentes tipos de fios em meio úmido e seco. Utilizaram braquetes de aço inoxidável (Dentaurum) e braquetes cerâmico policristalino (Transcend 6000[®], Unitek 3M). Os fios utilizados foram Niti, SS e TMA no calibre 0,018” e 0,019 x 0,025”. Os fios foram amarrados aos braquetes através de ligaduras elásticas. Diante dos resultados apresentados concluíram que em todas as combinações braquete/ fios, na presença da saliva artificial apresentaram maior força de atrito quando comparado no meio seco. Os fios de TMA 0,019 x 0,025” quando comparados com os fios SS e Niti apresentou maior atrito do que os demais.

Dickson & Jones (1996) apontaram algumas características do braquete cerâmico desenvolvidos para paciente que resistiam ao “sorriso metálico”. Os braquetes cerâmicos têm apresentado alguns problemas, no uso clínico, como quebram que leva à falha do braquete ou da amarração da aleta, durante a descolagem do braquete podendo trazer dano ao esmalte e alta força de atrito a mecânica de deslize. Estudaram e compararam braquete experimental (braquete cerâmico com canaleta de aço inoxidável), *in vitro*, com os braquetes cerâmicos (Transcend 6000[®]) e aos braquetes metálicos (Twin-Torque[®]), sendo ambas as prescrições Roth, braquete pré-molares superiores com canaleta 0,018”. A angulação braquete/fio variava entre 0°, 5° ou 10° O teste foi realizado na máquina Instron, a velocidade 0,5 mm/ min, o braquete foi preso contra o fio com força de ligadura constante de 150g. Na angulação de 0 °, os braquetes cerâmico

apresentaram maior força de atrito e os braquetes experimentais mostraram menor força de atrito. Enquanto com uma angulação 5° , não houve diferença significativa entre o braquete experimental e o braquete metálico, porém os braquetes cerâmicos continuaram apresentando maior força de atrito. A 10° , o braquete experimental comportou-se na força de atrito semelhante ao braquete cerâmico, ambos mostraram força de atrito maior do que o braquete metálico. Pode-se concluir que o braquete experimental com a inserção de aço inoxidável na canaleta do braquete cerâmico melhorou as características da força de atrito, comportando mais como braquete metálico do que braquete cerâmico convencional. E quando a angulação foi de 10° , os autores concluíram que o braquete experimental apresentou força de atrito superior ao braquete metálico, devido a uma quina visivelmente áspera da inserção do metal ao braquete cerâmico.

Rose & Zernik (1996) afirmaram que as aparências estéticas dos braquetes cerâmico fez com que atraísse pacientes para o tratamento ortodôntico. Entretanto, os estudos presentes têm demonstrado que os braquetes cerâmicos policristalinos ou monocristalinos apresentam maior resistência ao deslize do que os braquetes metálicos e, conseqüentemente, menor efetividade no movimento dentário. A força de resistência depende da característica de dois contatos de superfície e a força perpendicular no contato da área. A maior causa para o aumento da resistência dos braquetes cerâmicos é a diferença de superfície entre o material cerâmico, SS, TMA ou Niti. O braquete metálico com canaleta com superfície lisa tem apresentado menor resistência para o deslize do que os braquetes cerâmicos convencionais, que apresentam superfície irregular e deslizam sobre fios SS, TMA, Niti.

Taylor & Ison (1996) testaram diferentes métodos de amarração dos fios com objetivos de avaliar a redução de atrito na interface braquete/ fio. Os testes mecânicos foram realizados na máquina Instron, utilizando como fatores em estudo: três tipos de braquetes (prescrição Straight wire, canaleta 0,022", braquete de pré-molar) combinados com cinco calibres diferentes do fio SS (0,018"; 0,020"; 0,016 x 0,022"; 0,018 x 0,025" e 0,019 x 0,025"). Foi confeccionado um modelo, simulando um aparelho ortodôntico, com braquete de primeiro e segundo pré-molar e tubo de molar. Diante aos resultados, os braquetes Speed apresentaram menor força de atrito em fios redondos e, nos fios retangulares, maior força de atrito. Os braquetes Activa[®] apresentaram a menor força de atrito na combinação braquete/fio. O amarrilho de SS quando colocado passivamente reduziu o atrito em 40 % no fio 0,019 x 0,025" e nos fios redondos reduziu em 80% a força de atrito. Os autores alertam que é necessária uma maior avaliação dos resultados, uma vez que o uso de fio retangular apresenta maior controle do movimento dos dentes.

Yamaguchi et al. (1996) avaliaram a relação da força de atrito com a largura do braquete (largo e estreito), localização da aplicação do ponto de força (ponto 1- a força de retração foi aplicada no centro do braquete; ponto 2- a força de retração foi aplicada a 4,0 mm da canaleta do braquete e ponto 3- 6,0 mm da canaleta do braquete). Foi realizado um ensaio *in vitro* simulando o movimento de deslize do braquete sobre o fio ortodôntico, esses braquetes foram tracionados a uma velocidade de 0,1 mm/seg numa distância de 2,0 mm. Utilizaram para simular o centro de resistência pesos de 100, 200 e 400g no dente suspenso a 9,0 mm da canaleta do braquete. Observaram que para todos os braquetes, no ponto 1 e 2, com o aumento do peso houve aumento na força de retração, porém no ponto três foi diminuída a força de retração. Quanto à largura do braquete, os braquetes

gêmeos estreito no ponto 1 foram maior a força de atrito do que nos braquetes gêmeos largos. Porém, nos pontos 2 e 3 os braquetes gêmeos estreitos foram menores significativamente do que nos braquetes gêmeos largos. Concluíram que o ponto de aplicação da força, força de resistência do dente, largura de braquete, processo de fabricação dos braquetes e dos fios são algumas das variáveis presentes, mas também deve se levar em consideração a magnitude da resistência dos tecidos periodontais de suporte e o ponto de aplicação da força. A necessidade de compreender a força de atrito se torna cada vez mais necessária, para que se possam usar forças suaves biologicamente compatíveis para o movimento dentário e para a proteção da ancoragem

Bazakidou et al. (1997) investigaram as forças de atrito geradas entre os braquetes estéticos (quatro tipos de braquete de policarbonato, um tipo de braquete cerâmico policristalino e um tipo de cerâmico monocristalino) comparando com um tipo de braquete metálico quando combinados com diferentes tipos de fios (SS, Niti e TMA) com dois tipos de sistema de amarração (elástica e de SS) em um ambiente seco. Os braquetes de policarbonato provaram oferecer maior força de atrito quando comparado com os braquetes cerâmicos e metálicos, independentemente do tamanho do fio, tipo de ligadura e tipo de fio. Quanto ao tipo de ligadura, a força de atrito foi 2,7 a 3 vezes maior com as ligaduras de SS do que com a elástica. O fio de SS foi que apresentou menor atrito seguida do fio TMA e Niti.

Karamouzos et al. (1997) revisaram a literatura com a finalidade de fornecer ao clínico características e propriedades dos braquetes cerâmicos. E afirmam que os braquetes cerâmicos tornaram-se populares como aparelhos estéticos e têm estado disponíveis para o uso clínico há aproximadamente 21 anos. Porém estes tipos de braquetes têm apresentado algumas características clínicas

negativas e prejudiciais, exemplificando a alta força de atrito presente nestes braquetes. Diante dos problemas apresentados nestes braquetes, novos desenhos de braquetes cerâmicos oferecem propriedades óticas excelentes e a promessa de um apelo estético adicional sem comprometer significativamente a função. Os braquetes cerâmicos são duráveis, permitem um controle da força adequado ao longo do período de tratamento e o seu risco de descoloração é mínimo quando comparado com braquetes de policarbonato.

Kusy & Whitley (1997) definiram que atrito é a força contrária ao movimento dentário quando a mecânica de deslize é empregada. O conhecimento do atrito, afirmaram ser de suma importância para o sucesso na prática ortodôntica. Neste artigo, avaliaram a força de atrito entre diferentes combinações fio-braquete na sua função do material, geometria. Utilizaram fio TMA, Niti e SS, e braquete metálico e estético. Diante dos resultados apresentados o fio TMA apresentou maior força de atrito quando comparados com os demais fios. E os braquetes metálicos apresentaram menor força de atrito do que os braquetes estéticos.

Zufall et al. (1998) tiveram como propósito avaliar a força de atrito gerado por diferentes tipos de braquete: braquete cerâmico policristalino (Transcend 6000[®], 3M Unitek), braquete cerâmico monocristalino (Starfire[®], "A" Company) e fio SS, TMA, Niti e compósito. Cada fio e braquete combinados foram testados a uma temperatura de 34° C com doze diferentes forças (0 – 400 g) e seis diferentes angulações (0° - 12,5°). A força de atrito cinético foi determinada por posições oblíqua linear regressiva traçando a resistência ao deslize x força normal. Relativamente à força de atrito estudando material, o fio de compósito apresentou força de atrito cinético maior que nos fios metálicos. Dentre os fios metálicos, o fio TMA apresentou maior força de atrito que os demais. E os braquetes cerâmicos

policristalinos convencionais apresentaram maior atrito do que os braquetes monocristalinos e metálicos. Os braquetes metálicos e de cerâmica monocristalinos não apresentaram diferenças significativas.

Articolo & Kusy (1999) efetuaram uma avaliação *in vitro* das resistências ao deslizamento nos braquetes metálicos (Mini Uni-Twin[®], 3M Unitek), cerâmico policristalino (Transcend 6000[®], 3M Unitek) e cerâmico monocristalino (Starfire[®], “A” Company) inseridos nos fios 0,021 x 0,025” de SS, Niti e TMA. Procuraram esclarecer a influência da angulação na resistência ao deslizamento nos aparelhos fixos, então, variaram as angulações de 0°, 3°, 7°, 11° e 13°. Na angulação de 0°, quando o conjunto braquete/fio estava na configuração passiva, os conjuntos de braquetes e fios de SS apresentaram menor resistência ao deslize. Quando a angulação excedeu a angulação 3°, braquete/ fio na configuração ativa ocorreu uma resistência ao deslize aumentando em até 100 vezes. Quando aumentou a angulação o desempenho entre os materiais se alterou e os conjuntos braquete de metálico e fio de SS apresentaram os maiores índices de resistência ao deslize enquanto os conjuntos com os fios Niti passaram a apresentar menores índices. E em todas as combinações, com os braquetes cerâmicos convencionais apresentaram maior resistência ao deslize quando comparado com os braquetes metálicos, principalmente quando aumentava a angulação aumentava a resistência ao deslize. O fio TMA apresentou maior resistência ao deslize quando comparada aos outros tipos de fios.

Loftus et al. (1999), no presente estudo *in vitro* a força de atrito simulada durante o movimento de deslize dentário foi avaliada com modelo que representava as condições clínicas. O modelo permitia inclinação do dente até que seu contato fosse estabelecido entre o fio e a diagonalmente oposta a canaleta do braquete e

isto também permitiria rotação. Braquete metálico (Victory[®], 3M Unitek) e auto-ligados metálicos (Damon SL[®], “A” Company) tanto os braquetes cerâmicos convencional (Transcend 6000[®], 3M Unitek) e cerâmicos com canaleta metálica (Clarity[®], 3M Unitek) todos com canaleta 0,022 foram testados com fio SS, Niti, TMA 0,019 x 0,025”. Cada doze combinações braquete-fio foram testados dez vezes. Os resultados entre os braquetes metálicos, auto-ligados metálicos e cerâmicos com canaleta metálicas não apresentaram diferenças significantes. Entretanto, os braquetes cerâmicos convencionais geraram significativamente força de atrito maior em aos relação os braquetes testados. Fios TMA produziram força de atrito maior do que fios de Niti, mas não houve diferença significativa entre os fios SS e Niti.

Secco (1999) realizou estudo *in vitro* na qual avaliou a quantidade de força necessária para que ocorresse o deslizamento do braquete sobre o fio, o percentual da força despendida com o atrito, o coeficiente de atrito entre braquete e os fios, o efeito do calibre dos fios na força de atrito e comparou a rugosidade dos fios. Foram avaliados fios SS com diferentes calibres: 0,016 x 0,022”; 0,018 x 0,025” e o 0,021 x 0,025” em diferentes marcas (*Tecnident*, Morelli e *Dentaurum*). Os testes foram realizados em uma máquina de ensaio *Instron* no qual reproduzia o movimento de deslize do braquete sob o fio ortodôntico, percorrendo uma distância de 8 mm a uma velocidade de 5 mm/ min. Foi gerada no sistema uma tensão de 100 g no centro de resistência a 10 mm da canaleta do braquete teste. Diante dos resultados do estudo as médias de força para o fio *Tecnident* (198 g) e Morelli (199 g) foram semelhantes, e superiores ao nível de significância de 5% da força requerida para deslizar o braquete no fio *Dentaurum*. Quanto ao calibre do fio não houve diferença significativa na força de deslize e nem na força de atrito. O material da *Tecnident* apresentou maior coeficiente de atrito quando comparado com as

outras marcas; e a Morelli não houve diferença significativa com a força gerada nos fios da *Dentaurum*.

Oliveira (2000) definiu o atrito sendo a resistência ao movimento quando um objeto move-se tangenciando um outro objeto. E afirmou que as forças de atrito são aquelas resultantes da pressão perpendicular entre duas superfícies colocadas uma contra a outra. Cada material possui o seu coeficiente de atrito, que é uma constante que depende da aspereza das superfícies em contato, ou seja, dos tipos de braquetes e fios ortodônticos. Os braquetes metálicos deslizam bem em fios SS (mesmo material), diferentemente dos fios TMA, por exemplo, que possuem superfície mais irregular, devido aos defeitos existentes decorrentes do processo de fabricação. Além disso, os fios TMA possuem a força de atrito maior do que o dos de Niti, uma vez que possuem menor proporção de titânio em sua composição.

Kusy & Whitley (2001) desenvolveram um estudo *in vitro* para quantificar a força de atrito entre dois tipos de braquetes cerâmicos policristalinos com canaleta metálica (Clarity[®], 3M Unitek) e com canaleta de ouro (Luxi II[®], Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO) quando comparados com braquetes metálicos (Mini Taurus[®] e Mini Twin[®], 3M Unitek). No método foi variada a angulação de segunda ordem de 0° para 12 ° e o meio úmido ou seco, utilizaram fio SS 0,019 x 0,025” como sistema de amarração foi empregado ligadura metálica. Concluíram que em meio úmido apresentou menor resistência ao deslize do braquete Luxi II[®] quando comparado com braquete cerâmico Clarity[®]. Entretanto, em meio seco não houve diferença significativa entre os braquetes cerâmicos Luxi II[®] e Clarity[®]. E os braquetes Clarity[®] e Luxi II[®] apresentaram força de atrito semelhante aos braquetes metálicos.

Thorstenson & Kusy (2002) afirmaram que a força de atrito é influenciada pelo material e pelas características geométricas do fio. No estudo foram utilizados quatro tipos de braquetes auto-ligados sendo um braquete passivo (Damon 2[®], Sybron Dental Specialties Ormco, Orange, Califórnia) e três braquetes ativos (Speed[®], Strite Industries, Cambridge, Ontário, Canadá); (Time[®], American Orthodontics, Sheboygan, Wis) e (In- Ovation R[®], GAC International, Inc., Islândia, Nova York) com dois tipos de fios SS e Niti com diferentes calibres: 0,014" Niti estético; 0,016 x 0,022" Niti estético; 0,019 x 0,025" Niti estético; 0,019 x 0,025" Niti e 0,019 x 0,025" SS. A força de atrito com cada conjunto fio/braquete era medido com dobras de segunda ordem entre - 9° e 9°. A distância dos braquetes era de 8 e 18 mm entre os braquetes teste e o braquete adjacente simulando o fechamento do espaço deixado pela extração do pré-molar. Concluíram que o braquete auto-ligado Speed combinado com fio Niti estético 0,019 x 0,025" apresentou alta força de atrito comparado aos outros braquete/fio. O braquete Damon 2[®] teve a menor força de atrito que os demais braquetes. O fio SS gerou menor força de atrito quando comparado aos outros tipos de fios e o fio estético 0,019 x 0,025" Niti apresentou maior força de atrito dentre os outros fios quando combinados com todos os tipos de braquetes.

Cacciafesta et al. (2003), com o objetivo de medir e comparar a força de atrito entre braquete cerâmico convencional (Transcend 6000[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia), braquete cerâmico com canaleta metálica (Clarity[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) e braquete metálico convencional (Victory Series[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) e três tipos de fios: SS, Niti e TMA (Ormco, Glendora, Califórnia). Todos os braquetes de canino com canaleta 0,022 e os fios ortodônticos testados com três diferentes calibres: 0,016", 0,017 x 0,025", 0,019 x 0,025". Cada uma das 270

combinações braquete/ fio eram testados dez vezes, e cada teste era representado com nova amostra braquete e fio. O atrito estático e cinético era mensurado. Todos foram analisados estaticamente (análise da variância e Scheffé por efeito braquete, Kruskal- Walls e Man Whitney por fio x calibre). Após os resultados concluíram que os braquetes cerâmicos com canaleta metálica apresentaram significativamente baixa força atrito em relação aos braquetes cerâmicos convencionais, porém com valor mais alto do que braquete metálico. O fio TMA apresentou alta força de atrito do que o fio SS e Niti. Todos os braquetes apresentaram alta força de atrito estático e cinético com aumento do calibre do fio. Braquete cerâmico não apenas agrada o visual, mas é uma alternativa valiosa para pacientes que querem estética e não “sorriso metálico”.

Hain et al. (2003), em um estudo *in vitro*, investigaram o efeito do método de ligadura na avaliação do atrito nos novos modelos de ligaduras elástica Super Slick[®] da TP Orthodontics (La Porte, Indiana), na qual afirmaram redução de atrito na interface fio/ligadura. Novo modelo elástico foi comparado com modelo elástico convencional, ligadura metálica e braquete auto- ligados Speed[®] (Strite Industries, Cambridge, Ontário, Canadá). O efeito utilizando as novas ligaduras elásticas foi avaliado com braquete cerâmico com canaleta metálica (Clarity[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) e braquete mini metálico (Mini Twin[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) e braquete metálico convencional (Victory[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) utilizaram o fio SS 0, 019 x 0,022”. Resultados apresentaram que a movimentação dentária em fio SS 0,019 x 0,025”, com lubrificação de saliva nos novos modelos de ligadura elástica pode reduzir o atrito estático na interface ligadura/fio por até 60 %, independentemente do sistema de braquete. O braquete metálico produziu menor atrito comparado com os outros três sistemas de braquetes

testados quando amarrados com ligadura convencional. O uso de novas ligaduras elásticas, entretanto, com todos os tipos de braquetes apresentou redução de atrito significativamente baixo dos valores recordados com o grupo de braquete metálico. As ligaduras metálicas apresentaram menor força de atrito diante dos outros tipos de ligaduras. A utilização de saliva humana como lubrificante reduz o atrito estático em ambas as ligaduras.

Thorstenson & Kusy (2003) avaliaram a resistência ao deslize dos braquetes cerâmicos policristalinos sem e com inserção utilizando-se fio SS 0,018 x 0,025” em meio seco e úmido. Os ângulos variaram entre -12° e $+12^\circ$. Quando ocorria espaço entre as paredes da canaleta do braquete com o fio, os braquetes cerâmicos sem canaleta metálica mostram menor força de atrito no estado seco do que no meio úmido. No estado úmido os braquetes cerâmicos sem canaleta metálica apresentaram maior força de atrito quando comparado ao braquete metálico, porém no meio seco apresentou resultados de força de atrito semelhantes aos braquetes metálicos. Porém, quando os espaços não existiam mais, ou seja, canaleta totalmente preenchida pelo fio, a força de atrito dos braquetes com ou sem canaleta metálica geralmente aumentavam com a angulação a uma taxa maior ou igual aos braquetes metálicos (exceto para os braquetes de policarbonato no estado seco). Devido ao fato dos braquetes de policarbonato sem canaleta metálica deformarem elasticamente, estes tiveram força de atrito mais baixa ao deslize quando ocorria deformação. Nos braquetes monocristalinos sem inserção, as força de atrito aumentaram rapidamente e não-linearmente. Durante o ensaio, foi observada a presença de ranhuras nos fios e fragmentos de SS nos braquetes. Concluíram que a adição destas inserções de SS, em particular, não melhorou consideravelmente a força de atrito em relação aos braquetes estéticos sem canaleta de SS.

César et al. (2006) determinaram através de um estudo *in vitro* a força de atrito gerada em braquetes cerâmico com diferentes tipos de canaletas quando combinados com fios 0,019 x 0,025" de SS com ou sem cobertura estética, comparando-os com braquetes metálicos. Foram utilizados seis tipos de braquetes: um metálico Dynalock[®], (3M Unitek), cinco braquetes cerâmico Transcend 6000[®] e Clarity[®] (3M Unitek), Luxi II[®] (Rocky Mountain), InVu[®] (TP Orthodontics) e Ispire Ice[®] (Ormco) cada tipo de braquete era composto por 12 braquetes, sendo 10 braquetes para ensaio de tração e 2 para a análise microscópica. Foi avaliado no microscópio de varredura, com aumento de 250 X, a rugosidade superficial dos braquetes em estudo. E em seguida foi realizado o ensaio de tração, para a avaliação da força de atrito utilizando a máquina de ensaio universal EMIC DL 10000 , simulando o deslizamento do braquete sob o fio. Utilizou-se a ligadura elástica como sistema de amarração e uma gota de saliva artificial era aplicada sobre o conjunto. Os resultados mostraram que os braquetes policristalinos com canaleta de cerâmica (Transcend 6000[®]) apresentaram rugosidade excessiva e quanto à profundidade mostrou-se profundo, quando associado ao fio de SS apresentou maior força de atrito. Porém, os demais braquetes quando associados ao fio SS não apresentaram diferença estática significativa, quando comparados ao grupo controle. Em relação ao fio SS com cobertura estética, apenas o braquete com canaleta de ouro apresentou diferença significativa, quando comparado ao braquete metálico. Diante dos resultados, pode-se afirmar que o tratamento diferenciado com aço inoxidável, ouro, na superfície da canaleta reduziu a força de atrito, quando comparado ao braquete cerâmico convencional (sem tratamento da canaleta), quando associado ao fio SS.

Nishio et al. (2004) testaram a força de atrito entre braquete ortodôntico e fios. A diferença na força de atrito na magnitude dos braquetes cerâmicos convencionais (Transcend 6000[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia), braquetes cerâmicos com canaleta metálica (Clarity[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) e braquetes metálicos (Victory Series[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) combinados com fio SS, Niti e TMA (3M Unitek, Monrovia, Califórnia) foram avaliados. Os braquetes e os fios foram testados com angulação de 0° e 10°. Teste de atrito foi testado na Emic DL 10000 (São José do Rio Preto, SP, Brasil) e o fio era tracionado sob a canaleta do braquete com uma velocidade de 0,5 cm/ min por 2 minutos. A força ligada entre braquete e fio era 200 g. De acordo com os dados obtidos os braquetes que tiveram maior força de atrito estática em ordem progressiva: braquete metálico, braquete cerâmico com canaleta metálica e por último braquete cerâmica com canaleta de cerâmica. O fio TMA obteve maior valor estaticamente significativo do que o fio de Niti e SS, ordem decrescente. A força de atrito aumentava à medida que aumentava o ângulo entre o braquete e o fio.

Khambay et al. (2004) analisaram a influência da força de atrito em ligaduras elásticas e metálicas a fim de avaliarem a validade do novo sistema de ligadura elástica (Super Slick[®], TP Orthodontics, Inc., Indiana, USA). Utilizaram dois tipos de fios: TMA e SS com os calibres 0,017 x 0,025" e 0,019 x 0,025" e braquete auto- ligados Damon 2[®] (Sybron Dental Specialties Ormco, Orange, Califórnia) Edegwise com canaleta 0,022 e de pré-molar, e cada teste foi realizado numa velocidade de 0,05 mm/min durante 4 minutos. A combinação braquete/fio era realizada no meio de saliva humana. Concluíram que a força de atrito varia de acordo com o calibre, tipo de fio e o tipo de ligadura. Na condição do experimento, a

ligadura metálica com fio 0,017 x 0,025" SS apresentou menor força de atrito do que os demais calibres do fio e os fios TMA.

Baccetti & Franchi (2005) compararam a força de atrito gerado por ligadura elástica passiva e ligadura elástica convencional sob meio seco. O modelo experimental foi realizado com cinco braquetes superior direito (2° pré-molar, 1° pré-molar, canino, incisivo lateral e incisivo central) com canaleta 0,022 pré-ajustados avaliando o atrito estático e cinético. A força de atrito gerado por fio SS 0,019 x 0,025" com dois tipos de ligadura elástica convencional e não convencional (passiva) era registrado pelo deslize do fio com os braquetes alinhados. Concluíram que o sistema de ligadura passiva apresentou menor força de atrito do que as ligaduras elásticas convencionais.

Cha et al. (2005) compararam a força de atrito em braquete cerâmico monocristalino convencional (Inspire Ice[®], "A" Company, Glendora, Califórnia), cerâmico policristalino com canaleta de sílica (Crystalline V[®], Tomy, Tokyo, Japan), policristalino com canaleta de cerâmica (Transcend 6000[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia), policristalino com canaleta metálica (Clarity[®], 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) e braquete metálico (Kosaka[®], Tomy, Tokyo, Japan). A força de atrito estático e cinético foi examinada em quatro angulações nos braquete (0°, 5°, 10° e 15 °) utilizando fio SS e TMA com calibre 0,019 x 0,025", com ligadura elástica em meio seco. A força de atrito gerada por braquete com canaleta de sílica foi baixa quando comparada com os outros braquetes cerâmicos, similares aos braquetes metálicos. O braquete de canaleta sílica apresenta baixo atrito com os dois fios: SS e TMA. A força de atrito aumentava rapidamente braquete/fio com angulação maior que 5 °. O braquete sílica apresentou menor força de atrito na angulação 5° e 15 °.

Os braquetes monocristalinos demonstraram aumento 0° e 15 °, apresentando maior força de atrito com angulação 15 °.

Griffith et al. (2005), o objetivo do estudo foi determinar se a nova ligadura Super Slick® (TP Orthodontics, Inc., Indiana, USA) apresenta baixa força de atrito comparada aos outros tipos de ligaduras e as força de atrito gerada nos braquetes auto-ligados. Foram utilizados dois tipos de braquetes: metálico auto-ligado (Damon 2®, Sybron Dental Specialties Ormco, Orange, Califórnia) e cerâmico monocristalino (Inspire Ice®, “A” Company, Glendora, Califórnia) foram utilizados com varetas de fios: 0, 018” e 0,019 x 0,022” de SS. Um segmento de braquete com banda de 1° molar e braquete de 2 ° pré-molar para cada grupo de teste: braquete auto ligado com dispositivo fechado e com dispositivo aberto e braquete cerâmico. Os dois últimos grupos foram testados com três tipos de ligadura elástica. Cada teste foi testado em condição seca e depois em banho de água, por uma hora. Os resultados demonstraram que os braquetes auto-ligados tiveram zero de atrito com a combinação fio e condições do meio (úmido/ seco). Quando os diferentes braquetes e ligaduras elásticas combinadas foram comparadas, houve diferenças significativas. Em todas as combinações: a ligadura elástica redonda apresentou baixa força de atrito e a ligadura elástica retangular apresentou maior força de atrito quando comparada as outras ligaduras. Os braquetes auto-ligantes na combinação braquete/ ligadura apresentaram menor força de atrito em relação às demais. Foi concluído que as ligaduras Super Stick® demonstraram baixa força de atrito quando comparados com as ligaduras elásticas retangular. Braquete auto-ligados apresentaram baixa força de atrito em relação a todas as combinações braquete/ ligadura e foi somente este método que permitiu total eliminação do atrito. O fio 0,018” e 0,019 x 0,025” exibiram atrito similar no estado seco, mas, quando no meio

úmido, o fio 0,018” produziu menor atrito. Os braquetes cerâmicos demonstraram grande força de atrito em relação os braquetes metálicos auto-ligados. Lubrificação reduziu o atrito com o fio 0,018” e aumentaram o atrito do fio 0,019 x 0,025”.

Rajakulendran & Jones (2006) tiveram como objetivo comparar a resistência do atrito estática em braquetes cerâmicos policristalinos com canaleta de cerâmica (Transcend 6000[®]), com canaleta aço inoxidável (Clarity[®]), com canaleta de ouro (Desire[®]) e braquete metálico (Ultratrim[®]). Foram utilizados 25 braquetes de incisivos central esquerdo de cada tipo, com prescrição Roth. O braquete teste deslizava sobre o fio SS 0,019 x 0,025”. O braquete era amarrado no fio através de ligadura elástica, na qual a cada teste o conjunto era lubrificado com saliva artificial. A angulação do braquete foi variada em 0°, 5° e 10°. Os resultados mostraram que em todos os tipos de braquetes à medida que aumenta a angulação, aumenta a força de atrito. Porém, o braquete Transcend 6000[®] quando comparado aos demais braquetes apresentou maior força de atrito na angulação 10°. Os braquetes Desire[®] e Clarity[®] apresentaram resultados semelhantes da força de atrito, não havendo diferença estatística significativa. Concluíram que à medida que aumentava a angulação do braquete, aumentava força de atrito e os braquetes cerâmicos com canaleta de ouro e aço inoxidável apresentaram força de atrito semelhante e menores do que os braquetes convencionais.

Bággio et al. (2007) compararam *in vitro* o atrito produzido por braquetes cerâmicos policristalinos (Dentaurum) e metálico (Dentaurum) combinados com fios SS 0,019 x 0,025” (3M Unitek) durante a execução da mecânica de deslize. Foram utilizados braquetes Edgewise standard geminados com canaleta 0,022 x 0,028”, com largura de 3,8 mm, simulando a distalização de canino, quando ocorre a extração do 1º pré-molar. Um segmento de fio de SS foi encaixado passivamente

nos braquetes, amarrado com ligadura elástica (Power “O”[®], Ormco). O braquete teste canino era movimentado distalmente, por meio de um fio dental conectado a um carrinho com rodas feitas de rolamentos que servia de suporte para o tensiômetro. Foram realizados cinco experimentos para todas as combinações braquete/fio foram utilizados com carga de 239 g para braquete metálico/ fio SS e de 339 g para braquete cerâmico/fio SS. Após cada experimento, substituía-se o braquete, fio e ligadura elástica. Os resultados mostraram que o coeficiente de atrito verificados na combinação braquete cerâmico/ fio SS foram superiores aos da combinação metálico/ fio SS. E concluíram que na mecânica de deslize torna-se mais eficiente quando utilizado braquete metálico/fio SS.

Camporesi et al. (2007) pesquisaram e compararam a força de atrito gerada por braquetes estéticos, utilizando ligaduras de baixo atrito e braquetes com ligaduras elásticas convencionais, durante a fase de nivelamento e alinhamento. Foram utilizados dois tipos de braquetes cerâmicos: Aqua[®] (Leone Orthodontic Products) e Mystique[®] (GAC International) e diferentes tipos de ligaduras: Slide[®], Leone[®] e Neo –Clips[®] (GAC, International). Os testes foram realizados em um sistema composto por braquetes: segundo pré-molar, primeiro pré-molar, canino, incisivo lateral e incisivo central e foram medidas as forças de atrito gerada durante a mesialização do canino sob um fio Niti 0,014”. Concluíram que os braquetes cerâmicos combinados com as ligaduras convencionais apresentaram maior força de atrito. Porém, os braquetes cerâmicos combinados ligaduras Neo - Clips[®] produziram menor força de atrito.

Jones & Amoah (2007) compararam a força de atrito estático dos braquetes cerâmicos policristalinos convencional (Allure[®], GAC International, Bohemia, NY, USA), braquete cerâmico policristalino com canaleta com óxido de

silicone (Mystique[®], GAC International, Bohemia, NY, USA) e braquete cerâmico policristalino com canaleta de aço inoxidável (Clarity[®], 3M Unitek, Morovia, Califórnia, USA). Cada grupo de braquete era composto por 25, estes braquetes apresentavam canaleta 0,022 x 0.028” e em cada experimento era utilizada saliva artificial no conjunto braquete/fio. A cada teste foi variada a angulação (0°, 5 ° e 10 °). Os resultados mostraram que o braquete Clarity[®], em todas as variações de angulações, produziu menor força de atrito estática quando comparada com os demais braquetes. Na angulação de 0 °, o braquete Allure[®] apresentou maior força de atrito do que os demais, porém o braquete Clarity[®] e Mystique[®] não houve diferença significativa. Quando aumentou para 5 ° o braquete Allure[®] continuou apresentando maior força de atrito em relação aos demais, porém não houve diferença significativa com o braquete Mystique[®]. Com a angulação de 10 °, tanto o braquete Mystique[®] e o Allure[®] apresentaram maior força de atrito. Concluíram que o braquete cerâmico com a canaleta de óxido de silicone fez com que diminuísse a força de atrito e apresentou força de atrito semelhante ao braquete Clarity[®], na angulação de 0 °, porém não foi suficiente para reduzir a força de atrito na angulação de 5 ° e 10 ° apresentando a força de atrito semelhante ao braquete cerâmico convencional.

Picchioni (2007) teve como objetivo em seu ensaio *in vitro* comparar os níveis de atrito estático dos braquete cerâmico policristalino autoligável (Opal[®], Ultradent), braquete metálico autoligável (Damon II[®], Ormco), braquete metálico convencional (Mini 2000[®], Ormco) e braquete metálico convencional (Roth Standard[®], Morelli), com a utilização de vários calibres e tipos de fios (Niti, TMA e SS), para determinar quais os braquetes apresentavam menores coeficientes de atrito, em situações sem angulação, em angulações de primeira ordem e angulações

de segunda ordem entre os diferentes fios e braquetes. Os resultados mostraram que os braquetes autoligáveis apresentaram um atrito estático significativamente mais baixo nas situações onde existiu angulação entre o fio e o braquete e quando utilizou fios de calibres menores e com material mais flexível, quando comparados com braquetes convencionais. O braquete autoligado metálico apresentou maior atrito, semelhante aos braquetes convencionais, com uso dos fios com maior calibre, nas situações sem angulação. O braquete autoligável metálico apresentou maior atrito estático que os braquetes convencionais, nas situações de angulação, com o uso dos fios de maior calibre.

Southard et al. (2007) sugeriram que os ortodontistas deveriam aplicar força maior que a força de atrito gerada nos dentes durante a retração de canino (mecânica de desliz), o resultado poderia levar ao aumento na ancoragem e na perda de ancoragem. Entretanto, para que evite a mesialização dos dentes posteriores (perda de ancoragem), durante a retração de canino, os braquetes, principalmente dos dentes anteriores devem apresentar menor força de atrito. Em outras palavras, a força de atrito pode reduzir a força de retração do canino e conseqüentemente reduzir a mesialização dos molares.

Fernandes et al. (2008) realizaram uma revisão de literatura sobre o atrito nos braquetes estéticos autoligáveis E afirmaram que o atrito superficial é considerado uma grandeza multifatorial, e que a combinação do fio/ braquete/ ligadura é um dos fatores que geram o atrito. O fio, apesar de depender da sua interação com a superfície existente da canaleta do braquete, é principalmente “gerado” por características intrínsecas (propriedades física) do próprio fio. A rugosidade responde pela modulação do coeficiente de atrito, sendo estas grandezas diretamente proporcionais e responsáveis pela intensidade do atrito

superficial gerado. A dureza dos fios também tem participação na intensidade do atrito, depende da força normal observada após o contato do material com a canaleta do braquete. Este contato segundo os autores apresenta-se mais presente em fios com menor dureza e maior flexibilidade. Os sistemas de braquetes autoligáveis, diferem dos demais pela redução da força de atrito superficial, exatamente por dispensar qualquer tipo de ligadura, uma vez que o tipo de ligadura interfere na força de atrito. E concluíram, revisando a literatura, que o sistema de braquetes de policarbonato autoligáveis apresenta como valiosa opção no cotidiano clínico, em casos onde haja uma grande demanda estética. Este sistema de braquetes permite o aprisionamento do fio de forma passiva, sem a participação de nenhum agente externo de ligação, promovendo a permanência do atrito superficial reduzido, gerando assim um tratamento mais rápido e confortável para o paciente.

Silva (2008) comparou em um estudo *in vitro* as forças de atrito geradas entre o braquete metálico Barbosa Versátil e o fio ortodôntico quando amarrados com ligadura elástica, elástica siliconada ou de aço. Estas ligaduras foram amarrados em diferentes locais (aleta central ou aleta lateral). A amostra foi constituída de 60 corpos de prova, na qual foram acopladas à Máquina de Ensaio Emic DL 2000 para o ensaio de tração, simulando movimento de retração de canino, fazendo com que o braquete deslizasse pelo fio ortodôntico a uma velocidade 5 mm/min por uma distância de 8 mm. Os resultados mostraram que a ligadura elástica ligada ao braquete pelas aletas laterais foi que apresentou a maior força de atrito entre todos os grupos estudados. Enquanto, os grupos das ligaduras elástica siliconada, e de aço ligadas ao fio ortodôntico pelas aletas laterais apresentaram as menores forças de atrito entre os grupos ligados pelas aletas laterais. Todos os tipos de ligaduras quando ligadas pelas aletas centrais dos braquetes, não apresentaram

diferença estatística entre si, apresentando as menores forças de atrito entre os grupos estudados. Concluiu que braquete Versátil Barbosa quando amarrados na aleta central, independente dos tipos de ligaduras, geraram menor força de atrito quando comparados à ligação nas aletas laterais.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar *in vitro* a força de atrito entre braquetes cerâmicos com diferentes tipos de canaleta e os fios ortodônticos retangulares 0,021 x 0,025" de aço inoxidável (SS) e de β -titânio (TMA) em um modelo experimental de retração de canino.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

No presente estudo *in vitro* o fator em estudo foi à força de atrito gerada pelos braquetes com diferentes tipos de canaletas (canaleta de cerâmica, ouro, óxido de silicone e aço inoxidável) quando em contato com os fios de SS e TMA. O sistema de amarração no conjunto braquete-fio foi através de ligadura elástica Super Slick[®]. Os braquetes-teste selecionados apresentavam tamanhos semelhantes, para que esta variável não interferisse no atrito. Foram estabelecidos oito grupos experimentais com dez corpos de prova cada, totalizando 80 corpos de prova (Quadro 1).

4.2 Material

4.2.1 Braquetes

Quatro tipos de braquetes cerâmicos policristalinos sistema “Edgewise Standard”, todos com canaletas 0,022” x 0,028”, foram escolhidos por não possuírem torque e nem angulação (figura 1), de canino superior direito:

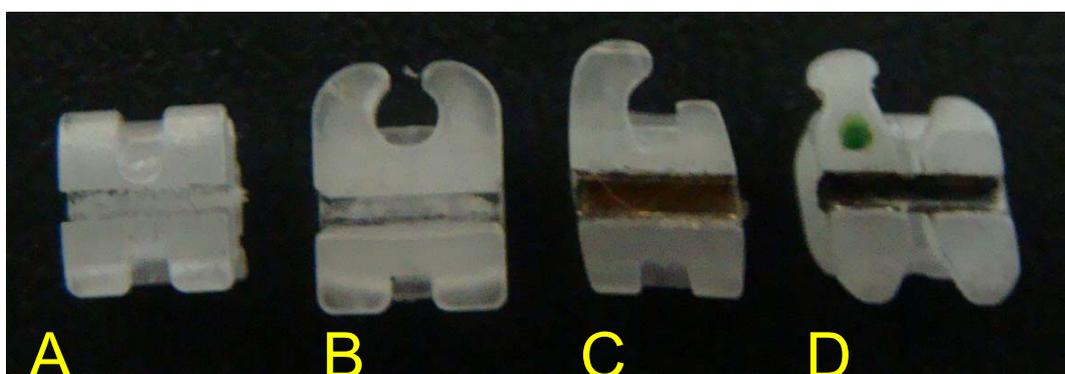


Figura 1 - Tipos de Braquetes: A) Signature[®]; B) Mystique[®]; C) Luxi II[®]; D) Clarity[®].

Grupo	Tipo de fio	Braquete cerâmico com	Nome comercial do braquete
C-SS	SS	Canaleta de cerâmica	Signature III® (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO);
OS-SS	SS	Canaleta recoberta com óxido de silicone	Mystique® (GAC Internacional, Inc., Islândia, Nova York);
O-SS	SS	Canaleta de ouro	Luxi II® (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO);
A-SS	SS	Canaleta de aço inoxidável	Clarity® (3M Unitek, Monrovia, Califórnia).
C-TMA	TMA	Canaleta de cerâmica	Signature III® (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO);
OS-TMA	TMA	Canaleta recoberta com óxido de silicone	Mystique® (GAC Internacional, Inc., Islândia, Nova York);
O-TMA	TMA	Canaleta de ouro	Luxi II® (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO);
A-TMA	TMA	Canaleta de óxido de alumínio	Clarity® (3M Unitek, Monrovia, Califórnia).

Quadro 1 - Descrição dos grupos de ensaio para determinação da força de atrito.

4.2.2 Fios ortodônticos

Foram utilizados dois tipos de fios (figura 2):

- a) fio retangular 0,021 x 0,025” de aço inoxidável (SS) que apresenta em sua composição: 74 % ferro, 18 % cromo e 8 % níquel e como características: alto módulo elástico, resistente à corrosão, permite soldagem e aceita tratamento térmico (Morelli, 55.03015, Sorocaba, Brasil);
- b) fio retangular 0,021 x 0,025” de β -titânio (TMA) que apresenta em sua composição: 80 % titânio, 11,5 % molibdênio, 6 % zircônio, 4,5 % estanho e apresenta como características: baixo módulo elástico, aceita

dobras, resistente à corrosão e permite soldagem (Morelli, 56.03.006, Sorocaba, Brasil).



Figura 2 - Tipos de fios Ortodônticos: A) Fio de SS; B) Fio de TMA.

4.2.3 Ligadura elástica

Ligadura elástica Super Slick® (TP Orthodontics, Indiana, Estados Unidos) que apresenta na sua superfície uma substância lubrificante que reduz a força de atrito, e em contato com o meio bucal promove maior deslize do braquete/fio (figura 3):



Figura 3 - Ligadura elástica Super Slick®.

4.3 Método

4.3.1 Preparo dos corpos de prova

Para a mensuração da força de deslize e conseqüente avaliação do atrito entre os braquetes e os fios, foi construído um segmento de aparelho ortodôntico fixo para simular o movimento distal de um dente canino, por meio da mecânica de deslize, em um arco previamente alinhado. A metodologia empregada para o ensaio mecânico de atrito foi baseado nos trabalhos de Tidy & Orth (1989), Secco (1999), Nishio et al. (2004), Rajakulendran & Jones(2006), Jones & Amoah (2007) e Silva (2008).

Uma placa de acrílico de 5 mm de espessura foi recortada numa dimensão de 4,0 cm x 14,0 cm. Foi realizado um “Box” a 2 cm de uma das extremidades da placa com dimensão de 1,0 x 1,2 cm, no qual os braquetes teste foram posicionados posteriormente (figura 4).

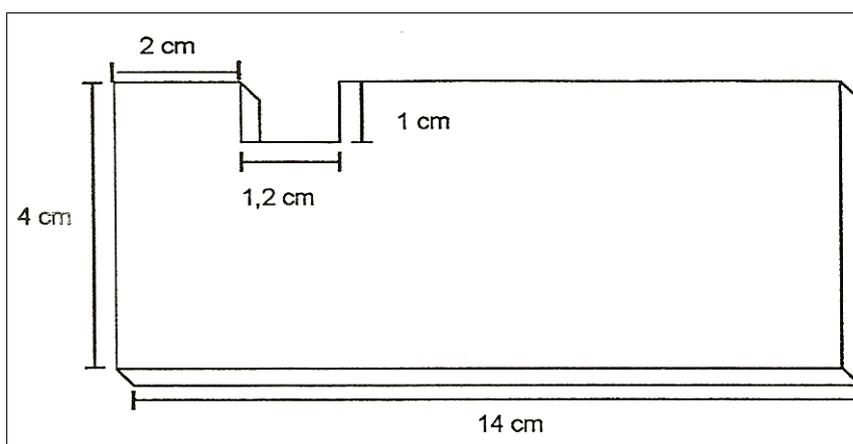


Figura 4 - Placa de acrílico recortada.

Nesta placa de acrílico, foi montado um segmento de aparelho fixo composto por quatro braquetes metálicos Edgewise. Para garantir o alinhamento dos braquetes, o fio 0,021 x 0,025" era encaixado nas canaletas dos mesmos. Os braquetes foram posicionados a 2 mm do "box", a uma distância de 8 mm entre si, e mais dois braquetes, do lado oposto do entalhe. A distância entre os dois conjuntos de braquetes será de 16 mm. Foi utilizado éster de cianoacrilato (Super bond[®], Henkel, Itapevi, SP) para colagem dos braquetes na placa de acrílico.

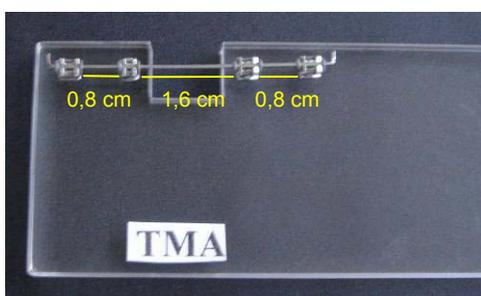


Figura 5 - Um segmento de aparelho fixo sob a placa de acrílico

4.3.2 Preparo dos fios ortodônticos- teste

Durante o ensaio mecânico de atrito foram utilizados fios ortodônticos SS e TMA retangulares 0,021 x 0,025" (Morelli, Sorocaba, Brasil), recortados em segmentos de 45 mm, com auxílio de um alicate de corte distal (Quinelato, Rio Claro, São Paulo). Foi executada uma dobra nas extremidades de cada segmento de fio (figura 6), justas aos braquetes das extremidades, com a finalidade de fixar o fio sobre os braquetes, sem que ocorresse o deslocamento do mesmo (figura 5).



Figura 6 - Segmento de fio ortodôntico teste 0,021 x 0,025".

4.3.3 Confeção dos braquetes-teste

Os braquetes-teste eram compostos por: braquete cerâmico com canaleta de cerâmica, braquete cerâmico com canaleta recoberta com óxido de silicone, braquete cerâmico com canaleta de ouro e braquete cerâmico com canaleta de aço inoxidável.

Um fio de SS com 14 mm de comprimento e 1 mm de espessura foi fixado no centro de cada base do braquete teste e perpendicular à canaleta do braquete cerâmico com auxílio de resina acrílica, representando a raiz do dente canino (figura 7).



Figura 7 - Braquetes teste.

Nesse fio, a 10 mm do centro da canaleta do braquete teste, foi confeccionada uma pequena dobra para demarcar e representar o centro de resistência da raiz, onde foi aplicada uma força de 100g (para gerar uma força) de resistência ao deslocamento associada ao atrito, simulando a situação clínica entre a canaleta do braquete teste e o fio ortodôntico durante os ensaios (figura 8).



Figura 8 - Braquete teste com o peso de 100g.

Os braquetes-teste foram posicionados no fio SS, após o ensaio com este fio teste, esse foi removido e posicionado o fio TMA, no espaço “box” utilizando ligadura elástica Super Slick® como sistema de amarração.

4.2.5 Ensaio do atrito

Foi utilizada a máquina Emic DL2000 (São José dos Pinhais, PR, Brasil) do Centro de Pesquisa Odontológica São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. Os braquetes amarrados ao fio teste foram tracionados com uma

velocidade de 5 mm/min, percorrendo uma distância de 8 mm (tamanho aproximadamente de um pré-molar).

Os testes foram realizados com os corpos de prova com o mesmo sistema de amarração, ligadura elástica Super Slick[®] transparente. Para padronização da pesquisa foi selecionada ligadura elástica como sistema de amarração, e não ligadura metálica, para evitar erro de calibração durante a amarração e por questões estéticas. Uma gota de saliva artificial (solução remineralizante, pH= 7: 1,5 mMol/L Ca, 50 mMol/L KCl, 0,9 mMol/L PO₄ e 20 mMol/L Tampão Tris) foi aplicada com conta-gotas sobre o conjunto teste braquete-fio, antes do início do ensaio, para que houvesse alguma semelhança com a cavidade oral (César, 2006).

Na realização dos ensaios, a placa de acrílico, ainda sem o braquete teste, foi fixada verticalmente na base inferior da Máquina de teste Emic DL2000. A base superior recebeu um adaptador confeccionado para tracionar o braquete em Teste. Para isto, foi confeccionado um fio ortodôntico SS 0,016 x 0,022” dobrado em forma de “U” com a base medindo 0,5 cm para que seja adaptado o braquete e as extremidades medindo 14 cm, que tracionaria o braquete teste durante o ensaio de atrito. Estas extremidades do fio foram presos em um parafuso que se adaptou à célula de carga na base superior da máquina de ensaios. Dessa forma as extremidades do fio SS foram soldadas ao parafuso central da célula de carga da máquina de teste Emic e a base ficou apoiada no braquete teste (figura 9).



Figura 9 - Fio 0,016 x 0,022” soldado ao parafuso central.

Cada braquete teste e fio eram limpos com escova dental e interdental antes de serem simulado os testes.

Os braquetes teste foram tracionados pela máquina de teste Emic, simulando o deslizamento do braquete ao longo do fio teste, durante o movimento de retração de caninos (figura 10). Um computador de mesa acoplado ao equipamento registrou a força necessária para o deslocamento do braquete sobre o fio ortodôntico apresentando os resultados através de gráficos, mostrando a força resultante do atrito para cada ensaio. Os valores obtidos para cada grupo foram então somados e divididos por dez e obtida a média de força de atrito.



Figura 10 - Braquete teste sendo tracionado pela máquina Emic.

4.4 Análise estatística

Após análise exploratória dos dados, foi realizada a análise de variância em

esquema fatorial (“two way”) e, para a determinação de diferenças entre as médias, foi aplicado o teste de Tukey. Foram consideradas diferenças estatisticamente significantes aquelas que apresentaram valores de p (probabilidade do erro tipo I) iguais ou menores do que 5% (0,05), utilizando o programa estatístico SAS¹.

¹ SAS Institute Inc., Cary, NC, USA, Release 8.2, 2001

5 RESULTADOS

Pela ANOVA houve diferença significativa entre os tipos de braquete ($p < 0,0001$) e entre os tipos de fios ($p < 0,0001$) quando considerados como efeitos principais. Foi verificada significância estatística na interação braquete e fio ($p = 0,0084$). Após o desdobramento das interações, obteve-se o resultado apresentados na tabela 1 e ilustrado no gráfico 1.

Tabela 1 – Valores da média e desvio padrão das forças de atrito dos grupos de estudo.

Braquete	Fio de Aço		Fio de β -titânio	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Canaleta aço inoxidável	4,02 Bc	0,45	4,98 Ac	0,45
Canaleta de cerâmica	10,10 Ba	0,52	12,68 Aa	1,92
Canaleta de ouro	3,78 Bc	0,45	4,84 Ac	0,65
Com óxido de silicone	6,17 Bb	0,98	7,09 Ab	0,35

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical) diferem entre si pela análise de variância ($p \leq 0,05$).

Os braquetes cerâmicos com canaleta de cerâmico ($12,68 \pm 1,92$; $10,10 \pm 0,52$, $p \leq 0,05$) apresentaram maior força de atrito comparados aos demais braquetes cerâmicos estudados. O grupo dos braquetes cerâmicos com canaleta de aço inoxidável (grupo A) e o grupo dos braquetes cerâmicos com canaleta de ouro (grupo O) apresentaram menor força de atrito, e não houve diferença estatística significativa entre este dois grupos ($3,78 \pm 0,45$; $4,02 \pm 0,45$ $p \leq 0,05$ respectivamente). Quanto aos fios ortodônticos, o fio SS ($3,78 \pm 0,45$ $p \leq 0,05$) apresentou menor força de atrito em relação ao fio de TMA ($12,68 \pm 1,92$ $p \leq 0,05$).

O grupo C-TMA (braquete cerâmico com canaleta de cerâmica) apresentou maior força de atrito quando comparado com os outros grupos. O braquete cerâmico com canaleta ouro ou com canaleta de aço inoxidável combinado com fio SS (grupo O-SS e grupo A-SS) apresentaram menor força de atrito quando comparados com os outros grupos.

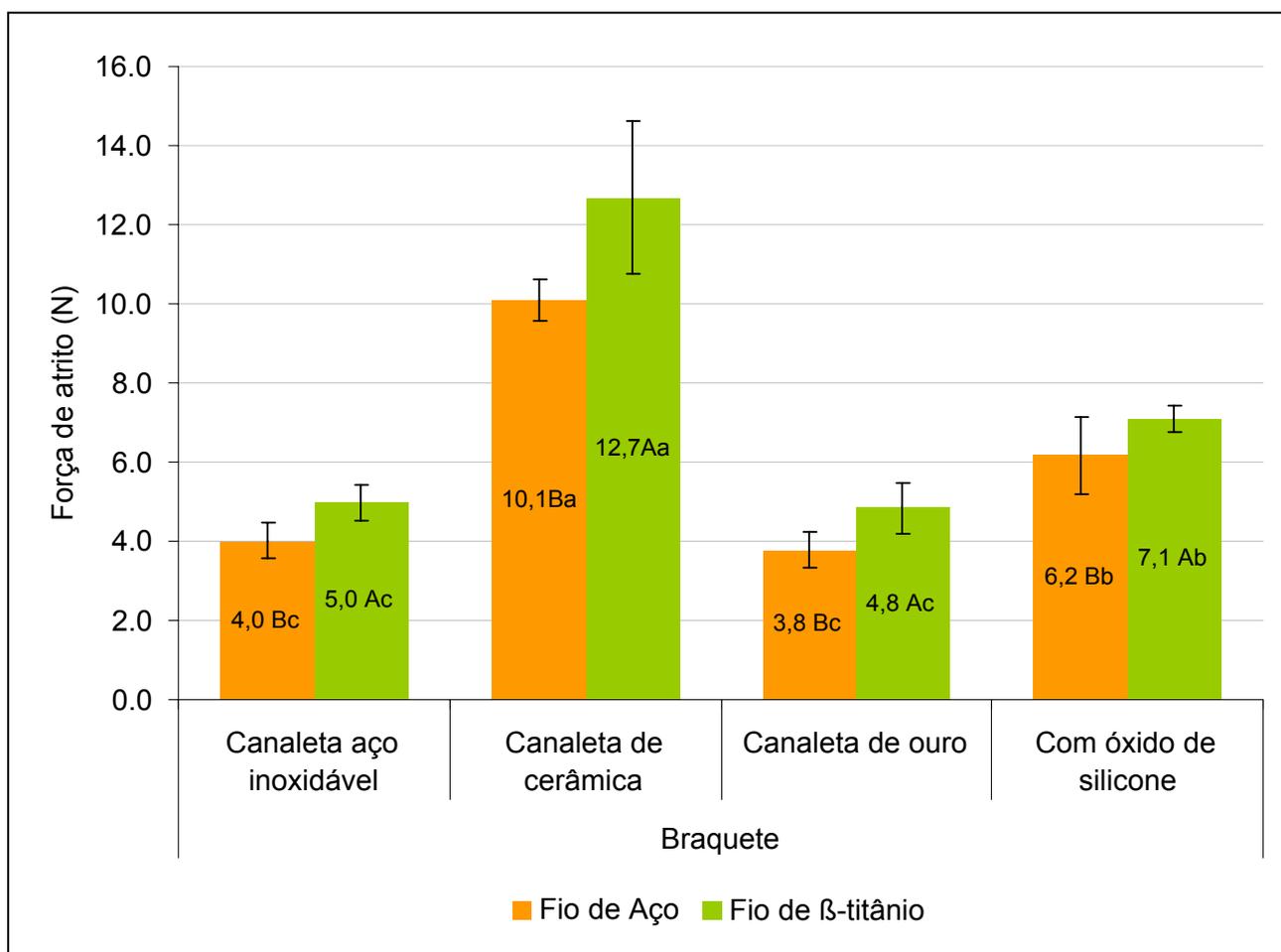


Gráfico 1 - Valores da média e desvio padrão da força de atrito (N) gerada pela combinação, de diferentes braquetes com fio de aço inoxidável ou β -titânio. Médias seguidas de letras diferentes diferem entre si pela Análise de Variância ($p \leq 0,05$).

6 DISCUSSÃO

Existem diversas variáveis que influenciam na força de atrito, que podem ser tanto mecânicas como biológicas. Os fatores biológicos que afetam a força de atrito são: saliva, película adquirida e corrosão. Enquanto o material do braquete, tamanho da canaleta, largura e angulação do braquete, forma do fio, espessura e material do fio, material da ligadura e a força de ligação são fatores mecânicos que influenciam na força de atrito (Kapila et al., 1990). O presente estudo teve como objetivo avaliar a força de atrito gerada entre braquetes cerâmicos policristalinos, com diferentes tipos de canaleta, e fios de aço inoxidável (SS) e β -titânio (TMA), simulando a retração distal dos caninos, através da mecânica de deslize.

A mecânica de deslize é um artifício utilizado para fechamento de espaço, quando o braquete desliza pelo fio, tendo como inconveniente a força de atrito. Sendo assim, alguns fatores devem ser avaliados com critérios, para que não seja necessário o uso de força muito acentuada para vencer a força de atrito, podendo levar a perda de ancoragem posterior, danos ao periodonto e ao dente (Yamaguchi et al., 1996; Southard et al., 2007).

A perda de ancoragem, em muitos casos, é um movimento indesejável dos dentes durante o tratamento ortodôntico, que poderia ser desencadeada pela excessiva resistência gerada na superfície da canaleta do braquete. Dessa forma, as superfícies mais lisas da canaleta dos braquetes cerâmicos geram menores forças de atrito quando combinados com fios ortodônticos podendo evitar a perda de ancoragem (Drescher et al., 1989).

Embora existam os braquetes cerâmicos monocristalinos, de estrutura bastante homogênea, com características como seu uso recente e custo elevado nos levaram a optar pelo estudo de modelo policristalino.

Neste estudo, os braquetes cerâmicos policristalinos com canaleta de cerâmica apresentaram maior força necessária para vencer o atrito quando comparados com braquetes cerâmicos policristalinos com tratamento da canaleta (recoberta com óxido de silicone, de aço inoxidável e de ouro). Estes resultados sugerem que o processo de fabricação dos braquetes cerâmicos policristalinos que são produzidos por meio de moldagem por injeção de micropartículas de alumina e aglutinantes que são aquecidos para se obter a união entre partículas (sinterização) e eliminação do ligante, manufaturaçãõ pode produzir falhas e dificultar a obtenção de uma superfície completamente lisa da canaleta dos braquetes.

Diversos estudos concordam que os braquetes cerâmicos policristalinos com canaleta de cerâmica apresentam o valor numérico aumentado da força de atrito quando comparados com braquetes cerâmicos policristalinos com tratamento da canaleta, e podem ser atribuídas às características superficiais da canaleta do braquete que apresenta excessiva rugosidade. (Dickson, Jones, 1996; Zufall et al., 1998; Articolo, Kusy, 1999; Loftus et al., 1999; Kusy, Whitley, 2001; Cacciafesta et al., 2003; Nishio et al., 2004; Cha et al., 2005; Rajakulendran, Jones, 2006; Baggio et al., 2007; Jones, Amoah, 2007).

Os braquetes cerâmicos policristalinos com canaleta recoberta com óxido de silicone apresentaram menor força de atrito quando comparados aos braquetes cerâmico policristalinos com canaleta de cerâmica, provavelmente, pela superfícies mais lisa dos primeiros. Porém, quando comparados aos braquetes cerâmicos policristalinos com canaleta de aço inoxidável e de ouro, os braquetes cerâmicos

com canaleta recobertas com óxido de silicone apresentaram maior força de atrito. Portanto, pode-se afirmar que a força de atrito depende também das características das duas superfícies que estão em contato (fio- canaleta do braquete). Dessa forma, o aumento da força de atrito pôde ser gerado devido à diferença de superfície entre o material cerâmico (braquete cerâmico) e aço inoxidável (fio), sendo os menores valores relacionados ao atrito atribuídos aos braquetes cerâmicos policristalinos com canaleta metálica (aço inoxidável e ouro) combinados com fio SS. Para os braquetes policristalinos cerâmicos com canaleta de ouro, não houve diferença estatística significativa com relação aos braquetes cerâmicos com canaleta de aço inoxidável, porém numericamente apresentaram menor força de atrito. Isso pode ser devido a sua superfície ser mais lisa do que a do aço inoxidável.

As indústrias estão constantemente em busca de produzir braquetes cerâmicos que atendam as necessidades estéticas do paciente, principalmente adultos, sem prejudicar o tratamento ortodôntico. Por este motivo, o fabricante vem cada vez mais aprimorando os braquetes cerâmico com tratamento da canaleta (recoberto com óxido de silicone, de aço inoxidável, de ouro) para que apresente uma superfície cada vez mais lisa e que gere menor força de atrito.

Rose & Zernik (1996) afirmaram que a força de atrito não depende apenas das características de uma superfície e sim das características de dois contatos de superfície (fio- braquete) e a força perpendicular no contato da área. A maior causa para o aumento do atrito nos braquetes cerâmicos é a diferença entre as superfícies em contatos: fio de aço inoxidável (SS) / canaleta de cerâmica ou fio de β - titânio (TMA) / canaleta de cerâmica. O braquete metálico com superfície da canaleta lisa tem apresentado menor resistência para o deslize do que os braquetes

cerâmicos com canaleta de cerâmica que apresentam superfície irregular e ao deslizar sobre o fio SS, TMA geram maior atrito.

Quando os braquetes cerâmicos policristalinos, independente do tipo de canaleta, foram relacionados ao fio SS, os resultados deste estudo mostraram menor força de atrito do que quando combinados com fios TMA. De acordo com a literatura ortodôntica, torna-se evidente que o fio de SS oferece menor força de atrito do que a liga TMA (Tidy, Orth, 1988; Drescher et al., 1989; Angolkar et al., 1990; Kapila et al., 1990; Kusy, 1991; Tselepis et al., 1994; Vaughan et al., 1995; Garner, Moore, 1996; Bazakidou et al., 1997; Kusy, Whitley, 1997; Zufall et al., 1998; Articulo, Kusy, 1999; Loftus et al., 1999; Khambay et al., 2004; Nishio et al., 2004).

De acordo com Kusy et al. (1988), os fios SS apresentam superfície mais lisa do que a liga TMA e os autores verificaram a necessidade de um estudo prático com a mecânica de deslize, para que pudessem estabelecer relação entre a força de atrito e a rugosidade. No presente estudo, pode se verificar que a força de atrito com o fio SS foi menor do que a força de atrito nos fios TMA. Podendo ser feito a correlação com os resultados deste autor, onde a superfície lisa dos fios SS mostrou a menor força de atrito neste ensaio mecânico.

Revisando a literatura, observou-se que o aumento do calibre do fio, de maneira geral, aumenta a força de atrito no conjunto fio-braquete (Andreasen, Quevedo, 1970; Frank, Nikolau, 1970; Angolkar et al., 1990; Vaughan et al., 1995; Taylor, Ison, 1996; Cacciafesta et al., 2003). No presente estudo, foi utilizado fio retangular 0,021 x 0,025" de SS e de TMA (um fio de calibre maior) para que fosse possível quantificar o máximo de atrito gerado no conjunto fio-braquete cerâmico.

Na realização dos ensaios a ligadura elástica transparente Super Slick® foi utilizada como métodos de ligação; uma ligadura que apresenta em sua superfície

uma camada de lubrificação que, quando em presença da saliva, diminui a resistência ao deslize. Optou-se por ligadura elástica (como forma de padronização do operador), pois, quando se utiliza ligadura metálica, a pressão exercida sobre o conjunto braquete-fio, depende da força aplicada pelo ortodontista, e isto poderia interferir na força de atrito. Além disso, optou-se por este tipo de ligadura com o propósito de avaliar a força de atrito produzida em braquetes cerâmicos, no qual o paciente busca um “sorriso não metálico”.

O uso das novas ligaduras elásticas Super Slick[®], comparados com todos os tipos de braquete apresentou significativa redução de atrito em relação ao grupo de braquete metálico. Reduziu-se o atrito estático na interface ligadura/fio em até 60 %, independentemente do sistema de braquete. Ficou concluído que as ligaduras Super Slick[®] demonstraram baixa força de atrito quando comparadas com as ligaduras elásticas convencionais (Hain et al., 2003; Griffith et al., 2005).

Outro fator que interfere no atrito é a lubrificação existente entre as superfícies que estão em contato. Neste estudo, no conjunto braquete – fio – ligadura elástica foi aplicada uma gota de saliva artificial, para que pudesse simular com maior proximidade a cavidade oral. Hain et al. (2003) concluíram que a imersão em saliva artificial levou a redução no atrito em ligadura elástica convencional e na Super Slick[®]. Foi criado também, um centro de resistência na busca de maior proximidade com a cavidade oral onde uma força de 100 g aplicada foi a 10 mm da canaleta do braquete, caracterizando a resistência biológica do canino ao movimento. Como os dentes estão inseridos na sua porção radicular pelo tecido de sustentação e não se encontram como corpos livres, sendo assim o centro de resistência é um termo utilizado em biomecânica para representar esta situação.

Desta forma, as escolhas do braquete e do fio são importantes no desempenho do tratamento ortodôntico, e, devem ser escolhidos com critérios, pois caso contrário pode prejudicar a ancoragem.

Embora neste estudo tenhamos buscado a reprodução do tratamento ortodôntico na cavidade oral, a avaliação da influência do conjunto braquete-fio, apenas um dos fatores entre tantos que podem interferir na força de atrito, limita a simulação da situação desejada. Esta limitação pode ser validada levando-se em consideração a variação de resultados nos diversos estudos e a inexistência de um método padronizado para determinação da força de atrito entre fios e braquetes ortodônticos. Tem sido sugerido a realização de novos estudos para a avaliação da influência de outros fatores na força de atrito em braquetes cerâmicos.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia adotada, com base na análise e discussão dos resultados, pode-se concluir que:

- a) braquetes cerâmicos com canaleta aço inoxidável ou de ouro apresentaram menor força de atrito quando comparados aos braquetes cerâmicos com canaleta de cerâmica e com canaleta recoberta com óxido de silicone;
- b) fios ortodônticos de aço inoxidável apresentaram menor força de atrito do que os fios de β - titânio;

Portanto, a combinação de braquetes cerâmicos com canaleta de ouro ou canaleta de aço inoxidável aos fios ortodônticos de aço inoxidável, proporcionou a menor força de atrito.

REFERÊNCIAS²

- Andreasen GF, Quevendo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022X 0.028 edgewise bracket in vitro. *J Biomechanics*. 1970;3:151-60.
- Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1990;98:499-506.
- Articolo LC, Kusy K. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliance. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1999;115(1):39-51.
- Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in the treatment mechanics with the preadjusted appliance. *Angle Orthod*. 2005;76(2):211-16.
- Bággio PE, Telles CS, Domiciano JB. Avaliação do atrito produzido por braquetes cerâmicos e de aço inoxidável, quando combinados com fios de aço inoxidável. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2007;12(1):67-77.
- Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1997;112:138-44.
- Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1991;100:513-22.
- Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal- insert ceramic brackets in various bracket- archwire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;124:403-9.
- Camporesi M, Baccetti T, Franchi L. Forces released by the esthetic preadjusted appliances with low- friction and conventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;131:772-5.
- César JS. Avaliação da força de atrito entre braquete e fios ortodônticos estéticos: in vitro [dissertação]. Rio de Janeiro: Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2006.
- Cha JY, Kim KS, Hwang CJ. Friction of conventional and silica- insert ceramic brackets in various brackets- wire. *Angle Orthod*. 2005;77(2):100-7.
- Dickson J, Jones S. Frictional characteristics of a modified ceramic brackets. *J Clin Orthodont*. 1996;9:516-518.
- Downing A, McCabe J, Gordon P. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod*. 1995;22(1):41-6

² De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos conforme o Index Medicus.

Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;96:397-440.

Fernandes DJ, Almeida RCC, Quintão CCA, Elias CN, Miguel JAM. A estética no sistema de braquetes autoligáveis. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2008;13(3):97-103.

Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod.* 1980;78(6):593-609.

Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986;90:199-203.

Griffiths SH, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;127:670-5.

Hain M, Dhopatkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;130:666-70.

Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of brackets and wire composition on frictional. *European J Orthod.* 1991;13:322-8.

Jones SP, Amoah KG. Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with conventional slots, glazed slots and metal slot inserts. *Aust Orthod Journal.* 2007;23(1):36-40.

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 Dentofac Orthop.* 1990;98:117-26.

Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112:34-40.

Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Eur J of Orthod.* 2004;26:327-32.

Khan RS, Horrocks EM. A study of adult orthodontic patients and their treatment. *Br J Orthod.* 1991;18(3):183-94.

Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod.* 1988;58(1):33-45.

Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991;61(4):293-302.

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

Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *Angle Orthod.* 2001;71(5):364-74.

Loftus BP, Artun J, Nicholls JL, Alonzo TA. Evaluation of during sliding tooth movement in various brackets- arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999;116:336-45.

Nishio C, Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;125:56-64.

Oliveira EJ. *Biomêcanica básica para ortodontistas.* Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da UFMG; 2000.

Omana H, Moore R, Bagby M. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1992;26(7):425-32.

Picchioni MS. *Análise comparativa dos níveis de atrito em braquetes convencionais e autoligáveis [dissertação].* São Bernardo do Campo: Faculdade de Odontologia da Metodista, Universidade Metodista de São Paulo; 2007.

Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistances of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:398-403.

Rajakulendran J, Jones S. Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with metal slot inserts. *Aust Orthod Journal.* 2006;22(2):147-52.

Rose CM, Zernik JH. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1996;30(2):78-84.

Secco AS. *Determinação da rugosidade, força de deslize, coeficiente e resistência de atrito entre braquetes e fios ortodônticos [tese].* Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 1999.

Silva OH. *Avaliação in vitro da força de atrito entre o braquete Barbosa versátil e o fio ortodôntico durante a retração dos caninos [dissertação].* Campinas: Faculdade São Leopoldo Mandic; 2008

Southard TE, Marshall SD, Grosland NM. Friction does not increase anchorage loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;131:412-4.

Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1988;22(20):82-8.

Tanne K, Matsubara S, Schibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod.* 1991;61(4):285-92.

Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod.* 1996;66(3):215-22.

Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002 May;122(3):295-305.

Thorstenson GA, Kusy RP. Influence of stainless steel insert on the resistance of a esthetic brackets with second-order angulation in the dry and wet. *Angle Orthod.* 2003;72(2):167-75.

Tidy DC, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;96:249-54.

Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994;107:20-7.

Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995 Jan;107(1):20-7.

Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996 Jan;109(1):50-6.

Zufall SW, Kennedy KC, Kusy RP. Frictional characteristics of composite orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations. *J Mater Sci Mater Med.* 1998 Nov;9(11):611-20.

ANEXO A – DADOS INDIVIDUAIS

Grupo A-SS- Braquete cerâmico com canaleta aço inoxidável/ fio de aço inoxidável

Corpo de prova (CP)	Força Máx (N)	Força Máx (Kgf)	Força Máx (gf)
CP 1	4,4	0,45	448,46
CP 2	3,96	0,4	403,4
CP 3	4,4	0,45	448,46
CP 4	4,6	0,47	468,88
CP 5	4,07	0,42	415,37
CP 6	3,2	0,33	326,66
CP 7	3,53	0,36	359,75
CP 8	4,02	0,41	409,74
CP 9	4,35	0,44	443,53
CP 10	3,65	0,37	371,72
Média	4,017	0,4096	409,6
Mediana	4,046	0,4126	412,6
Desv Padrão	0,4453	0,04541	45,41
Coef Var. (%)	11,09	11,09	11,09

Grupo C-SS- Braquete cerâmico/ fio de aço inoxidável

Corpo de prova (CP)	Força Máx (N)	Força Máx (Kgf)	Força Máx (gf)
CP 1	9,58	0,98	977,18
CP 2	9,33	0,95	951,83
CP 3	10,18	1,04	1038,43
CP 4	10,45	1,07	1065,18
CP 5	10,74	1,1	1095,45
CP 6	10,43	1,06	1063,77
CP 7	9,91	1,01	1010,97
CP 8	9,86	1,01	1005,34
CP 9	10,89	1,11	1110,24
CP 10	9,64	0,98	982,81
Média	10,1	1,03	1030
Mediana	10,05	1,025	1025
Desv Padrão	0,5196	0,05299	52,99
Coef Var. (%)	5,144	5,144	5,144

Grupo O-SS - Braquete cerâmico com canaleta de ouro/ fio de aço inoxidável

Corpo de prova (CP)	Força Máx (N)	Força Máx (Kgf)	Força Máx (gf)
CP 1	4,24	0,43	432,27
CP 2	4,1	0,42	418,19
CP 3	2,91	0,3	296,39
CP 4	4	0,41	407,63
CP 5	3,64	0,37	371,02
CP 6	4,04	0,41	411,85
CP 7	3,91	0,4	399,18
CP 8	3,78	0,39	385,8
CP 9	4,1	0,42	418,19
CP 10	3,08	0,31	313,99
Média	3,78	0,3855	385,5
Mediana	3,956	0,4034	403,4
Desv Padrão	0,4501	0,0459	45,9
Coef Var. (%)	11,91	11,91	11,91

Grupo OS-SS- Braquete cerâmico com óxido de silicone/ fio de aço inoxidável

Corpo de prova (CP)	Força Máx (N)	Força Máx (Kgf)	Força Máx (gf)
CP 1	5,79	0,59	589,97
CP 2	5,94	0,61	605,46
CP 3	6,41	0,65	653,33
CP 4	6,6	0,67	673,04
CP 5	6,72	0,69	685,71
CP 6	4,92	0,5	501,26
CP 7	4,81	0,49	490,7
CP 8	5,37	0,55	547,73
CP 9	7,42	0,76	756,82
CP 10	7,7	0,79	785,69
Média	6,168	0,629	629
Mediana	6,172	0,6294	629,4
Desv Padrão	0,9848	0,1004	100,4
Coef Var. (%)	15,97	15,97	15,97

Grupo A-TMA- Braquete cerâmico com canaleta aço inoxidável/ fio de β -titânio

Corpo de prova (CP)	Força Máx (N)	Força Máx (Kgf)	Força Máx (gf)
CP 1	4,93	0,5	502,67
CP 2	4,52	0,46	461,13
CP 3	5,89	0,6	600,53
CP 4	4,8	0,49	489,52
CP 5	4,84	0,49	540,69
CP 6	5,51	0,56	561,81
CP 7	5,3	0,54	540,69
CP 8	4,83	0,49	492,11
CP 9	4,74	0,48	483,66
CP 10	4,45	0,45	454,09
Média	4,981	0,5079	507,9
Mediana	4,833	0,4928	492,8
Desv Padrão	0,4513	0,04602	46,02
Coef Var. (%)	9,06	9,06	9,06

Grupo C-TMA- Braquete cerâmico/ fio de β -titânio

Corpo de prova (CP)	Força Máx (N)	Força Máx (Kgf)	Força Máx (gf)
CP 1	11,41	1,16	1163,74
CP 2	10,73	1,09	1094,05
CP 3	10,11	1,03	1031,39
CP 4	14,03	1,43	1430,57
CP 5	11,37	1,16	1159,52
CP 6	12,4	1,26	1264,42
CP 7	15,04	1,53	1534,06
CP 8	15,35	1,57	1565,03
CP 9	14,67	1,5	1496,04
CP 10	11,7	1,9	1192,61
Média	12,68	1,293	1293
Mediana	12,05	1,229	1229
Desv Padrão	1,922	0,196	196
Coef Var. (%)	15,16	15,16	15,16

Grupo OTMA- Braquete cerâmico com canaleta de ouro/ fio de β -titânio

Corpo de prova (CP)	Força Máx (N)	Força Máx (Kgf)	Força Máx (gf)
CP 1	3,76	0,38	382,99
CP 2	4,23	0,43	430,86
CP 3	4,75	0,48	484,37
CP 4	5,07	0,52	516,75
CP 5	5,82	0,59	593,49
CP 6	4,89	0,5	498,45
CP 7	5,06	0,52	516,05
CP 8	5,25	0,54	535,05
CP 9	5,52	0,56	562,51
CP 10	4,09	0,42	416,78
Média	4,842	0,3855	493,7
Mediana	4,974	0,4034	507,2
Desv Padrão	0,651	0,0459	66,39
Coef Var. (%)	13,45	11,91	13,45

Grupo OS-TMA- Braquete cerâmico com canaleta com óxido de silicone/ Fio de β -titânio

Corpo de prova (CP)	Força Máx (N)	Força Máx (Kgf)	Força Máx (gf)
CP 1	7,41	0,76	755,41
CP 2	6,83	0,7	696,28
CP 3	6,84	0,7	697,68
CP 4	7,12	0,73	725,84
CP 5	6,59	0,67	671,63
CP 6	7,89	0,8	804,69
CP 7	7,1	0,72	724,44
CP 8	7,05	0,72	718,8
CP 9	7,03	0,72	716,69
CP 10	7,07	0,72	720,92
Média	7,093	0,7232	723,2
Mediana	7,059	0,7199	719,9
Desv Padrão	0,3549	0,03619	36,19
Coef Var. (%)	5,004	5,004	5,004

ANEXO B – ANÁLISE ESTATÍSTICA

The SAS System
The GLM Procedure
Class Level Information

Class	Levels	Values
BRAQUETE	4	1 2 3 4
FIO	2	1 2

Number of observations 80

The SAS System
The GLM Procedure

Dependent Variable: TRACAO

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	7	698.9531150	99.8504450	131.26	<.0001
Error	72	54.7706400	0.7607033		
Corrected Total	79	753.7237550			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	TRACAO Mean
0.927333	13.00165	0.872183	6.708250

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
BRAQUETE	3	651.0956650	217.0318883	285.30	<.0001
FIO	1	38.2537800	38.2537800	50.29	<.0001
BRAQUETE*FIO	3	9.6036700	3.2012233	4.21	0.0084

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
BRAQUETE	3	651.0956650	217.0318883	285.30	<.0001
FIO	1	38.2537800	38.2537800	50.29	<.0001
BRAQUETE*FIO	3	9.6036700	3.2012233	4.21	0.0084

The SAS System
The GLM Procedure

Level of BRAQUETE	Level of FIO	N	-----TRACAO----- Mean	Std Dev
1	1	10	4.0180000	0.44591479
1	2	10	4.9810000	0.45196976
2	1	10	10.1010000	0.52069291
2	2	10	12.6810000	1.92227556
3	1	10	3.7800000	0.44917208
3	2	10	4.8440000	0.65009743
4	1	10	6.1680000	0.98306550
4	2	10	7.0930000	0.35418294

The SAS System
The GLM Procedure
Least Squares Means
Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey

BRAQUETE	FIO	TRACAO LSMEAN	LSMEAN Number
1	1	4.0180000	1
1	2	4.9810000	2
2	1	10.1010000	3
2	2	12.6810000	4
3	1	3.7800000	5
3	2	4.8440000	6

4	1	6.1680000	7
4	2	7.0930000	8

Least Squares Means for effect BRAQUETE*FIO*
Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: TRACAO

i/j	1	2	3	4	5	6	7	8
1		0.2256	<.0001	<.0001	0.9986	0.4138	<.0001	<.0001
2	0.2256		<.0001	<.0001	0.0559	1.0000	0.0613	<.0001
3	<.0001	<.0001		<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
4	<.0001	<.0001	<.0001		<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
5	0.9986	0.0559	<.0001	<.0001		0.1310	<.0001	<.0001
6	0.4138	1.0000	<.0001	<.0001	0.1310		0.0236	<.0001
7	<.0001	0.0613	<.0001	<.0001	<.0001	0.0236		0.2711
8	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	0.2711	

The SAS System

The GLM Procedure
Least Squares Means

BRAQUETE*FIO Effect Sliced by BRAQUETE for TRACAO

BRAQUETE	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
1	1	4.636845	4.636845	6.10	0.0159
2	1	33.282000	33.282000	43.75	<.0001
3	1	5.660480	5.660480	7.44	0.0080
4	1	4.278125	4.278125	5.62	0.0204

The SAS System

The GLM Procedure
Least Squares Means

BRAQUETE*FIO Effect Sliced by FIO for TRACAO

FIO	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
1	3	257.020268	85.673423	112.62	<.0001
2	3	403.679067	134.559689	176.89	<.0001

ANEXO C – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



SÃO LEOPOLDO MANDIC
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Dispensa de Submissão

Campinas, 03 de dezembro de 2007.

A

C. D. Cristiane Sant'Ana Zucoloto

Curso: **Mestrado em Ortodontia**

Prezado (a) Aluno (a):

O projeto de sua autoria "**AVALIAÇÃO DO COEFICIENTE DE ATRITO PRODUZIDO POR BRAQUETES CERÂMICOS QUANDO COMBINADOS COM FIO DE AÇO INOXIDÁVEL E TMA**".

Orientado (a) pelo (a) Professor (a) Dr.(a) **Adriana Silva de Carvalho**.

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do C.P.O. São Leopoldo Mandic, no dia 03/12/2007 com número de protocolo nº **07/297 NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ**, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou animais.

Cordialmente

Prof. Dr. Thomaz Wassall
Coordenador de Pós-Graduação