

Centro Universitário Hermínio Ometto (UNIOEM)
UNIARARAS

ANDRÉ HENRIQUE MAZZETTO



**RESISTÊNCIA AO DESLIZAMENTO EM FIO
DE AÇO INOXIDÁVEL DE BRAQUETES
ESTÉTICOS NACIONAIS.**

ARARAS/SP

2006

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Centro Universitário Hermínio Ometto
UNIARARAS

ANDRÉ HENRIQUE MAZZETTO

**RESISTÊNCIA AO DESLIZAMENTO EM FIO
DE AÇO INOXIDÁVEL DE BRAQUETES
ESTÉTICOS NACIONAIS.**

Dissertação apresentada ao Centro
Universitário Hermínio Ometto –
UNIARARAS, para obtenção do Título
de Mestre em Ortodontia.

**ORIENTADORA: Prof^a. Dr^a. Gisela André
Paganini**

**CO-ORIENTADORA: Prof^a. Dr^a. Sílvia Amélia
Scudelerer Vedovello**

ARARAS/SP

2006

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca “DUSE RÜEGGER OMETTO”

- UNIARARAS -

Mazzetto, André Henrique

**M477r Resistência ao deslizamento em fio de aço
inoxidável de braquetes estéticos nacionais. /
André Henrique Mazzetto. -- Araras, SP : [s.n.],
2006.
96f. : il. ; 30cm.**

**Orientadora: Profa. Dra. Gisela André Paganini.
Dissertação (Mestrado) – Centro Universitário
Hermínio Ometto, Curso de Odontologia.**

**1. Ortodontia. 2. Fios ortodônticos. 3. Braquetes
ortodônticos. 4. Aço inoxidável. I. Paganini,
Gisela André. II. Centro Universitário Hermínio
Ometto, Curso de Odontologia. III. Título.**

DEDICATÓRIA

À minha esposa **Márcia**, pelo amor, confiança, apoio e compreensão durante as etapas árduas e fáceis desde caminho.

Aos meus filhos **Henrique e Ana Lúcia**, fonte de luz e alegria, motivação contínua na busca por meus ideais. Amo vocês para sempre.

AGRADECIMENTOS

A **DEUS**, pela saúde e oportunidade de tentar crescer sempre.

Ao **Centro Universitário Hermínio Ometto** nas figuras da magnífica Reitora **Prof. Dra. Miriam de Magalhães Oliveira Levada** e do Pró-Reitor de Pós-graduação e Pesquisa **Prof. Dr. Marcelo Augusto Maretto Esquisatto** pelo suporte dedicado à realização deste curso.

Ao Coordenador do Curso de Mestrado em Ortodontia **Prof. Dr. Mário Vedovello Filho**, pela oportunidade da realização deste sonho e orientação firme e segura nesta caminhada.

Ao Coordenador do Curso de Odontologia da Uniararas, **Prof. Dr. Ricardo de Oliveira Bozzo** pela presteza e amizade comigo e com os colegas de turma durante o decorrer deste curso.

Aos meus **colegas de turma**, o meu agradecimento com muito carinho, pela compreensão e apoio nesta jornada.

À **Prof. Dra. Roberta Tarkany Basting Höfling** e a auxiliar **Tatiane Ricci** pela ajuda e orientação na obtenção dos dados nos testes de ensaio no Centro de Pós-graduação São Leopoldo Mandic – Campinas SP.

Ao **Centro de Pós-graduação São Leopoldo Mandic – Campinas SP**; pela oportunidade e apoio na realização dos ensaios laboratoriais e suporte científico.

A toda **equipe de professores** de ortodontia da Pós-Graduação Uniararas, pela dedicação e paciência em transmitir seus conhecimentos.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus pais **Liberal e Ana Maria** ; palavras sempre serão pouco para descrever a gratidão pela oportunidade, educação e carinho que dedicaram a mim e agora à minha família. Amo vocês para sempre.

Aos meus irmãos **Leandro e Liana**, pelo apoio e ajuda nos trabalhos desenvolvidos e pela criatividade e noção crítica na finalização do mesmo.

Aos meus colegas e sempre amigos **Maurício Proni, Márcio Paschoalinotto, Luizgustavo Queiroz , Maurício Weit, Fabiano Rebello e Flávio Venícus** por estarem sempre ao meu lado durante o decorrer do curso.

Às **Profs. Dra. Heloísa Cristina Valdrighi e Sílvia A. S. Vedovello**, pelo conhecimento passado e a amizade que surgiram durante estes anos.

À **Prof. Dra. Gisela André Paganini** pela orientação e cuidados dispostos na elaboração deste trabalho.

Aos colegas , amigos e irmãos **Prof. Luiz Carlos Campos Braga e Prof. Marcelo Grigoletto** que com sua confiança , amizade e apoio permitiram essa minha realização, e através de suas famílias sempre acolheram a minha família de forma carinhosa e amiga.

RESUMO

O objetivo deste experimento, por meio de pesquisa laboratorial em máquina de ensaio universal com corpos de prova, foi testar a resistência ao deslizamento de braquetes estéticos nacionais sobre fio ortodôntico de aço inoxidável nacional. Foram utilizados seis diferentes tipos de braquetes (Grupo 1 - Compósito Cristal Tecnident, Grupo 2 Compósito com Canaleta de Metal Tecnident, Grupo 3 - Cerâmico Abzil, Grupo 4 - Cerâmico Tecnident, Grupo 5 - Compósito Morelli, Grupo 6 - Metálico Morelli utilizado como controle) e dois tipos de fios de aço inoxidável fio 1(0,018") e fio 2 (0,016X0,022"). Com os conjuntos montados na máquina de testes universais EmicDL2000®, cada conjunto braquete / fio foi testado três vezes, deslizando a velocidade de 5 mm/min, por uma distância de 8 mm. A força necessária para a condução do braquete através do fio (pico máximo) foi registrada sob a forma de gráfico - força x tempo, para cada tração dos 18 espécimes testados nas duas espessuras de fio separadamente. Verificou-se que o Grupo 1 (média 76,53gf) e do Grupo 5 (média 72,13gf) assemelham-se tendo as forças de deslizamento menores e pouca variabilidade. Já para os Grupos 3 (média 186,57gf) e 4 (média 194,72gf) os comportamentos são similares, porém produzem os maiores valores de forças de deslizamento e maior variabilidade. Os Grupos 2 (média 76,58gf) e 6 controle (média 121,85) apresentaram valores intermediários aos demais, sendo que o Grupo 2 obteve média inferior ao Grupo 6 controle, mas com maior variabilidade. O fio 2 (0,016 x 0,022") produz maiores valores de força de resistência ao deslizamento. Logo, o fio 1 (0,018") é mais favorável ao deslocamento do braquete sobre o fio.

Palavras chave: braquete; cerâmica ; atrito; aço inoxidável

ABSTRACT

The aim of this study was evaluate the resistance to sliding of national esthetic brackets with stainless steel orthodontic wires, on a “ in vitro” experiment with a universal testing machine. Six different kind of brackets were separate in six groups (G 1 - Composite Cristal Tecnident, G 2 - Composite with metal slot insert Tecnident, G 3 - Ceramic Abzil, G 4 - Ceramic Tecnident, G 5 - Composite Morelli, Grupo 6 – Conventional Stainless Steel Morelli as a control group) and two kind of orthodontic stainless steel archwires A 1 (0,018”) and A 2 (0,016X0,022”). On the universal testing machine (EmicDL2000), every couple of bracket and archwire were tested three times, on a speed of 5mm/minute, forward a distance of 8 mm. The strength needed on the traction of each one of the 18 specimens was recorded in a graphic – strength X time , for the two dimensions of archwires individually. The results showed that G1 and G5 had the lower values of resistance to sliding and little variability. The group G3 and G4 showed the highest scores of resistance to sliding. Group 2 showed low score but with great variability, and G6 control group had scores lower than the G3 and G4 groups but was higher than G1 , G2 and G5. On the archwires comparison the A1 showed lower values than the A2 archwire .

Keywords: bracket ; ceramic ; friction ; stainless steel

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURA 1 – braquetes para canino cerâmico Roth - TECNIDENT ® -página 49
- FIGURA 2 – braquetes para canino compósito Roth TECNIDENT®-página 49
- FIGURA 3 – braquetes para canino compósito com canaleta de metal Roth TECNIDENT®-página 49
- FIGURA 4 – braquetes para canino compósito Roth MORELLI ®-página 49
- FIGURA 5 – braquetes para canino metálico Roth MORELLI®-página 49
- FIGURA 6 – braquetes para Canino Roth Cerâmico Abzil®-página 49
- FIGURA 7 – braquetes para incisivo superiore Edgewise – Standard MORELLI ®-página 49
- FIGURA 8 e 9– Máquina de Ensaio Universal Emic –DL2000®-página 50
- FIGURA 10 e 11 – Célula de carga usada: 20kgf-página 51
- FIGURA 12 – ranhura que representa o centro de resistência da raiz. -página 53
- FIGURA 13 – placa em acrílico , com dimensões de 4,0cm de largura x 14,0 cm de comprimento x 0,5 cm de espessura. -página 52
- FIGURA 14 – o fio que passava pela canaleta dos braquetes fica alinhado com o centro da célula de carga-página 51
- FIGURA 15 – placa de acrílico posicionada perpendicularmente ao solo e presa a máquina de ensaio EmicDL2000®.-página 52
- GRÁFICO 1 – Histograma da variável resposta grama força -página 58
- GRÁFICO 2 – Boxplot da variável resposta considerando os grupos -página 59
- GRÁFICO 3 – Boxplot da variável resposta considerando os fios-página 60
- GRÁFICO 4 – Perfis médios observados para a variável resposta (gf) considerando o comportamento dos grupos relativamente aos fios-página 61
- GRÁFICO 5 – Diagnóstico do ajuste do modelo final (m3) -página 88

LISTA DE TABELAS

TABELA 1- Resumo descritivo da variável resposta (gf) considerando os grupos e os fios – página 60

TABELA 2 – Perfis médios para a variável resposta (gf) considerando os grupos e os fios – página 61

TABELA 3 – Estimativa dos parâmetros dos modelos ajustados considerando a distribuição gama para variável resposta - página 87

TABELA 4 – Diferença de deviance - página 90

TABELA 5 – Análise de deviance – página 90

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	11
OBJETIVO	13
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	14
MATERIAL E MÉTODO	48
1. MATERIAL	48
• BRAQUETE TESTE	54
• APARATO ORTODÔNTICO	54
2. MÉTODO	56
3. METODOLOGIA ESTATÍSTICA	57
RESULTADOS	59
• ESTATÍSTICA DESCRITIVA	59
DISCUSSÃO	63
CONCLUSÃO	78
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
ANEXOS	87

INTRODUÇÃO

A ortodontia moderna preocupa-se não somente com a correção de displasias dento-esquelética , mas também com a estética e harmonia facial dos pacientes. (FERREIRA ,1999).

A medida que o número de adultos solicitando tratamento ortodôntico tem aumentado, os ortodontistas sentem necessidade de proporcionar aos seus pacientes tratamentos com aparelhos mais estéticos. Isto tem motivado os fabricantes a planejar vários tipos de braquetes que satisfaçam essa exigência .

O tratamento corretivo realizado com aparelhos fixos promove o movimento dos dentes pela ação de fios ortodônticos que deslizam em braquetes colados, na face vestibular dos dentes, gerando certo atrito nesta interface. A evolução dos acessórios ortodônticos, visando a uma melhor estética dos aparelhos levou, à fabricação de braquetes plásticos e cerâmicos para substituir os metálicos até então utilizados.

A introdução do primeiro braquete cerâmico comercialmente disponível em 1987 foi recebida com entusiasmo pelos pacientes, pela mídia e pelos ortodontistas devido ao seu potencial de melhorar a aparência dos aparelhos ortodônticos fixos(GIBBS ,1992). Logo após, estudos *in vitro* começaram a realçar as dificuldades que podem ser encontradas durante a utilização desse braquete.

Na Ortodontia necessita-se entender o impacto do atrito entre braquetes e fios para aplicar a força apropriada e, assim, obter resposta tecidual biológica ótima e adequado movimento dentário durante a mecânica de deslizamento.

A maioria das técnicas de aparelhos fixos envolve algum grau de deslizamento entre o fio e o braquete e, quando isto ocorre, a força de atrito é encontrada. Durante a mecânica de deslizamento, a resposta biológica do tecido e os movimentos dentários ocorrem apenas quando as forças aplicadas superam o atrito na interface fio/braquete. Desta forma, altos níveis de atrito podem minimizar ou até mesmo impedir o movimento dentário.

O movimento dentário ocorre com uma série de pequenos passos, ao invés de um movimento suave e contínuo. A força de atrito estática entre o arco e o braquete deve ser superada para iniciar o movimento do dente. Quando o dente é movimentado, a coroa do dente inclina-se na direção da força aplicada. Gradualmente, por causa desta inclinação, pontos de contato duplos surgem entre o fio e o braquete. Posteriormente ocorre a remodelação periodontal ao longo da raiz e estes contatos direcionam forças verticalizando a raiz e o ciclo continua (OMANA *et al.* 1992; SECCO ,1999).

Pelo demonstrado interesse no assunto pela comunidade pesquisadora internacional, pela crescente motivação ao uso e pela falta de informes por parte de pesquisas e de fabricantes nacionais, achamos oportuno à investigação da força de resistência ao deslize de braquetes estéticos nacionais sobre fios ortodônticos nacionais de aço inoxidável.

OBJETIVO

O objetivo deste estudo com a utilização de braquetes estéticos (cerâmicos e de policarbonato) e metálico como controle nacionais e fios ortodônticos de aço inoxidável nacional foi avaliar:

- a magnitude da força de resistência ao deslize de braquetes estéticos e metálico nacionais, sobre fios de aço inoxidável nacional de espessuras de 0.018" e 0,016" X 0,022", submetidos a uma carga de resistência de 50g .

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

NICOLLS (1968) em um dos primeiros estudos sobre atrito (utilizando braquetes e fios de aço inoxidável), afirmou que forças de atrito indesejadas podem ocorrer entre os componentes dos aparelhos ortodônticos fixos e, se houver atrito excessivo entre os tubos, braquetes ou arcos, o movimento dentário pode ser mais lento, interrompido ou, em alguns casos, movimentos indesejados podem acontecer. Assim, essas forças devem ser medidas sob várias condições e suas implicações no tratamento devem ser consideradas, e salientou que seria razoável supor que há alguma redução do atrito sob as condições da boca, por causa do efeito de lubrificação da saliva.

ANDREASEN;QUEVEDO (1970) avaliaram por meio de tração e deslize a força do atrito e o coeficiente de atrito de combinações de braquetes metálicos e de fios aço inoxidável .014 “, .016”, .018 “, .020”, .018 “x .025” e .021 “x .025”. Constataram que maiores seções transversais de fios aumentam a força necessária para superar o atrito que ocorre na mecânica de deslizamento, ocorrendo em função de que fios com menor calibre permitem mais liberdade de movimento no slot do braquete.

RILEY;GARRET;MOON (1979) afirmaram que o atrito pode diminuir a força disponível para o movimento dentário e, avaliaram o efeito do tipo de amarrilho sobre a magnitude da força de atrito e o efeito da forma da seção transversal do fio sobre a magnitude da força de atrito utilizando fios de aço inoxidável (.016 “, .020”, .019 “x .025” e .021 “x .025”) . Amarrilhos elásticos e de aço inoxidável foram testados com os fios de aço inoxidável em conjunto com braquetes plásticos e de aço inoxidável. Constataram que os amarrilhos de aço geraram altas forças de atrito comparados com os elásticos, especialmente nos casos em que braquetes plásticos foram utilizados. Concluíram que a substituição de um fio de seção redonda por um retangular promove um aumento da força de atrito na interface fio / braquete.

FRANK;NIKOLAI (1980) compararam a força de atrito gerada na simulação da retração de um canino, produzida em um arco contínuo com algumas variáveis como: espessura, forma e material do arco, largura e angulação do braquete, distância inter-braquetes e a força de ligadura. Utilizaram braquetes de aço inoxidável contra fios de aço inoxidável e níquel-titânio de diferentes calibres (.016", .018", .020", .017" x .025" e .019" x .025"). Verificaram que o aumento da seção transversal do fio gera maiores forças de atrito. Quando avaliados sob diferentes angulações (0°, 3°, 6° e 10°) constataram que a força de atrito aumentou de maneira direta e não linear à medida que aumentou a angulação fio / braquete. A variação da distância inter-braquetes não influenciou na força de atrito.

QUINN;YOSHIKAWA (1985) revisaram dados básicos experimentais que criaram a controvérsia sobre a taxa de força e movimento dos dentes, apresentaram um gráfico com quatro hipóteses propostas que representam a relação entre magnitude da força e taxa de movimento dentário. Verificaram que, muitas vezes, estratégias de mecânicas em ortodontia são traçadas empiricamente. Muitas estratégias clínicas para mover os dentes são baseadas na hipótese de que a taxa de movimento seria sensível à mudança na magnitude de força e, para um dado dente, há uma força que o moverá a uma velocidade máxima. A hipótese mais aceita é a de que, aumentando a força aplicada, produz-se uma taxa de movimento mais alta até certo ponto, após este a velocidade é constante. Estimaram que uma força eficiente de retração de canino superior, segundo dados clínicos, está entre 100 e 200g.

STANNARD;GAU;HANNA (1986) avaliaram o coeficiente de atrito cinético de fios de aço inoxidável, beta-titânio, níquel titânio e cromo cobalto, sobre uma superfície lisa de aço ou teflon. Uma máquina de teste universal foi usada para puxar os arcos de 0,017 x 0,025 " através de uma superfície de contato. Os coeficientes de atrito foram determinados em condições seca e úmida com saliva artificial. Os valores de força de atrito e o coeficiente de atrito aumentaram com o aumento da força normal para todos os materiais. Os arcos de beta-titânio e de aço deslizando contra aço, e os arcos de aço sobre o teflon exibiram os mais

baixos valores de força de atrito seco. A saliva artificial aumentou a força de atrito para arcos de aço, beta-titânio e níquel titânio, deslizando contra o aço.

AIRD;DURNING (1987) em estudo mecânico de deformação e fratura de braquetes plásticos de policarbonato, realizaram inspeção posterior à deformação utilizando microscopia eletrônica de varredura e macroscopicamente, afirmaram que tanto os fios ortodônticos de aço inoxidáveis redondos, retangulares e mesmo os amarrilhos metálicos são fatores etiológicos para desencadear ou provocar diretamente fraturas dos braquetes.

BAKER *et al.* (1987) investigaram as magnitudes de forças friccionais geradas entre braquetes metálicos e três tipos de fios ortodônticos de espessuras variadas de 0.018 “, 0.020” e 0.018X0.025” de aço inoxidável montados em 3 diferentes meios (estado seco, com lubrificação através de saliva artificial e com glicerina). Significantes diferenças foram encontradas sendo que as menores resistências foram encontradas com o uso dos fios de calibre 0.018” e com saliva artificial no meio e os maiores valores de resistência com os fios 0.018 X 0.025” em estado seco. Concluíram que o aumento da espessura do fio aumenta o valor de atrito gerado.

PHILLIPS (1988) ressaltou que braquetes estéticos estão disponíveis no mercado desde a década de 1970, mas tinham aceitação limitada, porque os slots se distorciam sob ação de cargas e as aletas dos braquetes freqüentemente quebravam. Posteriormente, esses braquetes passaram a ser tanto estéticos quanto funcionais, alguns apresentam inserções de slot metálico e outros possuem preenchimentos feitos com o próprio material estético (cerâmica ou plástico). Apesar do grande interesse dos pacientes por esse material, relativamente poucos braquetes estéticos estavam atualmente em uso. Entretanto, é provável que a cerâmica substitua o metal, pelo menos em dentes anteriores, em menos tempo do que os acessórios colados substituíram as bandas.

SWARTZ (1988) afirmou que a introdução de braquetes estéticos na Ortodontia é apenas parte da expansão rápida da tecnologia cerâmica em muitas indústrias. Ressaltou que todos os braquetes cerâmicos atualmente disponíveis são compostos de óxido de alumínio. Um tipo é o policristalino, feito de partículas

fundidas ou sinterizadas, e o outro contém um cristal único de óxido de alumínio. A principal vantagem dos braquetes policristalinos é o processo de fabricação, o qual é realizado por meio de uma operação relativamente barata que produz grandes quantidades de material. A desvantagem é a presença de imperfeições estruturais e impurezas, que podem servir de foco para propagação de rachaduras. O processo de fabricação desse braquetes produz óxido de alumínio fundido que refrata a luz resultando em um grau de opacidade. Assim, os braquetes de cristal único apresentam notadamente mais claridade ótica do que os policristalinos, sendo essa a diferença mais evidente entre eles. Outra vantagem do processo de fabricação do braquetes de cristal único é a eliminação de possíveis impurezas e imperfeições indutoras de stress. A desvantagem é a dificuldade de fabricação e a despesa adicional do material. Desta forma, a produção de braquetes policristalinos é mais simples e, por esse motivo, estão disponíveis em maior quantidade no mercado.

Salientou que apenas desenho ótimo, pureza e ausência de falhas durante a fabricação podem superar a fragilidade inerente e maximizar as propriedades físicas dos materiais estéticos.

EPSTEIN (1988) avaliou a influência do tamanho da canaleta do braquetes na força de atrito e observou que o sistema de canaleta 0.022 "facilita o deslizamento dos fios quando comparado com o sistema 0.018". Concluiu que o tamanho da canaleta está diretamente relacionado com o atrito existente entre fios e braquetes. Durante mecânica de deslizamento, a utilização de braquetes com 0.022 "é mais favorável, uma vez que proporciona menor força de atrito.

GARNER;ALLAI;MOORE (1988) testaram as forças de atrito de fios de aço inoxidável, níquel - titânio e beta-titânio (espessura 0.016 "x 0.022" e 0.017 "x 0.025") utilizados com braquetes de aço inoxidável 0.018 ", durante a simulação de retração de um canino. Observaram uma diferença estatisticamente significativa entre os três diferentes materiais de fios. A menor força de atrito foi encontrada no fio de aço inoxidável e a maior, no fio de beta-titânio. Mostraram existir diferenças na lisura das superfícies dos fios avaliados. Concluíram, que

essas diferenças de forças de atrito ocorreram em decorrência da rugosidade de superfície das ligas ortodônticas avaliadas.

DRESCHER;BOURAUUEL;SCHUMACHER (1989) realizaram uma simulação para deslizamento de braquetes em fios ortodônticos visando melhorar o conhecimento tridimensional das forças de fricção neste movimento. Utilizaram cinco tipos de ligas de fios ortodônticos (aço inoxidável, níquel titânio, beta titânio, elgiloy blue e níquel titânio termo ativado) em cinco espessuras diferentes (0.016, 0.018, 0.016 x 0.022, 0.017 x 0.025, e 0.018 x 0.025 “), com três tipos de braquetes metálicos convencionais que variavam em sua largura (2.2, 3.3, e 4.2 mm). Após aplicarem forças de tração nas peças, em 3 valores (1,2 e 3 N) concluíram que os seguintes fatores em ordem crescente influenciam na geração de resistência friccional: propriedade elástica do fio ortodôntico, largura do braquete, espessura do fio, rugosidade superficial do fio, e a resistência biológica. Os fios de aço inoxidável e níquel titânio tiveram as menores resistências friccionais sem diferenças entre eles, e os fios de beta titânio tiveram os valores de maior resistência. Neste estudo indicaram o uso de fios de aço inoxidável de espessura 0.016 X 0.022 “combinados com largura maior do braquete metálico para favorecer o deslizamento do dente em movimento de retração.

KAPILA *et al.* (1989) realizaram um experimento com braquetes de aço inoxidável estreitos, médios e largos (slot. 018 “e.022”) utilizados com fios de aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio. Concluíram que o aumento da largura do braquetes geralmente resulta em aumento da força de atrito (sem alteração para a espessura do slot) e que os fios de beta-titânio e níquel-titânio apresentaram maior atrito do que os de cromo-cobalto e aço inoxidável. Desta forma, sugeriram que várias combinações fio / braquetes podem ser prescritas e utilizadas para o tratamento, dependendo da demanda de ancoragem do caso.

POPLI (1989) testou em relação ao atrito, braquetes de aço inoxidável e braquetes estéticos cerâmicos contra fios retangulares de aço inoxidável e níquel-titânio e avaliaram a influência da saliva artificial sobre as forças de atrito estático geradas entre esses fios e braquetes. Verificaram que a saliva artificial promoveu um aumento no atrito estático em todas as combinações, quando comparado com

aquele dos pares testados no estado seco e que os fios de aço inoxidável apresentaram menores valores de atrito em todos os pares que os fios de níquel – titânio e que os braquetes de cerâmica apresentaram os maiores valores de atrito.

TIDY (1989) estudou a força de atrito em aparelhos fixos para o movimento de corpo do dente ao longo de um arco contínuo, obtendo dados sobre a força de atrito causada pelos pontos de contato duplos, entre o arco e os braquetes, o efeito da carga, da largura do braquetes, do tamanho da canaleta do braquetes, tamanho e tipo dos fios ortodônticos do arco. Simulou a ação de forças de 50g, 100g, 150g e 200g na superfície da raiz do dente, agindo no centro de resistência a 10mm da canaleta do braquetes. Os testes foram realizados a seco, em uma máquina de ensaios Instron, a uma velocidade de 5mm/min. Os resultados confirmaram a dependência da carga aplicada e da largura do braquetes, porém não mostraram significativa dependência das dimensões do arco. A força de atrito aumenta com braquetes estreitos. A força de atrito foi inversamente proporcional à largura do braquetes. O arco e as dimensões da canaleta têm relativamente pouca influência na força de atrito. Os arcos de níquel – titânio e de beta – titânio resultaram em um aumento significativo comparados com o arco de aço inoxidável. Concluiu que a força de atrito pode ser minimizada pelo uso de braquetes largos e arcos de aço inoxidável.

ANGOLKAR *et al.* (1990) investigaram a resistência friccional obtida com a utilização de braquetes cerâmicos e uma combinação de quatro tipos diferentes de ligas de fios ortodônticos, comparados nos resultados obtidos com braquetes de metálicos. Os braquetes com ranhuras de 0.018 “em numero de 30 peças e 0.022” em numero de 50 peças, e de angulação e torques de zero grau, foram ligados através de ligaduras elásticas a segmentos de sete cm de fios ortodônticos feitos de aço inoxidável, cromo - cobalto, beta-titânio e níquel titânio, nas espessuras de 0.016 “, 0.016 × 0.016”, 0.016 × 0.022 “, 0.017 × 0.017” e 0.017 × 0.025 “para ranhuras 0.018” e nas espessuras 0.018 “, 0.018 × 0.025” e 0.019 × 0.025 “para ranhuras de 0.022”. Foram submetidos a movimento de translação sobre os segmentos de fios ligados a máquina de ensaio universal. Os achados foram comparados com resultados dos braquetes metálicos e os autores

concluíram que a resistência friccional dos braquetes cerâmicos foi uniforme e aumentou conforme aumentava a espessura dos fios utilizados, tanto nas ranhuras de 0.018 “e 0.022”, sendo maior nos fios retangulares e quadrados que nos fios redondos e que na comparação entre as ligas metálicas os fios de aço inoxidável apresentaram a menor resistência friccional seguidos dos de cromo – cobalto, beta - titânio e os de níquel titânio apresentaram maior resistência.

Comparando braquetes metálicos e braquetes cerâmicos, os cerâmicos apresentaram maior resistência friccional na maioria das combinações de ranhuras e fios testados.

BIRNIE (1990) relatou que os braquetes cerâmicos são sempre melhor aceitos pelos pacientes que os braquetes metálicos, podendo combinar estética com as necessidades de uso profissional, no entanto fora o quesito estético, os braquetes metálicos apresentam melhores propriedades mecânicas de resistência atrito e remoção que os cerâmicos. Estes devem sempre ser alvo de pesquisas de desenvolvimento pela industrias de produtos ortodônticos em busca de um produto com melhores propriedades de deformação e remoção sem inconvenientes ao esmalte dental e a biomecânica ortodôntica.

KAPILA *et al.* (1990) estudaram os efeitos da espessura e da liga metálica do fio ortodôntico, na força de atrito gerada entre braquetes e fios durante o deslocamento in vitro do braquete em relação ao fio. Foram avaliados os fios de aço inoxidável, cromo cobalto, níquel – titânio e Beta – titânio, testados em braquetes de aço estreito simples, duplo médio e duplo largos, em canaletas de 0,018 “e 0,022”. Os fios foram ligados aos braquetes com ligaduras elásticas. O movimento do braquete através do fio foi efetuado por meio de um teste com instrumento mecânico, e as forças de atrito foram medidas por uma célula de tração e registradas em um gráfico X- Y. O aumento na espessura do fio resultava em aumento do atrito braquete / fio. Os arcos níquel – titânio e Beta – titânio geraram maior quantidade de força de atrito do que fios de aço inoxidável ou cromo cobalto para a maioria das espessuras dos fios. Os braquetes estreitos simples foram associados com menores quantidades de forças de atrito do que os braquetes mais largos duplos. Salientaram que devemos considerar estes fatores

na seleção do fio para a fase do tratamento que envolve movimento do braquete ao longo do fio.

PRATTEN *et al.* (1990) relataram que a resistência friccional dos aparelhos ortodônticos é reconhecida por retardar o movimento dentário para a maioria dos clínicos. Compararam forças de atrito estático gerado entre braquetes de aço inoxidável e braquetes cerâmicos com fios retangulares de níquel-titânio e aço inoxidável na presença ou não de saliva artificial, pela tração dos fios com uma carga de 300g para simular uma de força normal. Concluíram que os fios de aço inoxidável produzem menos força de atrito quando comparados com os de níquel-titânio, que os braquetes metálicos produzem menores valores de resistência que os cerâmicos, e que a presença de saliva aumentou a resistência friccional.

SCHUMACHER;BOURAUUEL;DRESHER (1990) testaram através de uma máquina idealizada para o projeto, os valores de fricção de braquetes de ranhura de 0.018 “, de diferentes fabricantes, sendo divididos entre metálicos e cerâmicos (estes de alumina policristalina ou safira monocristalina) contra fio ortodôntico de aço inoxidável com espessura de 0.016X0.022”. Os resultados mostraram que os braquetes metálicos produzem valores levemente menores de atrito que os braquetes de alumina policristalina. Os braquetes de safira monocristalina apresentaram valores maiores que os braquetes de aço e que os de alumina.

KUSY;WHITLEY (1990) estudaram a rugosidade superficial e os coeficientes de atrito de dezesseis combinações de braquete / arco (fios de aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio foram deslizados em contato com braquetes de aço inoxidável e alumina policristalina). Quando testados sob uma série de oito ângulos de incidência, a rugosidade superficial dos braquetes de aço foi menor que os de alumina. Os coeficientes de atrito aumentaram do aço inoxidável, o mais baixo, para cromo cobalto, níquel - titânio e beta - titânio o mais alto.

KUSY;WHITLEY;PREWITT (1991) avaliaram os coeficientes de atrito nas condições seca e úmida (saliva artificial) para fios ortodônticos de aço inoxidável, cromo cobalto, níquel titânio e beta-titânio em deslize sobre braquetes de aço e

alumina policristalina. Constataram que houve diferença estatisticamente significativa entre os dois estados. No estado úmido, o coeficiente de atrito da liga de aço inoxidável foi menor do que das outras três ligas de fios, embora nenhuma diferença significativa tenha sido encontrada entre as ligas de cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio. Já no estado seco, diferenças significativas nos coeficientes de atrito foram encontradas entre todas as ligas de fios com um aumento progressivo do aço inoxidável para cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio, independentemente do braquetes utilizado. A maior diferença entre os estados seco e úmido ocorreu com o fio de beta-titânio, que apresentou coeficiente de atrito no estado úmido reduzido em 50% em relação aos valores encontrados no estado seco.

BEDNAR;GRUENDEMAN;SANDRIK (1991) simularam a retração de canino para avaliar a resistência ao deslize entre braquetes metálicos e cerâmicos com ligaduras elásticas, metálicas e autoligados, sobre fios de aço inoxidável de espessuras 0.014 “, 0.016”, 0.018 “, 0.016 X 0.016”, e 0.016 “X 0.022”. O aparato de simulação ligado à máquina de ensaio universal simulava a situação clínica de retração de canino produzindo suave inclinação da peça durante a aplicação de força. Após o experimento concluíram que o aumento da espessura dos fios aumentava a resistência ao deslize, bem como o tipo de ligadura, sendo que a ligadura metálica apresentou menor resistência. Os braquetes cerâmicos apresentaram maior resistência seguidos dos metálicos e dos autoligados sem diferença significativa entre estes.

HO; WEST (1991) compararam o efeito do atrito de diferentes composições de fios (de aço inoxidável com três filamentos (. 016 “x.016”. 016 “x.022” e.017 “x.025”), fios de aço inoxidável com oito filamentos (. 016 “x.016”. 016 “x.022” e.017 “x.025”), fios de níquel-titânio (. 016 “x.016”. 016 “x.022” e.017 “x.025”) e beta-titânio (. 0175 “x.0175”. 016 “x.022” e.017 “x.025”) com filamentos únicos) e braquetes metálicos. A magnitude do atrito quando os vários tipos de fios foram avaliados. Fios com multifilamentos mostraram significativamente menos atrito do que fios com filamentos únicos. Os autores sugeriram que a liga do fio afeta o atrito e que o menor atrito encontrado nos fios multifilamentares, (pelo fato de

serem feitos de aço inoxidável), apresentam uma superfície mais lisa do que os fios de níquel-titânio e beta-titânio, e também em decorrência das diferenças de rigidez dos fios.

HOLT;NANDA;DUNCANSON (1991) realizaram um estudo para determinar a resistência à fratura de seis marcas de braquetes cerâmicos durante a torção do arco ortodôntico. Aplicaram torque lingual de raiz na distal de braquetes de canaleta 0.022 "através de um fio ortodôntico de aço inoxidável de 0.021X 0,025" ligado a uma máquina de ensaio projetada para o teste e a variação de torção do fio e fraturas foi medida. Concluíram que apesar da variação encontrada nos grupos testados, todos os braquetes cerâmicos mostraram-se adequados ao uso clínico conferindo resistência aos valores pré-estabelecidos para aplicação de torque.

IRELAND;SHERIFF;MCDONALD (1991) investigaram o coeficiente de atrito de braquetes de aço inoxidável e de alumina policristalina, ambos com slot. 022" juntamente com fios de aço inoxidável e níquel-titânio de dois calibres: .017" x .025" e .019" x .025". Esses braquetes foram testados de duas formas: (1) um braquetes apenas em contato com o fio e (2) um modelo de segmento bucal (composto por dois braquetes e um tubo) em contato com o fio, sendo que o tubo era sempre de aço inoxidável, inclusive no modelo estético. Quando um braquete foi testado contra o fio, os braquetes cerâmicos apresentaram maior atrito que os metálicos. Quando forças de atrito foram comparadas entre os modelos do segmento bucal, não houve diferença significativa entre os valores da força de atrito sob condições secas com o fio .019" x .025", embora, com o fio .017" x .025", o modelo estético tenha apresentado significativamente mais atrito.

Concluíram que o atrito observado durante o movimento do fio através dos braquetes é influenciado pela complexa inter-relação da seção transversal do fio, material do braquetes, amarrilho e meio ambiente.

TANNE *et al.* (1991) realizaram um estudo para medir a força de atrito entre braquetes de zircônio e de alumina policristalina (slot. 018 "x.025") e fios ortodônticos de cromo-cobalto (. 018 ",.016" x .022 "e .017" x .022 "). A magnitude da força de atrito produzida pelo braquetes de zircônio foi significativamente

menor para ambos os fios do que aquela produzida pelo braquetes de alumina. Observaram a seguir os três tipos de braquetes estéticos (óxido de zircônio / Hoya. 018 "x.025", alumina policristalina / Unitek. 018 "x.025" e óxido de zircônio / Toray. 018 "x.025") no microscópio eletrônico de varredura. Os autores constataram que a superfície do slot do braquetes de zircônio / Hoya é substancialmente mais lisa, e a magnitude da força de atrito produzida pelo mesmo é menor do que dos demais. Isso mostra que o refinamento da superfície do slot dos braquetes estéticos pode ser uma alternativa efetiva para reduzir o atrito. Os resultados microscópicos indicaram uma relação potencial entre forças de atrito e rugosidade do slot dos braquetes.

ALEXANDER (1992) comparou o atraso de movimentação ortodôntica comparando casos clínicos montados com braquetes metálicos convencionais e casos com braquetes cerâmicos convencionais. O estudo envolveu 12 pacientes com maloclusão de Classe II divisão 1, que necessitavam de exodontias dos primeiros pré-molares superiores. Concluiu que com os braquetes cerâmicos a retração dos caninos foi mais lenta que com os metálicos convencionais e que no período de observação de 36 semanas, os dentes colados com braquetes metálicos convencionais movimentaram-se 2mm a mais, ou 1,8 vez mais que os dentes colados com braquetes cerâmicos, propondo utilização dos metálicos em casos de maior movimentação dentária e controle de ancoragem.

OMANA;MOORE;BAGBY (1992) relataram que os braquetes estéticos têm alcançado corrente popularidade tanto entre os pacientes como entre os ortodontistas. Um levantamento feito em 1992 indicou que 88% dos clínicos responderam já ter utilizado braquetes estéticos. Compararam sete marcas comerciais de braquetes estéticos (Starfire[®], Contour Twin[®], Allure IV[®], Lumina[®], Illusion[®], Ceramaflex[®] e Transcend 2000[®]) com um tipo de braquetes de aço inoxidável (Mini Diamond[®]), testando esses braquetes com fios de níquel-titânio e aço inoxidável. Constataram que o braquetes de aço inoxidável apresentou coeficiente de atrito significativamente menor em relação aos braquetes estéticos e que estes braquetes geram mais atrito e tornam o fechamento de espaço mais difícil do que quando se utiliza braquetes de aço inoxidável.

GHAFARI (1992) relatou que os braquetes cerâmicos tornaram - se populares como aparelhos ortodônticos, pois suportam a maioria das forças ortodônticas e resistem à pigmentação. Complicações clínicas, entretanto, podem surgir, como por exemplo: efeitos iatrogênicos o esmalte após a descolagem, desgaste do esmalte dos dentes que ocluem com esses braquetes e aumento do atrito no aparelho ortodôntico. Relata que braquetes cerâmicos são compostos de óxido de alumínio, sendo os policristalinos feitos de partículas de óxido de alumínio fundidas ou aglutinadas, e os monocristalinos, de um cristal único. Os braquetes de cristal único são mais duros e apresentam maior resistência à tensão do que os de alumina policristalina. Comparou a resistência à fratura de braquetes de alumina monocristalina com braquetes policristalinos e sugeriram que estes para o uso ortodôntico, pois a sua força não diminui após terem sido fixados aos fios por meio de amarrilhos metálicos. Um dos problemas relacionados com a utilização de braquetes estéticos é o atrito existente na interface fio / braquetes, em decorrência da rugosidade de superfície dos materiais estéticos, que reduz o deslizamento do fio através do braquetes. Uma solução para esse problema é o desenvolvimento de braquetes estéticos com canaletas mais lisas ou com canaletas de metal.

GIBBS (1992) realizando uma pesquisa para avaliar a experiência clínica de ortodontistas britânicos com braquetes estéticos e verificar os problemas que surgem em decorrência da sua utilização; apontou que dos 512 entrevistados analisados, 42% relataram que o atrito clinicamente aumentou quando se utilizou braquetes estéticos em comparação com aqueles de aço inoxidável.

GOMI *et al.* (1993) relataram testes sobre um modelo experimental de braquete estético plástico (polidimetacrilato) com reforço. Os braquetes foram testados *in vitro*, para resistência a deformação e fratura. Os valores encontrados ficaram na média dos relatos de estudos anteriores, mas após um ano de armazenagem em água, os valores caíram somente 10%, sendo significativamente melhores que os relatos anteriores. Em comparação de uso clínico, os autores constataram um índice de quebra em torno de 4%, num período

de dez meses, o que é menos de um terço dos achados de outros estudos. Concluíram que o uso deste tipo de material apresenta sucesso clínico satisfatório.

KEITH;JONES;DAVIES (1993) testaram dois tipos de braquetes cerâmicos (um de alumina monocristalina e um de alumina policristalina) e um tipo de braquete metálico avaliando a fricção estática contra fios ortodônticos retangulares de aço inoxidável. Os braquetes cerâmicos causaram desgaste abrasivo na superfície dos fios e os debris resultantes podem ter contribuído para o maior valor de fricção encontrado nestes fios em relação ao braquete metálico.

ELIADES *et al.* (1994) analisaram as superfícies de colagem e estruturas de quatro tipos de braquetes cerâmicos investigando a composição química e microestrutura. Avaliados ao microscópio óptico de luz polarizada e microscópio eletrônico de varredura, os resultados demonstraram que dois tipos possuíam apenas zonas de aumento de retenção de colagem por rugosidades com microcristais ou microesferas e que dois tipos apresentavam zonas com presença de aplicação de camada de silano para adesão química a resina de fixação. Estas camadas apresentaram espessura variável e não continua. Argumentaram que os padrões de testes utilizados melhoraram a determinação de conhecimento sobre a produção e tipagem dos braquetes cerâmicos testados, aferindo suas composições e aplicações de colagem.

FELDNER *et al.* (1994) investigaram as características de torque e deformação de quatro tipos de braquetes de compósitos reforçados ou não com canaletas de metal comparados com braquete metálico convencional. Dez braquetes de cada tipo foram montados num dente cerâmico e instalados num torquímetro com ativação de quatro graus por minuto e o resultado do torque em gramas por centímetro, e de deformação em graus, foram medidos. Para mover o dente a uma angulação suficiente (175 graus) os resultados variaram de deformação entre 15 graus até mais de 30 graus comparados com o braquete metálico de controle que também sofreu deformação, mas menor. Concluíram que os braquetes de compósito reforçados com canaleta metálica são passíveis de uso em condições clínicas, com produção adequada de torque sem deformação significativa.

KEITH;KUSY;WHITLEY (1994) avaliaram as características de fricção de dois tipos de braquetes de zircônio e um de alumina policristalina que foram comparadas em testes de atrito nos estado seco e úmido, com quatro tipos de fios ortodônticos (aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel – titânio e beta-titânio). Os fios de aço inoxidável apresentaram menor valor de coeficiente friccional, seguido pelo cromo – cobalto, níquel – titânio e pelo beta – titânio, que apresentou o maior valor em todos os grupos. A presença de saliva humana (teste úmido) não apresentou diferença significativa nas medições. Os resultados também mostraram que não há diferença significativa entre os braquetes feitos de zircônio em relação aos feitos de alumina policristalina.

SAUNDERS;KUSY (1994) avaliaram as características de atrito de braquetes estéticos (alumina policristalina e de safira única) utilizados com diferentes ligas de fios ortodônticos (aço inoxidável, cromo cobalto, níquel – titânio e beta – titânio) nos estado seco e úmido e constataram que os fios de beta-titânio e de níquel-titânio geraram maiores valores de força de atrito do que os fios de aço inoxidável e cromo-cobalto nos dois tipos de braquetes estéticos e sem diferença significativa entre eles nos estado seco e úmido.

DICKSON;JONES;DAVIES (1994) investigaram a força de atrito estático de cinco diferentes fios de alinhamento inicial (aço inoxidável. 016 “, níquel-titânio superelástico. 016”, aço inoxidável coaxial: .0155 “, vidro de fibra ótica: .017” e aço inoxidável revestido com epóxi: .016 “) utilizados com braquetes de aço inoxidável. O fio coaxial apresentou menor força de atrito estático, e os fios de aço inoxidável revestidos com epóxi produziram níveis de força significativamente maiores do que os demais devido ao desgaste do revestimento epóxi que cobre o fio. O fio de vidro de fibra ótica produziu baixa força de atrito, e o de níquel-titânio demonstrou força de atrito significativamente maior. Enfatizaram que o material constituinte do fio exerce importante efeito na magnitude da força e do coeficiente de atrito.

DOWNING;MCCABBE;GORDON (1994) investigaram as forças de atrito geradas por braquetes de aço inoxidável e braquetes estéticos de alumina policristalina em combinação com fios (de fios de aço inoxidável, níquel - titânio e

beta-titânio) de diferentes calibres em teste de tração *in vitro* do braquetes em relação ao fio. Afirmaram que, aumentando a seção transversal do fio, ocorre um aumento correspondente da força de atrito, sob todas as condições e que em relação aos braquetes, os metálicos apresentaram menor força de atrito que os cerâmicos.

TSELEPSIS; BROCKHURST; WEST (1994) quantificaram a força de atrito dinâmico de diferentes braquetes (de aço inoxidável, policarbonato e alumina, slot .018 “), e fios ortodônticos (de aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio de espessura .016" x .022 “). Constataram que, em geral, braquetes de policarbonato apresentaram os maiores valores de atrito e os de aço inoxidável, os menores. A combinação com a maior força de atrito foi a do braquetes de policarbonato com o fio de aço inoxidável, e o par com menor força de atrito foi o braquetes de aço inoxidável com o fio do mesmo material. Variando as angulações entre fios e braquetes (0° e 10°), constataram que ocorreu um efeito significativo na força de atrito, tanto em condições úmidas quanto secas. Em geral, a força de atrito aumentou com a angulação. Quantificando a força de atrito dinâmico de braquetes e fios de diferentes materiais, constataram que a lubrificação mediante saliva artificial reduziu significativamente a força de atrito (até 60,5%) tanto para angulação fio / braquete de 0° como para a de 10°.

DOWNING; MCCABE; GORDON (1995) estudaram o efeito que a saliva artificial exerce nas forças de atrito estático e dinâmico de braquetes de aço inoxidável e alumina policristalina utilizados com fios .018 “e .019" x .025 “de aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio. Os autores constataram que a saliva artificial gerou um aumento na força de atrito em comparação com o estado seco, tanto para braquetes de aço inoxidável como para braquetes de alumina policristalina. O aumento da espessura dos fios também aumentou a força de atrito e os braquetes metálicos geraram menos atrito que os cerâmicos .

DE FRANCO; SPILLER, JR; FRAUNHOFER (1995) testaram a força de atrito gerada por combinações de braquetes metálicos e cerâmicos (monocristalinos e policristalinos) e fios ortodônticos (aço inoxidável e níquel – titânio) de espessuras 0.018 “e 0.016X0. 022” em simulação de tração do fio ortodôntico. Foram usados

dois tipos de ligaduras (elastoméricas e as cobertas com teflon). Os resultados mostraram que valores menores de atrito são conseguidos com a utilização de fios de aço inoxidável, braquetes metálicos e ligaduras cobertas com teflon. Os fios de menor espessura apresentaram menor atrito dentro dos grupos, não houve diferença estatística entre os braquetes cerâmicos, as ligaduras cobertas com teflon apresentaram menor valor de atrito em todos os grupos, os fios de aço inoxidável apresentaram menor atrito que os de níquel – titânio, e os braquetes metálicos menores valores que os cerâmicos.

VAUGHAN *et al.* (1995) compararam as forças de atrito geradas por diferentes fios ortodônticos (aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio) quando utilizados com braquetes de aço sintetizados (slot 0,018 “e 0,022”). Os arcos foram amarrados com ligaduras elastoméricas. O movimento do braquetes ao longo do arco foi realizado por meio de instrumentos de teste mecânico e as forças de atrito dependente do tempo foram medidas com uma célula de carga e registradas em um gráfico X-Y. Para a maioria dos tamanhos de arco, foram geradas forças de atrito mais baixas com os arcos de aço e cromo cobalto, do que com os arcos de beta-titânio e níquel – titânio (o fio de beta-titânio apresentou maior coeficiente de atrito estático e dinâmico). O aumento das dimensões do arco geralmente resultou em aumento do atrito entre braquetes e arco.

DICKSON;JONES (1996) compararam em estudo *in vitro*, a resistência friccional de um novo braquete de cerâmica policristalina com canaleta de metal, comparados com um braquete metálico convencional e um cerâmico convencional (todos de canaleta 0.018 “).A tração de um fio de aço inoxidável 0.016 “com força contrária de 150 g sobre os braquetes revelou os valores de resistência friccional. A tração foi realizada por meio de uma máquina de ensaios universal Instron, com variação da inclinação do tracionamento (ente zero grau, cinco graus e 10 graus). Os resultados achados pelos autores revelaram que os braquetes metálicos apresentaram em todas as inclinações os menores valores de resistência friccional, seguidos pelos novos braquetes de cerâmica com canaleta de metal

(sem diferenças estatisticamente significantes) e os braquetes cerâmicos apresentaram os maiores valores de resistência.

OGATA *et al.* (1996) avaliaram os efeitos das diferentes combinações de braquetes (convencionais e canaletas com bordas arredondadas) / arcos e dobras de segunda ordem na variação da força de atrito cinético. Treze braquetes diferentes, seis com canaleta de 0,018 "e sete com canaleta de 0,022" foram avaliados com seis diferentes tamanhos e formas de arcos de aço (0,016 "; 0,016 x 0,022"; 0,017 x 0,025 "; 0,018"; 0,018 x 0,025 "e 0,019 x 0,026") para quatro dobras de segunda ordem (zero; 0,25; 0,50 e 0,75mm). Os braquetes foram ligados aos arcos utilizando-se módulos elastoméricos e o movimento destes foi realizado em uma máquina Instron, sendo as forças de atrito foram medidas e registradas em gráficos. As dobras de segunda ordem foram criadas por um aparelho especialmente desenhado e fabricado. A força de atrito cinético aumentou para cada combinação de braquetes e arco testada de acordo com o aumento das dobras de segunda ordem. O atrito também aumentou com o aumento da espessura do fio (os arcos retangulares produziram maior atrito que os arcos redondos). Os desenhos dos braquetes que limitaram a força de ligação (bordas arredondadas) sobre o arco geraram menos atrito com as dobras de segunda ordem.

TAYLOR;ISON (1996) avaliaram *in vitro* as forças de atrito (estático e dinâmico) de diferentes braquetes combinados com cinco calibres de fios. Foi utilizada uma máquina de teste Instron para verificar as forças de atrito em três tipos de braquetes pré-ajustados de 0,022x0,028 ". Os braquetes utilizados eram de aço inoxidável convencionais e self-ligating, e os fios (de aço inoxidável) testados, das seguintes seções transversais: .018", .020 ", .016" x .022 ", ;018" x .025 "e .019" x .025 ". Os braquetes Activa (self-ligating) produziram o menor atrito para todos os arcos testados. Os braquetes Speed (self-ligating) com fio redondo demonstraram pouca força de atrito, enquanto fios retangulares resultaram nas maiores. Métodos diferentes de ligação foram comparados quanto ao seu efeito na força de atrito estática. A ligação com amarrilho colocado frouxamente ou módulo elastoméricos esticados reduziram as forças de atrito nos braquetes

Straight Wire padrão. A redução foi maior para os arcos redondos. O amarrilho de aço colocado frouxamente reduziu o atrito em 40% para um arco 0,019x0,025" e uma redução de 80% foi relatada para o arco redondo. Os autores concluíram que uma larga variação nas forças de atrito surge quando fios estão ligados a diferentes tipos de braquetes e em braquetes similares com diferentes técnicas de amarração. Além disso, verificaram a presença de grandes forças de atrito nos fios amarrados com módulos elastoméricos em braquetes de aço inoxidável convencionais. Amarrilhos de aço inoxidável presos frouxamente nos braquetes de aço inoxidável convencionais ou o uso dos braquetes self-ligating produziram as menores forças de atrito.

YAMAGUCHI *et al.* (1996) investigaram a relação da força de retração com a localização da aplicação do ponto de força, força de retardo / contra peso e largura do braquetes durante a simulação do movimento de deslizamento do dente ao longo do arco. Ponto 1 - a força de retração foi localizada no centro do braquetes. Os pontos dois e três foram a 4,0mm, e 6,0mm respectivamente da canaleta do braquetes. Utilizaram pesos de 100, 200 e 400g suspensos a 9,0mm da canaleta do braquetes, simulando o centro de resistência do dente. Esses braquetes foram puxados a uma velocidade de 0,1mm por segundo por uma distância de 2,0mm. As medidas foram repetidas seis vezes. Verificaram que, para todos os braquetes, o aumento do peso de retardo / contra peso aumentou a média de forças de retração nos pontos um e dois, mas decresceu no ponto três. A média de força de retardo no ponto um para o braquetes gêmeo estreito foi maior significativamente do que desse braquetes gêmeo largo em todos os níveis de força de retardo. No entanto, as médias de força de retração para os pontos dois e três para o braquetes gêmeo estreito foi menor significativamente do que para o braquetes gêmeo largo em todos os níveis de força de contra peso. Os resultados indicaram que o ponto de aplicação da força, a força de resistência do dente, e a largura do braquetes são importantes considerando-se o momento de inclinação do braquetes.

ROSE;ZERNIK (1996) afirmaram que a força de atrito depende primariamente das características de duas superfícies que se contatam e da força perpendicular na área de contato. Concluíram que a maior causa do aumento da resistência de braquetes estéticos é a diferença na rugosidade de superfície entre esses braquetes e as ligas utilizadas nos fios ortodônticos.(de aço inoxidável, beta-titânio ou níquel-titânio) .

ALKIRE *et al.* (1997) propuseram investigar a deformação permanente após torsão de braquetes de policarbonato. Utilizaram quatro tipos de braquetes de policarbonato (com e sem reforço com canaleta de metal), um tipo de cerâmico e um tipo de metálico convencional . construíram um aparelho para proporcionar uma força de até 2000g por mm no slot do braquete por meio de um cantilever , e os intervalos de medição de deformação foram feitos de grau em grau até 28 graus. A variação de deformação encontrada não foi clinicamente considerada significativa para os braquetes metálicos, cerâmico e de policarbonato com canaleta de metal, mas para os braquetes de policarbonato sem reforço da canaleta de metal a deformação em função da mudança na força aplicada canaleta como torque foi clinicamente significativa.

BAZAKIDOU *et al.* (1997) avaliaram a força friccional gerada entre três tipos materiais de braquetes de pré – molares superiores com duas espessuras de ranhuras 0.018 “e 0.022” (compósito reforçado com e sem ranhuras de metal , cerâmica e metálica , com suas variações), e três tipos de fios ortodônticos (aço inoxidável , beta titânio e níquel - titânio) nas espessuras de 0.016 “e 0.016 X0.022” para ranhura 0.018 “e nas espessuras de 0.018” , 0.017 X 0.025 “e 0.019 X 0.025” para ranhura 0.022 “. Na ranhura de 0.018” os braquetes de compósito reforçado apresentaram os menores valores de força friccional seguidos dos cerâmicos e depois os metálicos . Na ranhura de 0.022 “, os braquetes de compósito reforçado também apresentaram menor força friccional seguidos dos metálicos e depois os cerâmicos , variando-se a espessura dos fios sendo os mais estreitos os que geraram menor força , e no tipo de liga o aço inoxidável gerou menor força seguido do beta titânio e níquel titânio

KUSY;WHITLEY (1997) relataram que a fricção se opõe ao movimento do dente quando as mecânicas de deslize são empregadas. O conhecimento de como este efeito acontece , de como o clínico pode utilizá-lo e conseguir contorná-lo , depende de vários fatores como tipo e configuração dos arcos ortodônticos , geometrias dos braquetes e coeficiente de atrito dos materiais utilizados.

VOUDOURIS (1997) mediu a fricção produzida por três tipos de braquetes metálicos convencionais comparados com três tipos de braquetes metálicos self-ligating (um ativo e dois passivos). Os braquetes metálicos convencionais foram atados ao fio ortodôntico de aço inoxidável (0.020 “e 0.019X0.025”) com ligaduras elastoméricas e ligaduras metálicas. Com as ligaduras elásticas estes braquetes apresentaram de 388 a 609 vezes mais fricção que os braquetes self-ligating passivos , e quando ligados por amarrilhos metálicos apresentaram valores 300 vezes maiores que os self-ligating passivos. Os braquetes self-ligating ativos apresentaram valores até 216 vezes maiores que os passivos, concluindo que estes apresentam propriedades de deslize significativamente superiores aos braquetes convencionais e self-ligating ativos, podendo proporcionar melhores resultados clínicos de deslize para fechamento de espaços, retrações, alinhamentos e nivelamentos.

KARAMOUZOS;ATHANASIOU;PAPADOPOULOS (1997) em revisão consistente dos braquetes cerâmicos relataram que os fios de beta-titânio e níquel-titânio foram associados com forças de atrito maiores do que aquelas encontradas para os de aço inoxidável e cromo-cobalto, quando utilizados com braquetes de aço inoxidável e braquetes estéticos e que estes sempre tiveram resultados de valores de fricção maiores que os metálicos.

THOMAS;SHERIFF;BIRNIE (1998) afirmaram que geralmente o atrito parece aumentar à medida que a seção transversal do fio se torna maior e o resultado da sua pesquisa comprovou esse efeito. Investigaram as características de atrito de dois tipos de braquetes self-ligating (Damon SL[®] e Time[®]) e dois braquetes convencionais (Standard Twin[®] e Tip-Edge[®]) presos com amarrilhos

elastoméricos. Foram utilizadas diferentes seções transversais e ligas de fios: fios de níquel-titânio .014 "e .016" x .022 "e fios de aço inoxidável .0175", .016 "x .022" e .019 "x .025". Concluíram que houve diferença no atrito produzido pelos braquetes self-ligating e braquetes amarrados elastomericamente. Os braquetes Standard Twin[®] produziram o maior nível de atrito para todas as combinações de fios e braquetes, e os braquetes Time[®] e Damon SL[®] (self-/ligating) produziram níveis de atrito significativamente menores quando comparados com os braquetes amarrados elastomericamente (Standard Twin[®] e Tip-Edge[®]). Além disso, constataram que os braquetes Damon SL[®] apresentaram atrito insignificante com o fio de menor seção transversal e atrito muito baixo com o fio retangular .019 "x .025". Constataram que o fio de aço inoxidável .019 "x .025" produziu o maior atrito.

FERREIRA (1999) relatou que alguns procedimentos ortodônticos, utilizados na retração de caninos ou no fechamento de espaços empregam a mecânica de deslizamento. Sempre que o ortodontista movimentar méso-distalmente o braquetes em um fio contínuo, haverá produção de atrito (ou fricção) entre os dois elementos. Assim, o atrito tende a se opor ao deslocamento dentário e pode ser definido como a força que retarda ou impede o deslizamento de dois objetos em contato.

LOFTUS *et al.* (1999) mediram forças de fricção durante simulação de movimento dentário de deslize em modelo de representação de condição clínica. Testaram braquetes convencionais e autoligados de aço inox, convencionais de cerâmica e de cerâmica com slot de metal, todos com slot .022 com arcos .019X.025 de aço inox, níquel titânio , e beta titânio . O modelo era inclinado até obter contato entre o arco e as aletas do braquete, e entre arco e ligadura e/ou arco e escudo bucal (autoligados) e a base da peça. Cada uma das 12 combinações de arco e braquete foram testadas 10 vezes. Não foram encontradas diferenças entre os braquetes convencionais de aço, os autoligados, e cerâmicos com aço, sendo que os convencionais cerâmicos mostraram maior valor de atrito que os demais. Os arcos de beta- titânio apresentaram força friccional maior que os de níquel – titânio , mas os dois não apresentaram diferenças significantes em

relação aos de aço. Não foi possível determinar diferenças com relação a marcas e sulcos na superfície dos arcos entre os diferentes grupos.

ARTICOLO;KUSY (1999) investigaram a resistência ao deslize em função da angulação (0 , 3 , 7 , 11 , 13 graus) de pares de braquetes feitos de aço inoxidável, cerâmicos de safira monocristalina , e cerâmicos de alumina com ranhuras de 0.022 “. Os braquetes foram ligados a segmentos de fios retangulares de espessura 0.021 X 0.025” (de 3 ligas diferentes aço inoxidável, beta titânio e níquel titânio) através de ligaduras metálicas 0.010 “, e tracionados esses fios por uma maquina de ensaio universal, numa velocidade de 1 cm/minuto , com forças progressivas de 0.2, 0.4, 0.6, 0.8 e 1 kg. Os resultados apontados concluíram que em configuração passiva (0 grau) , a resistência ao deslize foi menor para os fios de aço inoxidável , e estes em conjunto com os braquetes metálicos do que com os cerâmicos . Em configuração ativa (3 , 7 , 11 , 13 graus) a resistência ao deslize foi menor para os fios de níquel titânio e estes com os braquetes cerâmicos do que com os metálicos , sendo que para a resistência ao deslize maior importância foi notada para o material empregado na construção dos fios do que para os braquetes, apontando que atualmente os fabricantes desenvolveram mais as configurações funcionais dos braquetes cerâmicos em comparação aos metálicos .

BRAUN *et al.* (1999) estudaram somente arcos e braquetes metálicos no que concerne à resistência ao deslize, usando braquetes de caninos de ranhura 0.018 “, montados sobre fios ortodônticos de três espessuras , 0.016”, 0.016 X 0.016 “, e 0.018 X 0.025” e ligados a uma maquina de ensaio universal, onde criaram uma força de tração para deslize com angulações variando de zero para 25,5 graus, simulando a inclinação do canino durante o movimento clínico. Apontaram como conclusão que o aumento de espessura e de inclinação também aumenta a resistência ao deslize do braquete, mas que outros fatores como mastigação ,deglutição, etc...podem provocar deformações ao arco que podem aumentar a resistência ao deslize.

KUSY;WHITLEY (1999) avaliaram a influência da dimensão dos fios e braquetes na mecânica de deslizamento para determinar o ângulo crítico a partir do qual essa mecânica é restringida. Apontaram que utilizando apenas o tamanho do fio, do slot do braquetes e as dimensões da largura do braquetes, equações teóricas podem descrever o valor no qual qualquer ângulo crítico é alcançado. Os limites do índice do braquetes por oposição ao índice do encontro sugerem que o ângulo crítico deve estar entre zero grau e aproximadamente quatro graus para o deslizamento ocorrer. Na ausência dessa extensão, a largura do braquetes restringe a mecânica de deslizamento. Assim, conhecimento do fio e do braquetes e da relação entre os mesmos é necessário para entender o processo de deslizamento desses elementos.

KAPUR;SINHA;NANDA (1999a) mediram e compararam o nível de resistência friccional gerado pelo deslize de braquetes metálicos (slot 0.018 “e 0.022”) sobre fios de aço inoxidável, sendo a avaliação principal, a comparação dos braquetes novos com os braquetes reutilizados após varias simulações. Foram testados por tração em máquina de ensaio universal Instron, e os resultados demonstraram que resistência friccional é maior nos braquetes reutilizados sendo estatisticamente significativa.

KAPUR;SINHA;NANDA (1999b) estudaram o efeito da dimensão da seção transversal de fios retangulares de aço inoxidável utilizados com braquetes de aço inoxidável e de titânio em relação ao coeficiente de atrito e constataram que há uma relação de proporcionalidade com os braquetes de aço inoxidável. Estes braquetes mostraram maior força de atrito estático e dinâmico à medida que a seção transversal do fio aumentou. Quando utilizaram braquetes de níquel-titânio, a força de atrito estático e dinâmico diminuiu à medida que o calibre do fio aumentou, mas essa diferença não foi significativa. Uma possível justificativa para o resultado encontrado é a influência da estrutura química e das propriedades mecânicas das ligas de titânio.

LAFERLA (1999) ressaltou que vários estudos têm tentado determinar a relação entre a rugosidade superficial dos materiais e o coeficiente de atrito. A espectroscopia a laser e a microscopia eletrônica de varredura têm sido utilizadas

para determinar a rugosidade superficial dos vários fios ortodônticos disponíveis. Em seu estudo, constatou que a rugosidade foi classificada desde o aço inoxidável (o mais liso), passando pelo beta-titânio (intermediário), até o níquel-titânio (o mais rugoso). O coeficiente de atrito apresentou correlações levemente positivas com a rugosidade, exceto para o beta-titânio, cujas correlações foram incompatíveis e, normalmente, estavam classificadas nos mais altos coeficientes de atrito, apesar da sua superfície ser considerada mais lisa do que a do níquel-titânio. Afirmou que o tamanho do slot do braquetes não exerce influência significativa na força de atrito que ocorre durante o deslizamento, pois o calibre do fio associado com o slot do braquetes determina a força de atrito. Quando são testados fios de calibre comparável, seja em slot de tamanho .018 "ou .022", as diferenças na força de atrito não são estatisticamente relevantes.

SECCO (1999) determinou a magnitude da força necessária para que ocorra o deslizamento do braquetes no fio, assim como determinar o valor da força de atrito, o percentual da força despendida com o atrito, o efeito da espessura dos fios na força de atrito, o coeficiente de atrito entre braquetes e fio, além de comparar a rugosidade do fio nacional com o importado. Utilizou um sistema que simulava a situação na qual os dentes inclinam suavemente até criar pontos de contato duplos e opostos entre a canaleta dos braquetes e o fio. O sistema gerou uma tensão de 100g no centro de resistência a 10mm da canaleta do braquetes, agindo no sentido oposto ao da força aplicada para mover o dente. Avaliou três marcas de fios e braquetes, duas nacionais (Tecnident e Morelli) e uma importada (Dentaurum). Foram utilizados braquetes metálicos de canaleta 0,022 "e três espessuras de fios 0,016" x0,022 ", 0,018" x0,025 e o 0,021 "x0,025". Os testes foram realizados em uma máquina de ensaio universal Instron a uma velocidade de 5mm/min. Os resultados levaram para as seguintes conclusões: A variação da espessura dos arcos não interferiu significativamente na força de deslizamento, assim como na força de atrito. A força de atrito desenvolvida pelos materiais nacionais Tecnident e Morelli foi maior e diferiu ao nível de significância de 5% da desenvolvida para o importado Dentaurum . O percentual médio de força dissipada pelo atrito entre o braquetes e o fio ortodôntico durante o deslizamento

foi de aproximadamente 49,9% para o conjunto braquetes / arcos nacionais e 44,0% para o importado. Essa diferença foi significativa ao nível de 5%. O material da marca Tecnident apresentou o maior coeficiente de atrito (0,164534); no entanto, a Morelli (0,150190) não diferiu estatisticamente da Dentaurum, que apresentou o menor coeficiente de atrito (0,147943). A rugosidade média dos fios da Tecnident foram da ordem de 0,15 μ m, aproximadamente 50% mais rugosos que os valores encontrados para os fios da marca Morelli e da Dentaurum .

MICHELBERGER *et al.* (2000) mediram o coeficiente de atrito estático e dinâmico de braquetes de titânio e de aço inoxidável utilizados com fios de aço inoxidável e beta-titânio, sendo que o último foi implantado com íons. Concluíram que os fios de beta-titânio apresentam maior coeficiente de atrito, sendo menos eficientes em mecânicas de deslizamento que fios de aço inoxidável nas mesmas espessuras. Os braquetes de aço tiveram os menores valores de atrito.

ARTICOLO *et al.* (2000) investigaram a topografia de superfície de 100 arcos ortodônticos usados clinicamente , sendo de aço inoxidável , beta – titânio e níquel – titânio que tiveram contato com braquetes de cerâmica e metálicos . Foram comparados com um grupo controle de 30 arcos não utilizados sendo cinco retangulares e redondos de cada tipo de material. As ranhuras de superfícies foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura e classificadas de acordo com frequência e severidade das ranhuras, sua localização (lingual, vestibular, oclusal ou gengival) e posição na arcada (molar, pré - molar, canino e incisivo). Os resultados demonstraram que a severidade e frequência das ranhuras foram três vezes maiores nos braquetes cerâmicos que nos metálicos .Na localização, as ranhuras foram maiores na região anterior que na posterior. Ranhuras verticais foram determinadas provenientes do nivelamento dentário e das forças de mastigação e as ranhuras linguais, de movimentos de alinhamento e fechamento de espaços em deslize.

BISHARA (2000) relatou que o número de adultos solicitando tratamento ortodôntico tem aumentado, e os ortodontistas sentem necessidade de proporcionar aos seus pacientes tratamentos com aparelhos mais estéticos. Afirmou que os braquetes estéticos apresentaram, uma série de efeitos adversos

como a superfície rugosa dos slots aumentando o atrito quando comparada com braquetes de aço inoxidável (provoca arranhões no fio metálico relativamente macio e resultando em aumento do atrito)

KUSY (2000) relatou que estudos prévios têm mostrado que a seleção de materiais genéricos pode reduzir o coeficiente de atrito. Exemplificou que, pares de braquetes de aço inoxidável são superiores a qualquer par envolvendo braquetes estéticos. Fios de níquel-titânio e beta-titânio geram valores altos de coeficiente de atrito. Se o coeficiente de atrito não pode ser reduzido, a força normal deve ser, para isso, dois métodos têm sido utilizados: o uso de sistemas self-ligating e o recente desenvolvimento de amarrilhos com alívio do stress. Se o amarrilho e sua força associada não podem ser eliminados, a próxima abordagem é reduzir a força exercida pelo amarrilho. Simultaneamente, o uso de braquetes self-ligating irá se tornar trivial, já que a resistência ao deslizamento é mínima nesses braquetes.

ZUFALL;KUSY (2000) testando fios ortodônticos de fibra de vidro recobertos com uma camada de compósito (cloro – p- xilileno) e fios de níquel titânio , contra braquetes metálicos convencionais e cerâmicos , avaliaram o coeficiente de fricção cinética de no movimento de deslize com e sem variação de inclinação de segunda ordem do conjunto. No modelo de teste realizado não encontraram diferença estatisticamente significativa para valores de fricção entre os fios avaliados. Em todos os testes os braquetes cerâmicos apresentaram maiores valores de fricção.

KUSY;WHITLEY (2001) mediram as características de atrito *in vitro* de dois braquetes estéticos com slot metálico (Clarity[®] e Luxi[®]) e dois braquetes de aço inoxidável (Mini-Taurus[®] e Mini-Twin[®]) utilizados com fios de aço inoxidável .019 “x .026”. Constataram que, braquetes estéticos forrados com metal não são apenas estéticos, mas também possuem características de atrito competitivas com aquelas dos braquetes de aço inoxidável nos estados seco e úmido. Assim, observaram que braquetes com slot metálico podem funcionar comparavelmente como braquetes de aço inoxidável convencionais. À medida que as morfologias

das inserções dos metais são melhoradas, os braquetes estéticos forrados com metal passam a fornecer não apenas boa aparência, mas também mínimo atrito.

JACOBSON (2001) realizou um experimento para analisar de forma quantitativa a força de atrito de combinações de fios e braquetes (braquetes de aço inoxidável e estéticos utilizados com fios de aço inoxidável e níquel-titânio). Utilizou um modelo experimental de retração de canino com o intuito de simular a mecânica de deslizamento e constatou que os braquetes estéticos, com ou sem slot de aço inoxidável, geram maior força de atrito.

RHEE *et al.* (2001) estudaram através de simuladores de tyodont a diferença de movimento realizado com simulação de retração de canino com mecânica por deslize, usando arco de aço 0,016" X0,22 "e mola fechada de níquel titânio com força de aproximadamente 160-200g ; e mecânica sem atrito , usando mola pré-fabricada tipo Poul Gjessing (PG spring) para retração de canino, gerando força de aproximadamente 160g com ativação de 1mm entre as alças. Cada método foi avaliado cinco vezes, sendo obtidos resultados onde o método por deslize apresentou-se superior em termos de controle rotacional e manter a dimensão do arco e o método sem atrito apresentou –se superior em controle de inclinação e extrusão. Embora existam diferenças estas foram consideradas clinicamente insignificantes, e sem diferenças para o controle de ancoragem .

WILLEMS *et al.* (2001) afirmaram que o atrito é a resistência ao movimento que existe quando um sólido é movido tangencialmente em relação à superfície de outro sólido, ou quando uma tentativa é feita para produzir tal movimento. Salientam que é necessário distinguir condições de contato estáticas, quando a força aplicada é insuficiente para causar movimento, das condições de contato dinâmicas, nas quais o deslizamento entre as superfícies de contato efetivamente ocorre. Outros parâmetros importantes são o posição do braquetes em relação ao fio no espaço tridimensional, a força do amarilho e o tipo de amarração, distâncias inter-bráquetes e lubrificação.

BRAGA (2002) investigou o coeficiente de atrito estático entre fios ortodônticos e braquetes importados , verificando se existem diferenças significativas entre os braquetes de aço inoxidável, braquetes estéticos cerâmicos

com slot de aço inoxidável e estéticos cerâmicos convencionais, e fios de aço inoxidável e beta-titânio. Utilizou um equipamento no Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da PUCRS. Os testes foram iniciados realizando-se o tracionamento de bases de alumínio (onde foram colados braquetes) sobre os respectivos fios. Os valores das forças de atrito estático em várias medições foram obtidos em relação às diferentes forças normais atuantes nos braquetes. Calculou-se o valor do coeficiente de atrito, que é obtido pela divisão da força (F) pela carga normal (N). Concluiu que: (1) a combinação que apresentou menor coeficiente de atrito foi àquela composta pelo fio de aço inoxidável contra o braquetes metálico e a que apresentou maior coeficiente de atrito foi a do braquetes estético cerâmico convencional com o fio de beta-titânio; (2) o fio de beta-titânio apresentou coeficiente de atrito significativamente maior do que o fio de aço inoxidável, independentemente do braquetes utilizado; (3) o braquetes de aço inoxidável não apresentou diferenças significativas em relação ao coeficiente de atrito do braquetes estético cerâmico com slot de aço inoxidável quando o fio utilizado foi de beta-titânio. No entanto, quando o fio testado foi de aço inoxidável, o braquetes metálico convencional apresentou coeficiente de atrito significativamente menor. O braquetes cerâmico com canaleta de metal, por sua vez, apresentou coeficiente de atrito significativamente menor do que o braquetes estético cerâmico convencional, independentemente do fio utilizado.

LIEW; BROCKHURST; FREER (2002) testaram a aplicação de sucessivas cargas de força (de 25 a 450 g) sobre a distal de um segmento de fio ortodôntico onde era realizado o tracionamento de um braquete convencional metálico. Os resultados apontaram que cargas excessivas de força aumentaram os valores de atrito entre o braquete e o fio, pela produção de uma angulação maior entre o conjunto. Descreveram que alguns fabricantes pregam que um valor reduzido de atrito entre o braquete e arco ortodôntico facilita o movimento dental e utiliza em maior capacidade as propriedades elásticas dos fios ortodônticos atuais (com menor liberação de forças) com intervalos maiores entre as consultas de ativação.

THORSTENSON;KUSY (2002) investigaram a força de atrito de braquetes self-ligating quando utilizados com fios de aço inoxidável .018 "x .025", sob diferentes angulações (variando de -9° a 9°). Verificaram que há uma proporção entre força de atrito e angulação fio / braquetes, ou seja, quanto maior a angulação, maior o atrito produzido pelo conjunto.

SIMONI (2002) analisou microscopicamente a rugosidade das canaletas de braquetes ortodônticos metálicos com canaleta de 0.022 ", a fim de verificar quais modelos e marcas apresentariam uma maior resistência ao deslizamento, devido ao atrito produzido pela superfície irregular da canaleta. A amostra foi composta de dez braquetes de cada um dos modelos das marcas citadas a seguir: Abzil Lancer (braquete metálico prescrição Edgewise e braquete metálico Kirium prescrição Roth) e Morelli (braquete metálico prescrição Edgewise e braquete metálico Nickel Free Monobloc prescrição Roth), ao passo que as importadas foram das empresas Ormco (braquete metálico Mini Diamond prescrição Roth e braquete metálico Mini Ormesh prescrição Roth), TP (braquete metálico modelo Nu-Edge prescrição Roth e braquete metálico modelo Twin-Edge prescrição Edgewise) e Unitek (braquete metálico Victory prescrição MBT e braquete metálico Full Size prescrição MBT). Para cada modelo de cada marca comercial foram observados em Microscópio Eletrônico de Varredura seis espécimes, sendo que dois deles, aqueles considerados os mais representativos, foram fotografados. Os braquetes que apresentaram canaletas com alta rugosidade foram Morelli Nickel Free prescrição Roth e TP Twin-Edge prescrição Edgewise, já os braquetes que apresentaram canaletas com rugosidade média foram Abzil Lancer Kirium prescrição Roth, Abzil Lancer prescrição Edgewise, Morelli prescrição Edgewise, Ormco Mini Diamond prescrição Roth, Ormco Mini Ormesh prescrição Roth, TP Nu-Edge prescrição Roth e Unitek Victory prescrição MBT e finalmente, os braquetes que apresentaram canaletas com baixa rugosidade foram Unitek Full Size prescrição MBT.

SHIMARU (2002) mediu a base da canaleta dos braquetes cerâmicos e cerâmicos com canaleta metálica, disponíveis no mercado , que podem trazer um incremento de fricção no sistema ortodôntico, com o auxílio de um rugosímetro de

precisão da marca PRAZIS RUG 03. Os resultados mostraram valores de baixa rugosidade para os braquetes TRANSCEND e 3M UNITEK (CLARITY) e alta rugosidade da base da canaleta para os braquetes ABZIL, GAC (ALLURE), ORMCO (SPIRIT), ROCKY MOUNTAIN ORTHODONTIC (SIGNATURE II), (TP ORTHODONTIC (ADVANT-EDGE e TIP EDGE), mas não foi constatada diferença estatisticamente significativa em lisura entre braquetes cerâmicos e cerâmicos com canaleta metálica.

VANZIN (2002) avaliou o coeficiente de atrito estático de braquetes metálicos (aço inoxidável), estético com slot metálico (policarbonato reforçado com cerâmica e com slot de aço inoxidável) e estético sem slot metálico (cerâmica alumina policristalina), quando utilizados com fios ortodônticos retangulares de aço inoxidável e níquel-titânio. Para isso, foi desenvolvido um equipamento de teste, onde quatro braquetes foram posicionados sobre dois segmentos de fios, que estavam fixados numa estrutura de alumínio. Foi realizado o tracionamento dos braquetes e no momento em que entraram em movimento, os valores de atrito estático foram registrados. Os fios de níquel-titânio apresentaram valores significativamente maiores que os fios de aço inoxidável, exceto quando utilizado o braquetes estético sem slot metálico. Com o fio de aço inoxidável, os braquetes metálico e estético com slot metálico apresentaram valores significativamente menores que os braquetes estéticos sem slot metálico, mas com valores semelhantes entre si. Com o fio de níquel-titânio, o valor do braquetes metálico foi significativamente menor que do braquetes estético sem slot metálico, porém, estes braquetes não apresentaram diferença significativa para o braquetes estético com slot metálico. Concluiu que os valores de atrito estático dos braquetes metálicos e estéticos com slot metálico foram semelhantes, e o braquetes estético sem slot metálico apresentou maior atrito que o braquetes metálico, quando utilizados fios de aço inoxidável e níquel-titânio; o fio de aço inoxidável apresentou menor atrito que o fio de níquel-titânio, mas esta diferença não foi significativa quando utilizado o braquetes estético sem slot metálico; a combinação do fio de aço inoxidável com os braquetes metálico e estético com slot metálico apresentaram o menor atrito; e

a combinação do fio de níquel-titânio com os braquetes estéticos, com e sem slot metálico, apresentaram os maiores valores de atrito estático .

CACCIAFESTA *et al.* (2003) compararam a força friccional gerada pela combinação de fios ortodônticos (três tipos de ligas , aço inoxidável, beta titânio e níquel titânio) e braquetes em deslize (três tipos de braquetes , metálicos, metálicos auto ligados (slot com tampa metálica para aprisionamento do fio ortodôntico) e de compósito auto ligados com ranhura 0.022 “), em máquina de ensaio universal. Os fios ortodônticos apresentavam três tipos de espessuras (0.016 “, 0.017 X 0.025” , 0.019 X 0.025 “), e os resultados apresentados mostraram que a resistência ao deslize aumentava em todos os tipos de braquetes e fios quando a espessura do fio aumentava, sendo que para os fios de aço inoxidável e níquel titânio não houve diferença estatística , sendo menores os valores que para os do beta titânio. Quanto aos braquetes, os metálicos auto ligados, apresentaram menor resistência ao deslize, seguidos pelos de compósito e pelos metálicos convencionais sem diferença entre estes últimos . Concluíram que para pacientes com demanda estética os braquetes de policarbonato auto ligados são uma alternativa valiosa em comparação aos braquetes convencionais metálicos e cerâmicos .

CACCIAFESTA *et al.* (2003) avaliaram a fricção estática e cinética comparando o nível de resistência friccional entre três tipos de braquetes com ranhura de 0.022 “(metálicos convencionais, cerâmicos convencionais e cerâmicos com ranhura de metal) e três tipos de fios ortodônticos (aço inoxidável, beta titânio e níquel titânio) em três espessuras 0.016”, 0.017 X 0.025 “, 0.019 X 0.025”, montados em máquina de ensaio universal. Concluíram com base nos resultados que os braquetes metálicos convencionais apresentaram menor resistência friccional, seguidos pelos cerâmicos com canaleta de metal e por ultimo os cerâmicos convencionais. Em comparação com os tipos de ligas de fios ortodônticos, os de aço inoxidável e níquel titânio apresentaram menor resistência sem diferença entre eles e os de beta titânio com maior resistência friccional. Todos aumentaram progressivamente a resistência ao deslize conforma aumentava a espessura dos fios. Apontam que os braquetes cerâmicos com

canaleta de metal são uma opção viável para pacientes com requisição estética em lugar dos metálicos convencionais.

BANDEIRA (2004) avaliou a força de atrito em sistemas de deslizamento compostos por quatro fios ortodônticos com diâmetro de 0,016 “(aço inoxidável Morelli, NiTi Morelli, NiTi recoberto por resina epoxídica Morelli e NiTi recoberto por resina epoxídica GAC), dois tipos de ligaduras elastoméricas (Morelli e TP Orthodontics) e três tipos de braquetes do sistema Roth (aço inoxidável Morelli, e cerâmicos MXi da TP Orthodontics e Mystique da GAC), na presença ou não de saliva artificial. Os grupos foram caracterizados individualmente por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e ótica (MO) . Avaliou a força de atrito medindo-se a força máxima necessária para deslizar o fio em grama-força e obteve os seguintes resultados: Para os diferentes fios, a força de atrito foi menor para o aço inoxidável, e sucessivamente maior para o NiTi, NiTi recoberto GAC e NiTi recoberto Morelli. Estatisticamente, os braquetes apresentaram diferenças significativas entre si, porém, dependendo da interação avaliada, tais diferenças não foram observadas. A ligadura TP produz menor valor de força máxima do que a ligadura Morelli. A saliva, na maioria das vezes, favorece o deslizamento, reduzindo os valores de força.

HARZER ; BOURAUUEL ; GMYREK (2004) investigaram a deformação apresentada por braquetes de policarbonato em função do torque aplicado em suas canaletas. Utilizaram braquetes de policarbonato com e sem canaleta com reforço de metal e braquete metálico convencional de controle. Numa máquina e simulação clínica e utilizando arcos retangulares 0,016X0,022 “e 0,018X0,022” nos slots de 0,018 “, concluíram que os braquetes de policarbonato perdem maior valor de torque aplicado que o braquete metálico , e que o braquete com reforço de canaleta de metal perde menos que o sem reforço de canaleta de metal. Todos os braquetes apresentaram respostas aceitáveis clinicamente, mas devem ser reavaliadas as prescrições para os braquetes de policarbonato nas técnicas de arco contínuo pela eficiência clínica que estes braquetes apresentam na expressão de torque que é perdida pela deformação da canaleta.

KAPUR;KWON;CLOSE__(2004) compararam *in vitro* as resistências friccionais estáticas e cinéticas de braquetes cerâmicos com canaletas de metal, braquetes metálicos convencionais e dois tipos de braquetes cerâmicos com diferentes tipos de design na canaleta, todos com canaleta de espessura 0.022". Utilizaram fios de espessuras 0.018X0.025" e 0.021X0.025" de três materiais diferentes (aço inoxidável , níquel – titânio , beta – titânio). Os resultados mostraram que valores similares de fricção são encontrados entre os braquetes metálicos, cerâmicos com canaletas de metal e cerâmicos com dimensões menores e canaleta arredondada, e valores maiores de fricção são encontrados em braquetes cerâmicos convencionais . Os fios de aço inoxidável apresentaram menor valor de fricção seguido pelo níquel – titânio e pelo beta – titânio .

NISHIO *et al.* (2004) avaliaram as diferenças na magnitude das forças de fricção geradas entre braquetes cerâmicos , cerâmicos reforçados com canaletas de metal e metálicos e fios ortodônticos de aço inoxidável, níquel – titânio e beta – titânio , testados por tração em inclinações de plano de 0 a 10 graus. De acordo com os resultados , os braquetes metálicos apresentaram menores valores de fricção que os cerâmicos com canaletas de metal e os que apresentaram maiores valores foram os cerâmicos convencionais. Os fios de beta – titânio apresentaram os maiores valores de fricção seguidos pelos de níquel – titânio e pelos de aço inoxidável. Os valores foram diretamente proporcionais ao aumento da inclinação do conjunto testado.

SADAT-KHONSARI *et al.* (2004) testaram sete marcas comerciais de braquetes plásticos disponíveis no mercado, sendo divididas em braquetes de puro policarbonato, policarbonato com reforço de cerâmica , policarbonato com reforço de fibra de vidro, policarbonato com reforço de cerâmica e canaleta de metal, policarbonato com reforço de fibra de vidro e canaleta de metal, poliuretana, e poliuretana com canaleta de metal com um grupo controle de braquete metálico convencional. Os grupos foram colocados em um torquimetro desenvolvido para o teste com carga contínua. Os resultados mostraram que os braquetes plásticos com reforço de canaleta de metal apresentaram menor deformação e conseqüente

perda de torque, seguidos pelos de poliuretano, policarbonato, e policarbonato reforçado com fibra de vidro sendo que o de policarbonato reforçado com cerâmica apresentou a maior deformação. Os braquetes plásticos sem canaleta de metal apresentaram deformação ainda dentro dos limites, propostos, mas os resultados foram conclusivos de que somente os braquetes plásticos com reforço de canaleta de metal são comparáveis clinicamente aos braquetes metálicos convencionais.

THORSTENSON; KUSY (2004) compararam dois tipos de braquetes metálicos e um tipo de braquete de alumina policristalina com arredondamento dos slots e canaletas, contra braquetes convencionais metálicos e de alumina nos estados seco e úmido em testes de atrito com fios ortodônticos de aço inoxidável. Os pares de braquetes e fios foram deslizados com uma inclinação variável de 32 graus (entre -12 a + 12 graus). Obtiveram como resultado valores semelhantes e não significantes diferencialmente entre os grupos testados do mesmo material tanto no estado seco quanto úmido. Os braquetes metálicos apresentaram menores valores de atrito quando comparados com os de alumina, mas o arredondamento das canaletas não diferenciou positivamente os resultados.

MATERIAIS E MÉTODO

Este estudo seguiu as normas do Comitê de Ética do centro de Pós – Graduação da Faculdade de Odontologia São Leopoldo Mandic, seguindo a deliberação da Resolução 196/1.996 do CNS – Ministério da Saúde. Protocolo entregue no dia 29/08/05 sob o número 05/331.(Em anexo)

1.MATERIAL

Para a realização deste estudo foram utilizados os materiais ortodônticos listados abaixo:

-Três braquetes para canino cerâmico Roth - TECNIDENT® – Brasil (Fig 1)

-Três braquetes para canino compósito Roth TECNIDENT® – Brasil (Fig 2)

-Três braquetes para canino compósito com canaleta de metal Roth TECNIDENT® - Brasil (Fig 3).

-Três braquetes para canino compósito Roth MORELLI® – Brasil (Fig 4).

-Três braquetes para canino metálico Roth MORELLI® – Brasil, formando o grupo controle para os testes.(Fig 5).

-Três braquetes para Canino Roth Cerâmico Abzil® - Brasil (Fig 6).

-Quatro braquetes para incisivos superiores Edgewise – Standard MORELLI®– Brasil (Fig 7).

-Fios de Aço inoxidável -

0,016 X 0,022 “e 0,018” Fio de Aço inoxidável – Morelli® – Brasil

-Fio de amarrilho metálico 0,025 “– aço inoxidável – Morelli ®–Brasil”.

-Amarrilho elástico – Bengalinha – Morelli® – Brasil

-Fio de aço inoxidável 1mm – Morelli® – Brasil

-Resina composta – Fill Magic® – A3 – Vigodent – Brasil

-Adesivo para esmalte – Magic Bond®- Vigodent

-Disco de Carburundum

-Placa de Acrílico – (figura)

-Máquina de Ensaio Universal Emic –DL2000® - EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda - São José dos Pinhais – PR (fig 8, 9)

-Peso de chumbo – 50 g

-Célula de carga usada: 20kgf (fig 10 , 11)

-Computador = LG Athlon 3000+, 512m RAM, HD 120GB, monitor LG 17”

-Software = Tesc / VirMaq

-Comunicação com o microcomputador através de um canal serial padrão RS-232



Fig 1- cerâmico TECNIDENT® Fig 2- compósito TECNIDENT® Fig 3- canaleta de metal TECNIDENT®



Fig 4- compósito MORELLI® Fig 5- metálico MORELLI® Fig 6- Cerâmico Abzil®



Fig 7- Edgewise – Standard MORELLI®



Figura 8 Painel de controle da máquina de ensaio Emic DL2000®

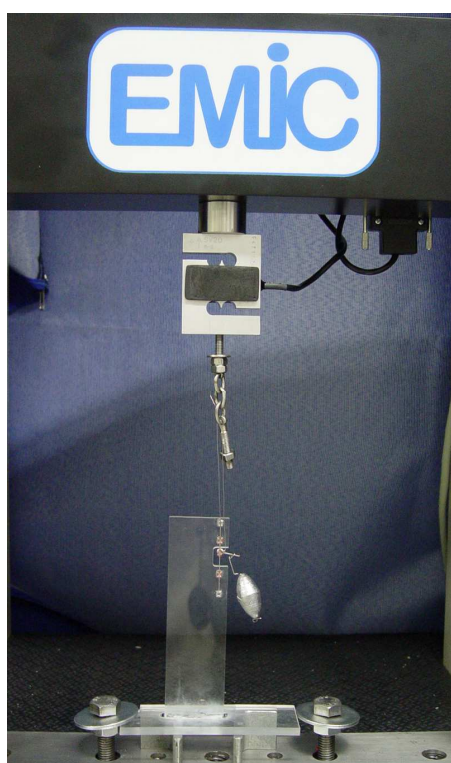


Figura 9 Máquina de ensaio EmicDL2000® e aparato ortodôntico fixado na base.



Figura 10 Célula de carga



Figura 11 Fixação do fio de amarrilho à célula de carga

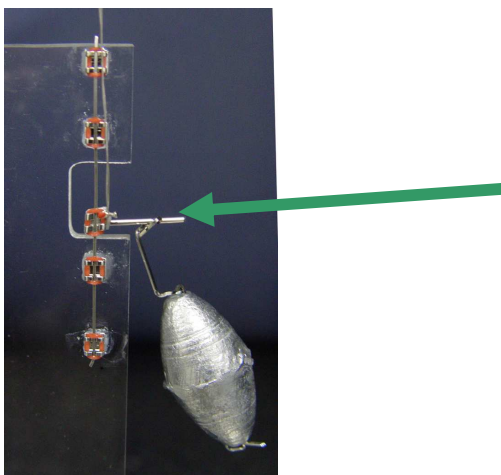


Figura 14. O braquete teste foi posicionado no fio, no espaço de 14 mm entre os dois conjuntos de braquetes – percorrendo 10 mm.

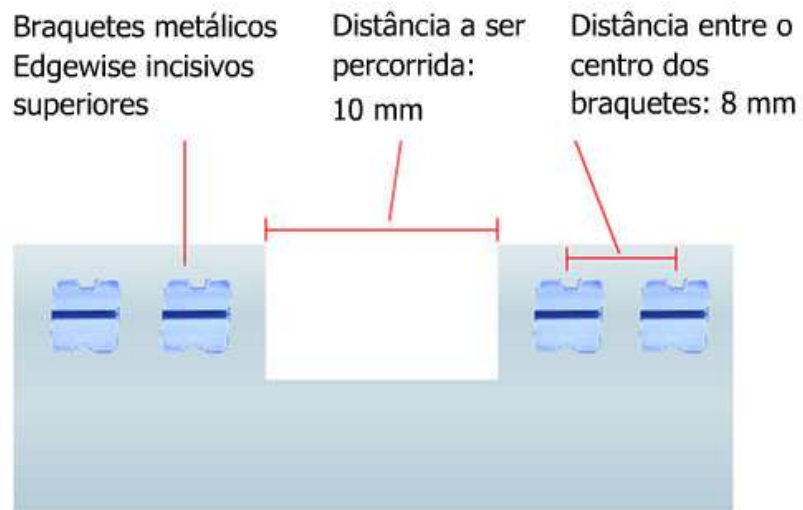


Figura 13



Figura 15 Placa de acrílico posicionada perpendicularmente ao solo e presa a máquina de ensaio EmicDL2000®.

1- CONFECÇÃO DO BRAQUETE TESTE E APARATO ORTODÔNTICO DE APOIO

1.1- Braquete teste

Nos três braquetes de cada grupo, foram colados com resina composta Fill Magic e o sistema adesivo Magic Bond® (Vigodent), no centro e perpendicular à base do braquete, fios com 14 mm de comprimento e 1 mm de espessura, que representavam a raiz de um dente canino. Neste fio, a 10 mm do centro da canaleta do braquete, foi confeccionado, com um disco de carborundum, uma pequena ranhura (figura 12), a qual demarcava e representava o centro de resistência da raiz, onde seria aplicada uma carga de 50 g para criar a força normal entre a canaleta do braquete e o fio ortodôntico, gerando pontos de atrito durante os ensaios.

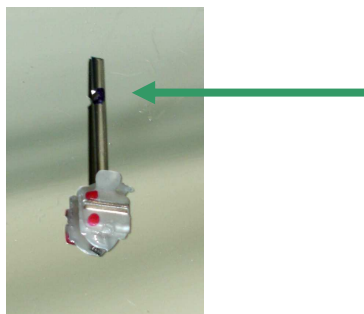


Figura 12

1.2- Aparato ortodôntico

Foi recortada uma placa em acrílico, com dimensões de 4,0cm de largura x 14,0 cm de comprimento x 0,5 cm de espessura. A seguir foi confeccionado um entalhe a 2cm de uma das extremidades com 10 mm x 12 mm de dimensão. (Fig.13).

Para montar um segmento de aparelho fixo compostos de quatro braquetes foram demarcados, na placa de acrílico, a posição da colagem de cada um dos quatro braquetes edgewise para incisivos superiores (Morelli®); a seguir foi abrasionado este local com uma lixa de granulação 120 (3M®) para assegurar a retenção dos braquetes. Estes foram colados a dois mm do entalhe, a uma distância de oito mm entre si, e mais dois braquetes, do lado oposto do entalhe.

A distância entre os dois conjuntos de braquetes foi de 14 mm. (Fig 13). O sistema adesivo Magic Bond® e a resina composta Fill Magic® foi utilizado de acordo com as instruções do fabricante para a fixação dos braquetes, e, antes que ocorresse a polimerização, um fio 0,021 x 0,025 “ foi encaixado nas canaletas dos braquetes, garantindo o alinhamento dos mesmos sendo logo após a polimerização, esse fio foi removido.

A placa de acrílico, com o segmento de fio montado, foi fixada verticalmente na base de uma máquina Emic DL2000®, de tal maneira que o fio que passava pela canaleta dos braquetes ficasse alinhado com o centro da célula de carga (fig.14) na parte superior da máquina de ensaios.

Na placa confeccionada, foi posicionado o primeiro conjunto de fio/braquete ortodôntico, sendo fixado com amarrilho elástico e as extremidades do fio foram dobradas justas aos braquetes para que não deslizassem através das canaletas.

Um fio 0,025 “foi dobrado em forma de” U “foi posicionado apoiando-se na superfície mesial do braquete teste e as duas extremidades foram fixadas a célula de carga (fig 15).

O contra-peso (50g) posicionado no prolongamento simulando a raiz de um dente canino criou pelo menos duas áreas de contato e atrito entre fio e braquetes.

2- MÉTODO

Os braquetes dos testes foram divididos em seis grupos da seguinte maneira:

Grupo 1- compósito cristal Tecnident®

Grupo 2- compósito com canaleta de metal Tecnident®

Grupo 3- cerâmico Abzil®

Grupo 4- cerâmico Tecnident®

Grupo 5- compósito Morelli®

Grupo 6- metálico Morelli® (controle)

Três braquetes de cada tipo = 18 braquetes no total para cada espessura de fio ortodôntico (0,018 “e 0,016x0, 022”).

Para medição e averiguação dos resultados os grupos foram divididos em corpos de prova com as seguintes denominações:

Grupo 1- corpos de prova (cp) 1-9

Grupo 2 – corpos de prova 10-18

Grupo 3- corpos de prova 19 – 27

Grupo 4- corpos de prova 28- 36

Grupo 5 – corpos de prova 37-45

Grupo 6 – corpos de prova 46-54

Com os conjuntos montados, a máquina de testes Emic® foi acionada e cada braquete foi puxado, deslizando a velocidade de 5mm/min através do segmento de fio, por uma distância de 8mm. O registrador gráfico da máquina de ensaios foi programado com um fundo de escala limite de 400g, escolhido depois dos testes piloto terem revelado os limites das forças encontradas no experimento.

Cada conjunto braquete/fio foi testado três vezes = 54 testes, sendo divididos em corpos de prova de numero 1 a 54 para cada espessura de fio.

A força necessária para a condução do braquete através do fio (pico máximo) foi registrada sob a forma de gráfico - força x tempo pelo software Tesc / VirMaq ®. Um gráfico foi gerado para cada tração dos 18 espécimes testados nas duas espessuras de fio separadamente.(Anexos)

Todos os ensaios foram realizados pelo mesmo operador na mesma máquina de ensaios, variando a data da realização dos testes para as espessuras de 0,018 “e 0,016X0, 022”.

3- METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Para este experimento foram testadas as seguintes combinações de níveis dos fatores tratamentos:

- Braquete compósito Tecnident ®e fio de aço inoxidável 0,018 “.
- Braquete compósito Tecnident® e fio de aço inoxidável 0,016X 0,022“.
- Braquete compósito com canaleta de metal Tecnident® e fio de aço inoxidável 0,018 ““.
- Braquete compósito com canaleta de metal Tecnident® e fio de aço inoxidável 0,016X0, 022 ““.
- Braquete cerâmico Abzil ®e fio de aço inoxidável 0,018 “.
- Braquete cerâmico Abzil ®e fio de aço inoxidável 0,016X0, 022 “.
- Braquete cerâmico Tecnident ®e fio de aço inoxidável 0,018 “.
- Braquete cerâmico Tecnident ®e fio de aço inoxidável 0,016X0, 022“.
- Braquete compósito Morelli ®e fio de aço inoxidável 0,018 “.
- Braquete compósito Morelli ®e fio de aço inoxidável 0,016X 0,022 “.
- Braquete metálico Morelli® e fio de aço inoxidável 0,018 “.
- Braquete metálico Morelli ®e fio de aço inoxidável 0,016X 0,022 “.

Para cada teste com três repetições individuais, a variável foi à força de resistência ao deslize.

O tratamento estatístico envolveu:

- Erro de Método (Análise do sistema de medição)
 - Estatística descritiva através de cálculos de médias e desvio padrão
 - Análise gráfica de barras e Box Plot
 - Estipulação por intervalo de confiança para a força de resistência ao deslize.
- Análise de Variância (ANOVA com $p < 0,01$) e Teste de Tukey (Comparação Múltipla de Médias), para se verificar quais eram as médias que diferiam quando se alteravam fios e braquetes.

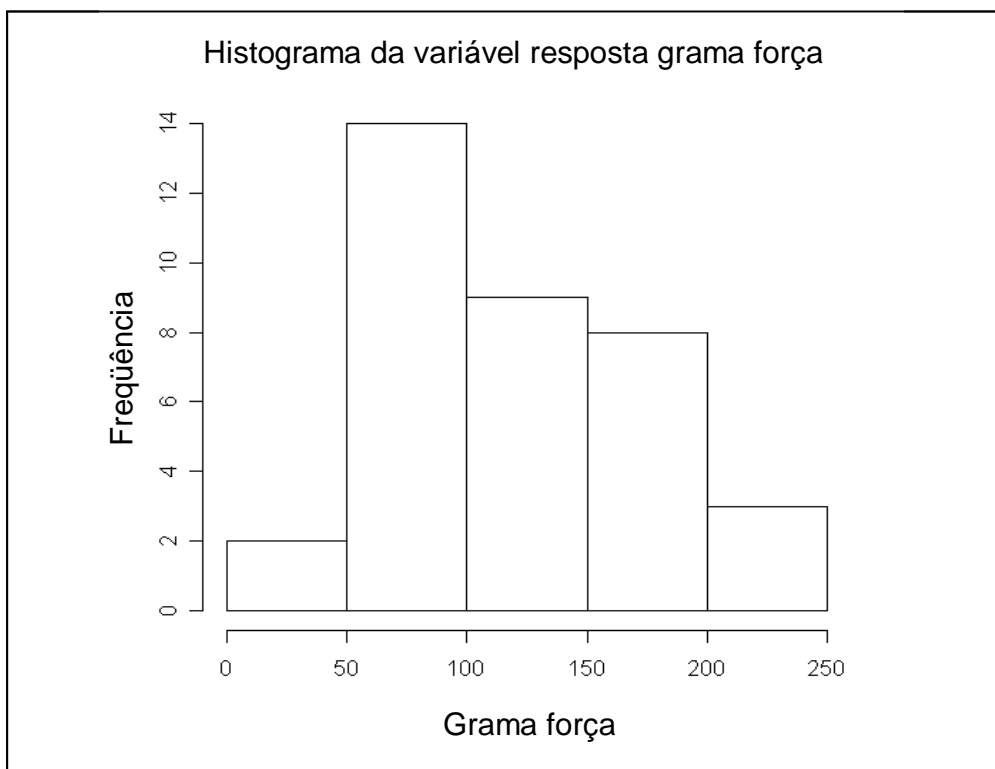
RESULTADOS

Os resultados das análises do estudo comparativo entre os diferentes tipos de braquetes estéticos nacionais e fios de aço inoxidável são apresentados a seguir sob a forma de relatório de análise estatística.

ESTATÍSTICA DESCRITIVA

Pelo Gráfico 1 observa-se que a variável resposta (grama força) apresenta um decrescimento exponencial, ou seja, concentra um grande número de observações especialmente no intervalo entre 50gf e 150gf diminuindo à medida que estes aumentam. Como esta variável é contínua, pois os desajustes são medidos em gf (grama força) podendo apresentar qualquer valor dentro dessa escala e, como a curva observada no histograma é assimétrica, pode-se considerar, por exemplo, a distribuição gama.

GRÁFICO 1 - Histograma da variável resposta grama força



Na Gráfico 2, observa-se pelos boxplots apresentados, em que as forças de deslizamento são considerados para cada grupo (Grupo 1 - Compósito Cristal Tecnident, Grupo 2 Compósito com Canaleta de Metal Tecnident, Grupo 3 - Cerâmico Abzil, Grupo 4 - Cerâmico Tecnident, Grupo 5 - Compósito Morelli, Grupo 6 - Metálico Morelli controle). Verifica-se que o comportamento do Grupo 1 e do Grupo 5 assemelha-se tendo as forças de deslizamento menores e pouca variabilidade. Já para os Grupos 3 e 4 os comportamentos são similares, porém produzem os maiores atritos e maior variabilidade. No que diz respeito aos Grupos 2 e 6 (controle) os mesmos comportam-se de maneira particular, enquanto o grupo 2 apresenta valores de força pequenos e grande variabilidade, já o Grupo 6 difere de todos os demais grupos. A partir da Tabela 1, na qual são sumarizadas as medidas descritivas, observa-se que a média e a mediana do Grupo 6 (controle) são 121,85gf e 123,31gf, respectivamente, centralizando-se entre as médias e as medianas dos demais grupos.

GRÁFICO 2 - Boxplot da variável resposta considerando os grupos

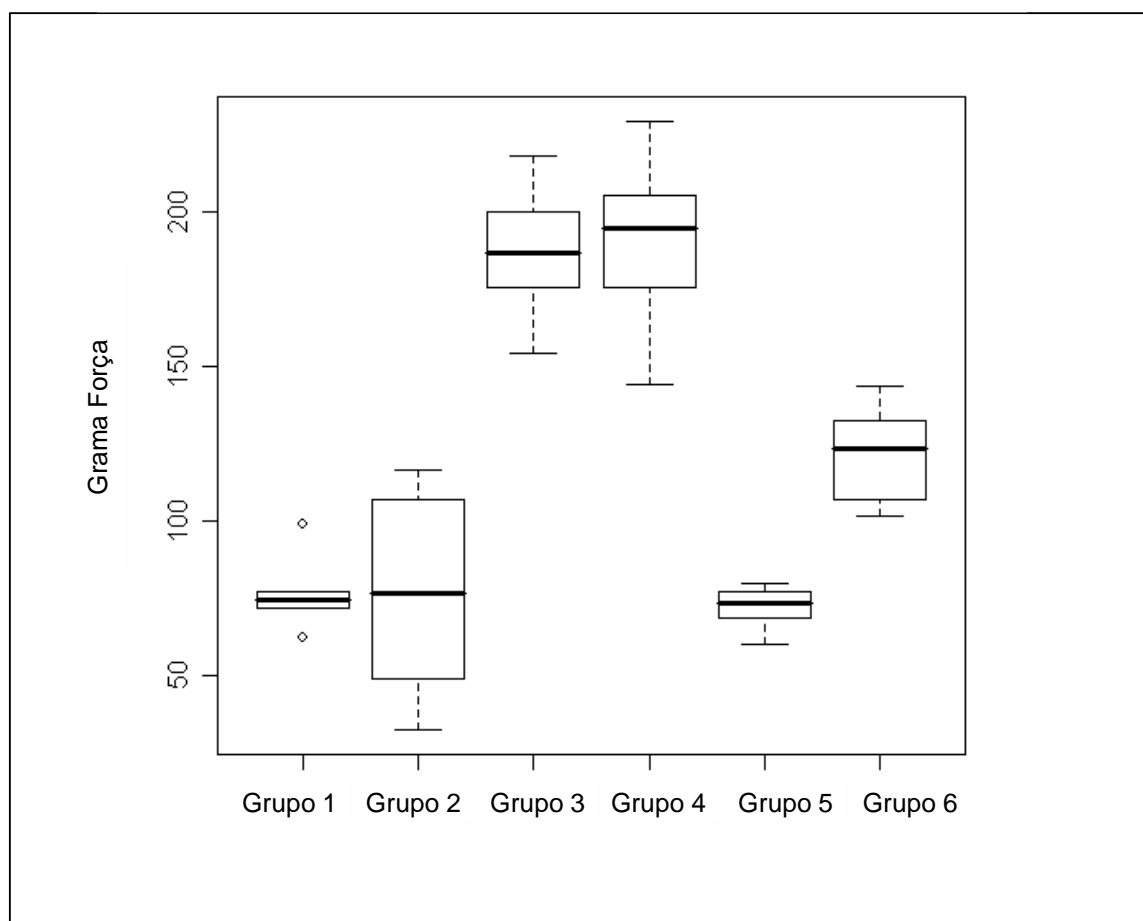
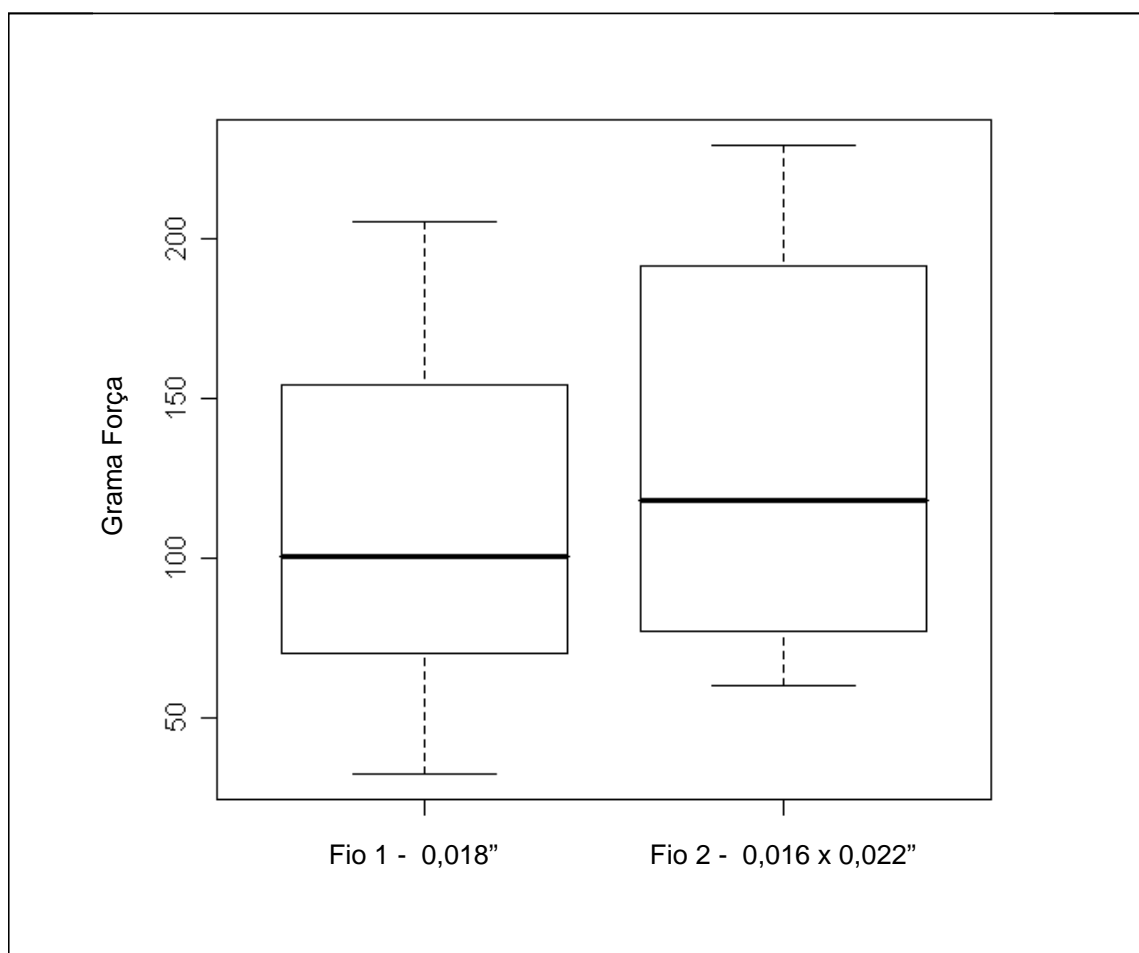


TABELA 1 - Resumo descritivo da variável resposta (gf) considerando os grupos e os fios

	Grupos						Fios	
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6	Fio 1	Fio 2
Mínimo	62,51	32,56	154,08	144,03	60,09	101,62	32,56	60,09
Mediana	74,49	76,58	186,57	194,62	73,43	123,31	100,31	118,30
Média	76,53	76,32	186,74	190,44	72,13	121,85	111,56	129,78
Máximo	99,00	116,43	217,83	229,10	79,99	143,34	205,00	229,10
Variância	146,70	1066,96	474,34	825,68	52,64	244,99	2842,48	3281,35
Desvio Padrão	12,11	32,66	21,77	28,73	7,25	15,65	53,31	57,28

A partir da Tabela 1 e da Gráfico 3, em que são apresentados boxplots do comportamento da variável resposta considerando os fios, nota-se que em média as forças de resistência ao deslizamento são maiores para o fio 2 (0,016X0,022”).

GRÁFICO 3 - Boxplot da variável resposta considerando os fios



Observa-se através da Gráfico 4 e da Tabela 2, que o comportamento dos grupos aparentemente diferem quando considerados os fios, entretanto, nota-se que para os grupos 1 e 5 existe proximidade. Existem indícios que o fio 1 (0,018") produz menores valores de força de resistência ao deslizamento que o fio 2 (0,016 x 0,022") para os grupos 2, 3, 4 e 6 (controle).

GRÁFICO 4 - Perfis médios observados para a variável resposta (gf) considerando o comportamento dos grupos relativamente aos fios

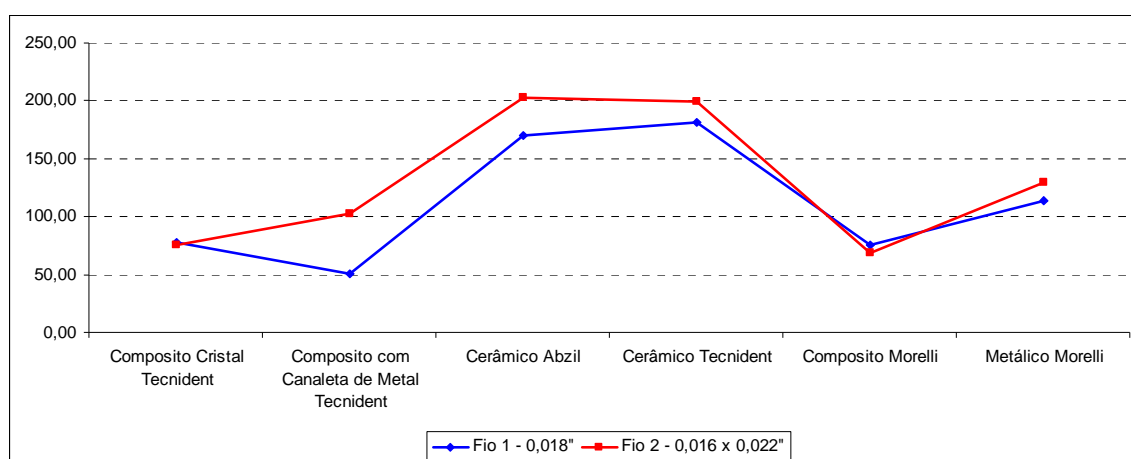


TABELA 2 – Diferença dos perfis médios observados para a variável resposta (gf) considerando o comportamento dos grupos relativamente aos fios

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6
Fio 1 - 0,018"	77,73	50,19	170,47	181,62	75,62	113,72
Fio 2 - 0,016 x 0,022"	75,32	102,45	203,02	199,26	68,64	129,99
Diferença	2,41	-52,26	-32,55	-17,65	6,97	-16,27
Módulo da diferença	2,41	52,26	32,55	17,65	6,97	16,27

DISCUSSÃO

KUSY;WHITLEY (2001) relataram que nos anos 70, os braquetes plásticos apareceram sendo fabricados por plásticos injetados de um polímero aromático chamado policarbonato. O desejo estético foi aumentado, mas na experiência clínica, manchamento, odores, deformação após cargas e quebras determinaram o progressivo abandono destes. Nos anos 80, os braquetes cerâmicos foram desenvolvidos dando uma nova esperança estética para os profissionais e pacientes. Feitos de alumina, e depois de zircônio, demonstraram melhores propriedades em relação à cor e durabilidade, ainda sendo freqüentes quebras em torsão e suas propriedades de atrito eram maiores quando comparadas com os de aço inoxidável. No início da década de 90, algumas empresas tendo estes dados, incluíram slots metálicos nos braquetes cerâmicos melhorando as propriedades de atrito e de torsão, equiparando-se aos metálicos.

KARAMOUZOS;ATHANASIOU; PAPADOPOULOS (1997) argumentaram que os braquetes cerâmicos possuem excelentes propriedades ópticas e aparência satisfatória com compromisso funcional significativo. Eles são duráveis, permitem adequado controle de forças sob longos períodos de tratamento e possuem mínimo risco de descoloração. A introdução desses braquetes foi importante para estimular a realização de tratamentos ortodônticos em pacientes adultos e a aceitabilidade por parte dos pacientes tem contribuído significativamente para expansão e desenvolvimento de modalidades terapêuticas ortodônticas. HOLT;NANDA; DUNCANSON (1991) salientaram que os braquetes estéticos (cerâmicos) são feitos de óxido de alumínio, o qual é referido como alumina, e que existem dois tipos no mercado: (1) braquetes de alumina policristalina, o tipo disponível mais comum e (2) braquetes de alumina de cristal único ou safira. As cerâmicas são conhecidas pela sua cor ser semelhante à dos elementos dentais, e pelos inconvenientes como alta dureza, friabilidade e pela dificuldade de polimento na sua superfície, podendo trazer como conseqüências: desgaste dos dentes antagonistas pelo contato oclusal, descolagem do braquete

do elemento dental e possível fragmentos cerâmicos causados pela fratura da superfície da canaleta destes braquetes, que podem trazer um incremento de fricção no sistema ortodôntico.

VANZIN (2002) descreveu que dentre as técnicas de fechamento de espaços na arcada dentária, a mecânica de deslizamento é freqüentemente empregada. Esta mecânica consiste na movimentação dentária guiada pelos braquetes através dos fios ortodônticos. Contudo, uma força chamada atrito dificulta, ou impede, este movimento. Nos materiais ortodônticos, diversas variáveis influenciam na força de atrito, dentre elas os diferentes tipos de materiais que compõem os braquetes e fios.

OMANA *et al.* (1992) apontaram que durante o movimento ortodôntico, como na retração de um canino, a relação do braquete com o fio pode variar consideravelmente nos diferentes estágios do tratamento. Listaram diversas variáveis que afetam a força de atrito, podendo ser tanto mecânicas como biológicas. Variáveis mecânicas incluem material do braquete; tamanho da canaleta e seu arredondamento ou não; largura e angulação do braquete; forma, espessura e material do fio ortodôntico, bem como material da ligadura e a força da ligação.

Para BRAGA (2002) um fator importante que define a eficácia dos aparelhos é o atrito existente entre as superfícies de fios e braquetes visto que, durante a movimentação dentária, a força de atrito atua contrariamente ao movimento ortodôntico. LIEW *et al.* (2002) declararam que a resistência friccional ocorre em momentos iniciais do alinhamento dental e nos movimentos finais dos dentes nas mecânicas de deslize. A resistência ao deslize é dividida em três partes: fricção clássica (estática e dinâmica), dobras elásticas e arrasto físico. Dobras elásticas ocorrem quando o ângulo de contato entre o arco e o slot do braquete excede o valor crítico determinado pela secção transversal do slot e a dimensão do fio. As dobras elásticas podem progredir para arrasto físico (sulcos) no braquete, fio ou ambos.

Neste estudo verificamos, por meio de um experimento *in vitro*, se existem diferenças significativas entre as forças de resistência ao deslize de braquetes

convencionais de aço inoxidável e braquetes estéticos nacionais de policarbonato com e sem canaleta de metal e de cerâmica, quando tracionados sobre fios de aço inoxidável de duas espessuras (0,018 “e 0,016X 0,022”), como ANGOLKAR *et al.* (1990) e IRELAND;SHERRIFF;MCDONALD (1991) que decidiram, em vista do aumento da popularidade dos braquetes cerâmicos, comparar estes com os braquetes de aço inoxidável. Da mesma forma, este estudo teve como objetivo comparar os braquetes mais utilizados pelos ortodontistas: aço inoxidável convencional, policarbonato e alumina policristalina.

Salienta-se, entretanto, que os valores obtidos não são os valores reais encontrados na cavidade bucal quando esses materiais ortodônticos são utilizados, como já demonstrado por FRANK;NIKOLAI (1980).

HO;WEST (1991) já haviam admitido que a magnitude do atrito registrado nos testes experimentais é diferente, sendo substancialmente maior do que as forças aplicadas no movimento ortodôntico clínico.

DOWNING *et al.* (1994) declararam que em termos gerais, o atrito é definido como a força que atua nas superfícies entre dois corpos quando um corpo desliza ou tende a deslizar sobre outro. A força de atrito é sempre paralela às superfícies que estão em contato e sua magnitude depende da quantidade da força normal (perpendicular) empurrando uma superfície contra a outra, da rugosidade de superfície e da natureza dos materiais dos quais as superfícies são feitas. Salientaram que, as forças de atrito estático e dinâmico são significativamente diferentes, com as primeiras sendo maiores do que as últimas.

LOFTUS ; ARTUN (2001) afirmaram que condições clínicas padrão para avaliação exata do atrito são difíceis de estabelecer. Por essa razão, a maioria das informações é derivada de experimentos laboratoriais.

IRELAND *et al.* (1991), dividem o atrito em modo estático e dinâmico. O atrito vai variar entre os dois modos no momento em que os dentes, sendo movidos alternadamente, se inclinam e verticalizam durante o movimento dentário. A fricção encontrada durante o movimento dentário se distingue em 2 fases: fricção estática, sendo definida como a resistência ao movimento inicial do dente e a fricção dinâmica ou cinética a qual atua durante o período de movimento

propriamente dito. Como o movimento dentário sobre o arco ortodôntico ocorre de maneira gradual, com pequenos trechos de deslocamento, a fricção estática tem maior efeito nas mecânicas pré – ajustadas que a fricção dinâmica. (OMANA *et al.* 1992).

PROSOSKI;BAGBY;ERICKSON (1991) e BAZAKIDOU *et al.* (1997), mediram a força de atrito e não o coeficiente de atrito. Entretanto, apesar de serem grandezas distintas, as conclusões encontradas para os materiais testados devem ser coincidentes, independentemente da grandeza medida (força ou coeficiente de atrito).

DICKSON;JONES;DAVIES (1994) comprovando isso afirmaram que o coeficiente de atrito segue as mesmas tendências da força de atrito, portanto, todas as conclusões feitas para um são verdadeiras para o outro.

KUSY *et al.* (1988) ainda já haviam salientado que baixos coeficientes de atrito minimizam as forças de atrito e são fundamentais para a eficiência da mecânica de deslizamento. Ressalta-se que no presente estudo optou-se por medir força de resistência ao deslizamento.

Para BRAGA (2002) alguns trabalhos não especificaram a grandeza utilizada nos testes e desta forma, resultados e conclusões dos materiais foram mencionados com o termo "atrito" (não se sabe se a avaliação foi feita com relação à força ou ao coeficiente). Eles não foram desprezados uma vez que, independentemente da grandeza utilizada, as conclusões são coincidentes.

FRANK;NIKOLAI (1980) afirmaram que os coeficientes de atrito estático e dinâmico são similares. Entretanto, TAYLOR;ISON (1996) constataram que a relação entre atrito estático e dinâmico variou entre diferentes braquetes e, portanto, a medida de atrito que está sendo registrada deve ser especificada. Os trabalhos de DICKSON;JONES;DAVIES (1994), FRANK;NIKOLAI (1980), e OMANA;MOORE; BAGBY (1992) também foram realizados medindo-se somente o atrito estático de diferentes combinações de fios e braquetes. Assim como o estudo em questão, muitos autores realizaram os experimentos sob avaliação tanto do atrito estático quanto do dinâmico como, por exemplo, BAKER *et al.* (1987), DOWNING; MCCABE ; GORDON (1994), KEITH;JONES;DAVIES (1993),

KEITH;KUSY;WHITLEY (1994), KUSY;WHITLEY (1990b, 2001) e KUSY;WHITLEY;PREWITT (1991). Outros autores testaram somente o atrito dinâmico como ANGOLKAR *et al.* (1990), ARTICOLO ; KUSY (1999), BAZAKIDOU *et al.* (1997), BEDNAR;GRUENDEMAN;SANDRIK (1991), HO;WEST (1991), KAPILA *et al.* (1990), LOFTUS *et al.* (1999), ROSE ; ZERNIK (1996), STANNARD;GAU;HANNA (1986) e THORSTENSON;KUSY (2002).

Muitos protocolos de testes de laboratório têm sido utilizados para o estudo de forças de atrito. Tanto a força de atrito estático (aquela que resiste ao movimento), quanto a de atrito dinâmico (a força que existe durante o movimento), têm sido avaliadas. Há algum debate sobre qual avaliação de força é mais pertinente ao tratamento ortodôntico, mas, segundo os autores, é possível avaliar ambas ou cada uma individualmente, desde que exista um protocolo experimental apropriado.

KEITH;JONES;DAVIES (1993) utilizaram segmentos de fios de aço inoxidável de cinco cm para medir o coeficiente de atrito estático.

ANGOLKAR *et al.* (1990) utilizaram sete cm de extensão de fio de diferentes ligas (aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio) para testar a força de atrito dinâmico. Para a realização do teste de resistência ao deslizamento, utilizou-se segmentos de fios de aço inoxidável de aproximadamente 10cm, como DICKSON; JONES;DAVIES (1994) que utilizaram fios de aço inoxidável, de fibra ótica e de níquel-titânio para testar o coeficiente de atrito dinâmico. Ressalta-se que comprimentos menores de fios são suficientes para testar o coeficiente de atrito estático, uma vez que esse é medido imediatamente antes do braquete iniciar o movimento sobre o fio.

Os segmentos de aço inoxidável deste estudo em questão foram obtidos de varetas, como utilizaram KUSY ; WHITLEY (1990a) também para medir o coeficiente de atrito. No presente estudo, houve uma preocupação com relação à padronização do posicionamento dos fios na estrutura de acrílico de suporte para a tração na máquina de ensaio universal Emic®, da mesma forma que no estudo de SECCO (1999), no qual o autor utilizou braquetes previamente alinhados para apoio do fio teste e estes colocados em posição linear com o fio de tração da

máquina, para assegurar que todos estavam sob mesma quantidade de tração e razoavelmente retos.

Quatro braquetes de incisivos superiores (Edgewise *slot*. 022 “Morelli®) foram colados com resina composta Fill Magic® nas sua respectiva base de acrílico. Dando suporte a esse procedimento, YAMAGUCHI *et al.* (1996) já haviam colado braquetes de aço inoxidável estreitos, médios e largos em uma placa de metal com um material adesivo ortodôntico para avaliar o comportamento dos braquetes na mecânica de deslizamento. TIDY (1989), por sua vez, tinha colado quatro braquetes Edgewise em uma placa metálica rígida. Já KEITH; JONES; DAVIES (1993) tinham utilizado resina epóxi para colar braquetes estéticos e braquetes de aço inoxidável em um cilindro de resina para, assim, medir o coeficiente de atrito estático e dinâmico dos diferentes materiais. Desta forma, percebe-se que é importante fixar os braquetes selecionados em alguma estrutura durante a realização dos testes de atrito, a fim de que o fio passe dentro dos slots dos braquetes e a força de resistência ao deslize ou coeficiente de atrito seja calculado. Os braquetes permanecem imóveis na base de acrílico, evitando que a simulação do movimento dentário ortodôntico, em decorrência da sua complexidade, altere ainda mais o modo de atrito (estático e dinâmico), causando interferência na medição da força de resistência ao deslize. Isto também havia sido comentado no trabalho de IRELAND; SHERRIFF ; MCDONALD (1991), que utilizaram braquetes imóveis simulando um bloco de dentes de ancoragem no qual clinicamente mínima inclinação e rotação ocorreriam. Desta forma, a técnica experimental se torna relativamente simples e muito eficaz.

BAZAKIDOU *et al.* (1997), KAPUR; SINHA ; NANDA (1998, 1999a, 1999b), LOFTUS *et al.* (1999) e OGATA *et al.* (1996) utilizaram braquetes de slot 0,022 “para testar atrito. KEITH; KUSY ; WHITLEY (1994) já haviam comprovado que a diferença no tamanho dos slots de braquetes pode ser desconsiderada quando o coeficiente de atrito entre fios e braquetes é medido em uma angulação de zero grau. Cabe salientar que, na presente pesquisa, os braquetes apresentaram o mesmo tamanho de *slot* 0,022” apenas como forma de padronização do

experimento, visto que o grau de inclinação do tracionamento seria diferente de zero.

Os dois tipos de braquetes estéticos cerâmicos selecionados para o experimento (Abzil[®] e Tecnident[®]) são compostos de alumina policristalina. SWARTZ (1988) afirmou que a maioria dos braquetes estéticos disponíveis no mercado são policristalinos e GHAFARI (1992) afirmou que braquetes policristalinos são mais apropriados para o uso ortodôntico.

DICKSON; JONES DAVIES (1994) e KEITH; JONES; DAVIES (1993), com a intenção de avaliar o atrito estático de diferentes combinações de fios e braquetes, registraram a força requerida para iniciar o movimento do fio através do braquete. BRAGA (2002) registrou a força máxima aplicada imediatamente antes da base com os braquetes ser movimentada (iminência do movimento) e realizou o cálculo do coeficiente de atrito. Entretanto, neste caso, a peça movimentada foi o braquete e não o fio, assim como no trabalho de ANDREASEN; QUEVEDO (1970).

BAKER *et al.* (1997), por sua vez, já haviam afirmado que os atritos dinâmico e estático ocorrem em qualquer situação ortodôntica na qual existe um deslocamento do fio através do braquete ou do braquete ao longo do fio por um período de tempo. Neste presente estudo optou-se por movimentar o braquete em decorrência do tipo de equipamento que foi projetado para medir a força de resistência ao deslize e tentar simular o movimento de retração de um dente canino como efetuado similarmente por SECCO (1999).

Antes de cada teste, os braquetes e fios foram mergulhados em um recipiente de vidro com etanol 92%, a fim de remover as impurezas, e foram secos com jatos de ar, assim como KEITH; KUSY; WHITLEY (1994); ARTICOLA; KUSY (1999) e BRAGA (2002) já haviam afirmado que a limpeza da superfície dos materiais testados é um dos fatores que afeta a força de atrito e, por essa razão, utilizaram etanol para realizar a descontaminação das peças antes do experimento ser realizado. No estudo desses autores as peças também foram secas com jatos de ar. O procedimento de limpeza é fundamental, já que qualquer resíduo que

permaneça na superfície do fio ou braquete durante os testes pode interferir nos resultados da força de resistência ao deslize.

ZUFALL; KENNEDY; KUSY (1998) também haviam relatado em seu estudo que a abrasão do fio aumentou com a força normal por causa da sulcagem na superfície do fio.

Como BEDNAR;GRUENDEMAN;SANDRIK (1991), e KEITH;JONES;DAVIES (1993) e DICKSON;JONES; DAVIES (1994) antes que cada combinação entre fio e braquete fosse testada o medidor da máquina e o software de análise, foram zerados.

O deslizamento dos braquetes ao longo dos fios ocorreu pela tração do conjunto braquete, fio simulando a raiz e contra-peso no centro de resistência, como SECCO (1999), mas em velocidade de 5mm por minuto para facilidade de realização da simulação.

Os testes de cada combinação fio / braquete foram repetidos três vezes com o objetivo de estimar uma variabilidade em cada combinação, assim como BEDNAR;GRUENDEMAN;SANDRIK (1991), TANNE *et al.* (1994).

Esse trabalho está dentro dos padrões propostos por KUSY;WHITLEY (1990a), que salientaram a importância de se realizar pelo menos dois testes para cada combinação fio / braquete. KEITH;JONES;DAVIES (1993), por sua vez, realizaram dois registros para cada conjunto de teste e DRESCHER; BOURAUUEL ; SCHUMACHER (1989), PRATTEN *et al.* (1990), ROSE;ZERNIK (1996), STANNARD;GAU;HANNA (1986), TANNE *et al.* (1991) e TIDY (1989) testaram cinco vezes cada combinação. Outros autores como OMANA;MOORE;BAGBY (1992), TAYLOR;ISON (1996) e YAMAGUCHI *et al.* (1996) obtiveram seis valores da força de atrito estático, e alguns autores testaram dez vezes cada combinação entre fio e braquete, (ANDREASEN;QUEVEDO (1970), DOWNING;MCCABE;GORDON (1994, 1995), HO;WEST (1991), LOFTUS *et al.* (1999) e THOMAS; SHERRIFF;BIRNIE (1998)).

TIDY (1989) verificou que a maioria das avaliações tem sido conduzida na temperatura ambiente da sala de teste, já que o objetivo não é simular as

condições reais da cavidade bucal. Os testes foram realizados na temperatura ambiente da sala (27°C).

Os testes foram realizados no estado seco, como os trabalhos de ARTICOLO; KUSY (1999), BAZAKIDOU *et al.* (1997), BEDNAR;GRUENDEMAN;SANDRIK (1991), HO;WEST (1991), KUSY; WHITLEY (1990b), TIDY (1989), SECCO (1999) e ZUFALL;KUSY (2000). Alguns autores como ANDREASEN;QUEVEDO (1970), BAKER *et al.* (1987), IRELAND;SHERRIFF; MCDONALD (1991), STANNARD;GAU ;HANNA (1986) realizaram os experimentos tanto no estado seco como no úmido. GARNER;ALLAI;MOORE (1986), LOFTUS *et al.* (1999) usaram saliva artificial para simular o meio ambiente oral, sobre os braquetes e os fios.

Neste experimento os conjuntos teste, foram ligados aos fios por meios de ligaduras elásticas de mesma marca e lote para padronizar ao máximo a força gerada por esse componente. YAMAGUCHI *et al.* (1996) afirmaram que uma desvantagem potencial dos diferentes métodos de utilização de amarrilhos é que eles aumentam cada força normal para um grau variável, resultando em falta de padronização no projeto de estudos experimentais. Para TANNE *et al.* (1991) os fios não são amarrados nos braquetes, eliminando, assim, a interferência do amarrilho na simulação do movimento dentário.

Os materiais e o equipamento para medir a força de resistência ao deslize, bem como o operador, foram sempre os mesmos em todos os testes realizados, apenas os conjuntos de fios e braquetes foram substituídos depois de terem sido testados com os três vezes. SAUNDERS;KUSY (1994), avaliaram o efeito da utilização de fios de aço inoxidável, níquel-titânio, beta-titânio e cromo-cobalto, quando testados com braquetes estéticos, constataram que múltiplos testes não tiveram efeito adverso sob qualquer combinação fio / slot de braquete. KEITH; JONES;DAVIES (1993) já haviam constatado que braquetes estéticos não foram prejudicados pelo deslizamento dos fios de aço inoxidável através dos seus slots. FRANK;NIKOLAI (1980), entretanto, haviam relatado que o nível de força de atrito entre braquetes e fios aumentou com o uso repetido de braquetes, mas não

especificaram quantos testes foram realizados até que pudesse ser observado o desgaste mecânico de cada tipo de braquete.

Para avaliar o efeito de diferentes fios e braquetes sobre a força de resistência ao deslize, utilizou-se à técnica estatística de Análise de Variância (ANOVA $P < 0,01$) e Teste de Tukley (Comparação Múltipla de Médias) para se verificar quais eram as médias que diferiam quando se alteravam fios e braquetes, como utilizado por KUSY; WHITLEY (1990a), MICHELBERGER *et al.* (2000), OMANA;MOORE;BAGBY (1992).

De acordo com a Tabela 1 (resultados), percebe-se que os braquetes metálicos (Morelli®) apresentaram valores de resistência ao deslize menores do que os braquetes estéticos cerâmicos (Tecnident® e Abzil®), independentemente do fio utilizado (0,018 "ou 0,016X0, 022"). BEDNAR;GRUENDEMAN;SANDRIK (1991), GHAFARI (1992), KEITH;JONES;DAVIES (1993), KUSY (1991), KUSY; SAUNDERS ; WHITLEY (1997), KUSY; WHITLEY ; PREWITT (1991), OMANA; MOORE ; BAGBY (1992), PRATTEN *et al.* (1990) e TSELEPIS;BROCKHURST;WEST (1994) já haviam constatado que geralmente os braquetes estéticos produzem mais atrito do que os braquetes convencionais metálicos. JACOBSON (2001) ainda salientou que isto é verdadeiro independentemente do material do slot do braquete estético, e ANGOLKAR *et al.* (1990) afirmaram que isto ocorre tanto no tamanho de slot. 018" como no .022". Os últimos autores atribuíram as diferenças entre os braquetes às características de textura de superfície que cada material apresenta. GHAFARI (1992) salientou que as complicações decorrentes da utilização de braquetes cerâmicos como a abrasão dentária e os valores de atrito elevados tornam necessária uma seleção cuidadosa dos casos em que eles serão utilizados.

No estudo de IRELAND;SHERRIFF;MCDONALD (1991), entretanto, os braquetes estéticos utilizados apresentaram uma aspereza reduzida e menor atrito quando comparados com os braquetes convencionais de aço inoxidável. O resultado pode estar relacionado com o fato de ter sido utilizado somente um braquete em contato com o fio durante o teste do atrito. Quando esses autores repetiram os experimentos utilizando um modelo de segmento bucal de dois

braquetes e um tubo, os resultados encontrados foram diferentes: braquetes estéticos apresentaram coeficiente de atrito igual ou maior do que os braquetes convencionais de aço inoxidável, dependendo do tamanho do fio testado (. 019 "x.025" e.017 "x.025", respectivamente). Com exceção de KUSY;WHITLEY (1990a), que não encontraram diferenças significativas entre os coeficientes de atrito dos dois tipos de braquetes, e DOWNING;MCCABE;GORDON (1994), que afirmaram que o material do braquete exerce pouca influência na força de atrito, os demais estudos citados na presente pesquisa que testaram essa variável constataram que braquetes estéticos cerâmicos produzem mais atrito do que braquetes convencionais de aço inoxidável.

No Gráfico 2 (resultados), observa-se pelos boxplots apresentados, em que a força de deslizamento é considerada para cada grupo (Grupo 1 - Compósito Cristal Tecnident, Grupo 2 Compósito com Canaleta de Metal Tecnident, Grupo 3 - Cerâmico Abzil, Grupo 4 - Cerâmico Tecnident, Grupo 5 - Compósito Morelli, Grupo 6 - Metálico Morelli controle). Verifica-se que o comportamento do grupo 1 e do grupo 5 assemelha-se tendo as forças de deslizamento menores e pouca variabilidade. Já para os grupos 3 e 4 os comportamentos são similares, porém produzem as maiores forças de deslizamento e maior variabilidade. No que diz respeito aos grupos 2 e 6 (controle) os mesmos comportam-se de maneira particular, enquanto o grupo 2 apresenta valores de força pequenos e grande variabilidade, já o grupo 6 (controle) difere de todos os demais grupos. A partir da Tabela 1, na qual são sumarizadas as medidas descritivas, observa-se que a média e a mediana do grupo 6 são 121,85gf e 123,31gf, respectivamente, centralizando-se entre as médias e as medianas dos demais grupos.

A partir da Tabela 1(resultados) e da Gráfico 3 (resultados), em que são apresentados boxplots do comportamento da variável resposta considerando os fios, nota-se que em média as forças de resistência ao deslizamento são maiores para o fio 2 (0,016" X 0,022 "), com exceção dos Grupos 1 e 5. VANZIN (2002); THORSTENSON (2002); KUSY, (2002); YAMAGUCHI et al. (1996); e ZUFALL ;KUSY (2000), também apresentam que o aumento da espessura

do fio ortodôntico gera aumento nos valores de atrito entre o conjunto braquete e fio.

Observa-se através da Gráfico 4(resultados) e da Tabela 2 (resultados), que o comportamento dos grupos aparentemente diferem quando considerados os fios, entretanto, nota-se que para os grupos 1 e 5 existe proximidade. O fio 1 (0,018 “) produz menores valores de força de resistência ao deslizamento que o fio 2 (0,016 x 0,022”) para os grupos 2, 3, 4 e 6 (controle).

Para KUSY;WHITLEY (2001) e LOFTUS *et al.* (1999), os resultados que haviam sido obtidos foram semelhantes ao desta pesquisa, ou seja, braquetes estéticos com slot de aço inoxidável geraram menos atrito do que braquetes estéticos convencionais. GHAFARI (1992), da mesma forma, já havia afirmado que uma alternativa para diminuir o atrito na superfície de braquetes estéticos é a utilização de slots mais lisos, como aqueles incorporados com metal. Tentativas para melhorar o coeficiente de atrito de braquetes de alumina policristalina foram realizadas por KUSY;WHITLEY;PREWITT (1991), mas o revestimento das superfícies de materiais ortodônticos ainda não é um procedimento usualmente empregado pelos fabricantes.

De acordo com BISHARA (2000), DOWNING;MCCABE;GORDON (1994), GHAFARI (1992), HO;WEST (1991), KARAMOUZOS;ATHANASIOU; PAPADOPOULOS (1997), KUSY; WHITLEY; PREWITT (1991) e ROSE ; ZERNIK (1996), o maior coeficiente de atrito dos braquetes com slot cerâmico em relação ao daqueles com slot de aço inoxidável pode ser explicado pela superfície rugosa e pela dureza do óxido de alumínio dos braquetes estéticos convencionais, que provoca arranhões no fio metálico relativamente macio, resultando em aumento do atrito.

KUSY;WHITLEY (2001) por outro lado, haviam constatado que no estado seco o braquete cerâmico com canaleta de metal (Clarity[®] 3M Unitek) utilizado com o fio de aço inoxidável, apresentou características de atrito similares aos braquetes convencionais de aço inoxidável; já no estado úmido, sua resistência ao deslizamento aumentou. LOFTUS *et al.* (1999), contrariando as descobertas de KUSY;WHITLEY (2001), haviam constatado que o braquete cerâmico com

canaleta de metal (Clarity[®] 3M Unitek), quando utilizado com fio de aço inoxidável, na presença de saliva artificial, apresentou força de atrito similar àquela do braquete de aço inoxidável tendo talvez essas discordâncias ocorrido em função das diferentes marcas comerciais dos fios de aço inoxidável testados.

BRAGA (2002) ressaltou que a influência da composição do braquete sob um ângulo de zero grau é menor do que quando existe angulação entre fios e braquetes. Desta forma, sendo o teste realizado com algum torque, a diferença de atrito verificada entre braquetes estéticos e braquetes de aço inoxidável é ainda maior.

A diferença de deviance apresentada na Gráfico 4 mostra que o modelo com as covariáveis Grupo e Fio apresenta uma redução de deviance residual de 6,4793 (de um total de 7,8318) evidenciando que as covariáveis estão associadas a variável resposta, estas explicam grande parte da variabilidade total dos dados.

Para a variável resposta, constatou-se que o Grupo 6 (controle) difere dos demais, produzindo valores de força de resistência ao deslize maior que os grupos 1, 2, e 5. Porém comparativamente com os Grupos 3 e 4 os valores produzidos neste grupo são menores. No que diz respeito aos valores de força de resistência ao deslize produzido pelos fios, pode-se dizer que o fio 2 (0,016" x 0,022 ") produz maiores valores. Logo, existem indícios de que o fio 1 (0,018 ") é mais favorável ao deslocamento do braquete sobre o fio.

O efeito de interação braquete/fio também foi significativo a 1 % ($p < 0,001$), demonstrando haver diferença significativa entre uma ou mais combinações de braquetes e fios avaliadas. Pode-se dizer que de acordo com o tipo de fio e braquete testados, o valor de resistência ao deslize se altera significativamente. Para verificar quais médias diferiram significativamente, procedeu-se a um teste de Comparações Múltiplas entre as médias de cada fio e cada braquete. O teste de comparações realizado foi o de Tukey no qual é fornecido um valor crítico, e a diferença entre as médias dos grupos comparados é considerada significativa quando excede esse valor.

De acordo com o Gráfico 2 (resultados), os braquetes que apresentaram menores valores de resistência ao deslize foram dos grupos 1 e 5 (Compósitos Tecnident® e Morelli® respectivamente)), independentemente do fio utilizado. Além disso, segundo os resultados deste experimento, o menor coeficiente de atrito é resultante da combinação fio de aço inoxidável 0,018” com braquete de compósito Morelli® e compósito Tecnident® .

KUSY;WHITLEY (1990b) afirmaram que freqüentemente o ortodontista prescreve um plano de tratamento que inclui mecânica de deslizamento para movimentar os dentes. O deslizamento requer a seleção de materiais dentre uma lista extensiva: metal, cerâmica (alumina policristalina ou monocristalina), compósito, etc. Cada uma das combinações fio/braquete tem um conjunto singular de propriedades físicas que pode fazê-la desempenhar um papel diferente. As mecânicas de deslizamento utilizadas, seja para alinhar dentes irregulares ou para fechar espaço em locais de extração, geram forças de atrito que devem ser superadas, já que a magnitude e variabilidade dessas forças ditam a presente eficácia e futura reprodutibilidade da força de ativação do aparelho. Desta forma, torna-se fundamental o conhecimento das propriedades dos materiais, para que escolhas corretas permitam o sucesso do tratamento.

SECCO (1999), em seu estudo salientou que devido à necessidade do uso de forças suaves, compatíveis biologicamente com o movimento dentário, e de considerar a proteção da ancoragem, salientamos a necessidade do ortodontista incluir considerações sobre a força de atrito, quando utiliza a mecânica de deslize, uma vez que o atrito consumiu aproximadamente 50% da força total aplicada para realizar o movimento com esta mecânica.

Fios, braquetes, amarrilhos metálicos e ligaduras elásticas contribuem para o atrito gerado nos aparelhos ortodônticos durante a mecânica de deslizamento. A conclusão deste e de outros estudos (LOFTUS *et al.* (1999); PRATTEN *et al.* (1990); THORSTENSON;KUSY (2002), YAMAGUCHI *et al.* (1996); e ZUFAL; KUSY, (2000) sugere que forças de atrito e a resistência ao deslize geralmente aumentam com as seguintes variáveis: aumento da seção transversal do fio

(utilização de fio com seção retangular ao invés de redonda), aumento da angulação fio / braquete, utilização de braquetes estéticos cerâmicos ao invés de braquetes metálicos, a força de fixação do fio no slot do braquete (amarrilho e ligaduras). Acrescentando a estes estudos, a utilização de braquetes estéticos de compósitos (policarbonatos) diminuiu significativamente os valores de resistência ao deslize comparados aos braquetes metálicos e cerâmicos. Variações como largura do braquete, tamanho do slot e presença de saliva ainda permanecem controversas.

Novas pesquisas são necessárias para que estas e outras questões sejam melhor esclarecidas, como a durabilidade à torção, deformação, manchamento e resistência à descolagem dos braquetes estéticos nacionais em relação aos braquetes metálicos.

CONCLUSÃO

Pelos resultados encontrados e analisados dos valores de resistência ao deslizamento dos braquetes estéticos nacionais testados sobre fios de aço inoxidável de medidas 0,018" e 0,016X0,022", concluiu-se que:

- as combinações de fio ortodôntico / braquetes que apresentaram a menor média de força de resistência ao deslize foram entre os braquetes compósito Morelli® e compósito cristal Tecnident® com fio de aço inoxidável 0,018".

- as combinações de fio ortodôntico/ braquetes que apresentaram a maior média de força de resistência ao deslize foram entre os braquetes cerâmicos Tecnident® e cerâmicos Abzil® com o fio de aço inoxidável 0,016X0,022".

- os braquetes compósito com canaleta de metal Tecnident® apresentaram valores medianos maiores que o braquete compósito Morelli® e compósito cristal Tecnident®, com uma variabilidade de resultados maior e significativa., independente do fio utilizado.

- o braquete metálico Morelli ®(controle), apresentou valores médios de força de resistência ao deslize maiores que os braquetes de compósito Morelli® e Tecnident® com e sem canaleta de metal e menores que os cerâmicos Abzil® e Tecnident® , independente do fio utilizado.

- o fio de aço inoxidável 0,018" apresentou valores de resistência ao deslize menores que o fio 0,016X0,022", comparados os mesmos tipos de braquetes.

- para os braquetes compósito Morelli® e Tecnident® os valores médios de resistência ao deslizamento foram semelhantes para os fios 0,018" e 0,016X0,022".

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AIRD, J.C. ; DURNING,P. Fracture of polycarbonate edgewise brackets: a ¹clinical SEM study. **Br J Orthod**, Oxford ,v.14, p.191-195, 1987.

ALKIRE,R.G; BAGBY,M.D.; GLADWIN,M.A. ; KIM,H. Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. **Dent Mater** , Oxford, v.13, n.1, p 2-6. Jan 1997.

ALEXANDER,S.A. Delayed retraction utilizing ceramic brackets **J Clin Pediatr Dent** , Birmingham ,v.16. p.98-100, 1992.

ANDREASEN, G.F.; QUEVEDO, F.R. Evaluation of friction forces in the 0.22”X0.028”edgewise bracket in vitro. **J. Biomech.**, Kilmington, v.3, n.2, p. 151-160, Mar. 1970.

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

ARTICOLO,L.C.; KUSY, R.P. Influence of angulation on binding of orthodontic materials during sliding. (abstract 1466). **J Dent Res**, Washington,v.76,p.197,1997.

ARTICOLO,L.C. ; KUSY,R.P. Influence of angulation on resistance to sliding in fixed appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Saint Louis ; v.115:39-51. 1999.

ARTICOLO,L.C.; KUSY ,K. ; SAUNDERS, C.R.; KUSY, R.P. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the of archwires during clinical treatment. **Eur J Orthod**, London, v.22,p.409-425, 2000.

BANDEIRA, A. M . B. Avaliação da Força de atrito de fios ortodônticos recobertos com resina epoxídica.. **Mestrado. UFRJ** – Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 1v. 103p, 2004.

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

¹ Seguindo as normas da ABNT NBR 6023 /2002.

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

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

BIRNIE, D. Ceramic brackets. **Br J Orthod** , Oxford, v.17, n.1, p. 71-75, Feb. 1990

BISHARA , S.E. Ceramic brackets and the need to develop national standarts. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** ,Saint Louis , v.117,n.5, p. 595-597, 2000.

BRAGA, C.P. Avaliação do coeficiente de atrito de braquetes metalicos e estéticos com fios de aço inoxidável e beta-titanio. Porto Alegre, (**Mestrado**) **PUCRS** Fac. De Odontologia, 1v ,201p. , 2002.

BRAUM, S., BLUESTEIN,M., MOORE,B.K., BERSON,G. *et al* Friction in perspective. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis, v.115, p. 619-627, 1999.

CACCIAFESTA,V. ; SFONDRINI,M.F.; RICCIARDI,A.; SCRIBANTE,A.; KLERSY,C.; AURICCHIO,F. *et al* Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations.**Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis ,v.124:n.4, p.395-402, 2003.

CACCIAFESTA,V. ; SFONDRINI,M.F.; SCRIBANTE,A.; KLERSY,C.; AURICCHIO,F. Evaluation of friction of convencional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis ,v. 124, n.4, p. 403-409, 2003.

DE FRANCO,D.J. ; SPILLERJR, R.E.; FRAUNHOFER, J.A.VON. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket archwire combinations. **Angle Ortho** , Appleton ,v.65, p. 63-74, 1995.

DICKSON,J.; JONES,S. Frictional characteristics of a modified ceramic bracket. **J Clin Orthod** , Boulder,v.30, p. 516-518, 1996.

DICKSON,J.; JONES,S ; DAVIES,E.H. A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations – an in vitro study. **Br J Orthod**, Oxford, v.21,n.1,p. 15-22, 1994.

DOWNING,A. ; MCCABBE, J.; GORDON, P. H. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. **Br J Orthod** , Oxford,v.21, p. 349-357, 1994.

DOWNING,A. ; MCCABBE, J.; GORDON, P.H. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. **Br J Orthod**, Oxford, v. 22, n.1 , p. 41-46, 1995.

DRESCHER, D. ; BOURQUEL, C. ; SCHUMACHER,H. Frictional forces between bracket and archwire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** Saint Louis, v.96, p. 249-254, 1989.

ELIADES,T. ; LEKKA,M.; ELIADES,G.; BRANTLEY, W.A. Surface characterization of ceramic brackets: a multitechnique approach. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis,v.105, p. 10-18, 1994.

EPSTEIN, M.B. Benefits and rationale of differential bracket slot sizes: the use of .018"and.022"slot sizes within a single bracket system. **Angle Orthod** , Appleton, v.72, n.1 , p. 197-203, 1988.

FELDNER, J.C.; SARKAR,N.K.; SHERIDAN, J.J.; LANCASTER, D.M. In vitro torque-deformation characteristics of polycarbonate brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis, v.106, p. 265-272, 1994.

FERREIRA, F.V. **Diagnóstico e Planejamento Clinico** . 3^a Ed Artes Médicas SP , p.503 ,1999.

FRANK, C. A ; NIKOLAI, R. J. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. **Am J Orthod** , Saint Louis, n.78, p. 593-609, 1980.

GARNER, L.D. ; ALLAI , W.W. ; MOORE, B.K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise archwire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis,v.90, p.199-203, 1988.

GHAFAARI,J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to select teeth. **Angle Orthod** , Appleton,v.62 ,p. 145-152, 1992.

GIBBS,S.L. Clinical performance of ceramics brackets : a survey of British orthodontist experience. **Br J Orthod**, Oxford,v.19, n.3, p. 191-197, 1992.

GOMI,K.; MASUHARA,E.; SHIBASAKI,Y. ; FUKUHARA,T.Study on the mechanical strength of a invisible bracket made of polydimetacrilate **J Jpn Orthod Soc**, v.53, n.2, p. 143-153, 1993.

HARZER,W.; BOURAUUEL,C. ; GMYREK,H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot . **Eur J Orthod**, London ,v.26,n.4, p. 435-441, 2004.

HO, K.S. ; WEST,V.C. Friction resistance between Edgewise Brackets and archwires. **Aust Orthod J** , Canberra,v.12, p.95-99, 1991.

HOLT, M. H.; NANDA, R.S.; DUNCANSON, M.G. Fracture strength of ceramic brackets during archwire torsion. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** Saint Louis ,v.99, p.287-293, 1991.

IRELAND, A.J. ;SHERIFF,M.; MCDONALD,F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. **Eur J Orthod** , London ,v.13,p. 322-328, 1991.

JACOBSON,A. Friction resistance evaluation of orthodontic brackets and archwires with sliding mechanics using quantified simulation of canine retraction. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis, v.120,n.6, p. 681. ,2001.

KAPILA, S.; ANGOLKAR,P.V.; DUNCANSON JR,M.G.; NANDA, R.S. Effect of wire size and alloy on bracket wire friction. **J Dent Res** , Washington, Special Issue Abstract 1636, v.68, p. 386, 1989.

KAPILA, S.; ANGOLKAR,P.V.; DUNCANSON JR,M.G.;, NANDA, R.S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** ,Saint Louis; v.98, p.117-126 , 1990.

KAPUR,R. ; SINHA, P.K.; NANDA,R.S.(a) Comparison of frictional resistance titanium and stainless steel brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** ,Saint Louis , v.11, p. :271-274, 1999.

KAPUR,R. ; SINHA, P.K.; NANDA,R.S . (b) Friction resistance in orthodontic brackets with repeated used. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , SaintLouis , v.116, n .4 , p.400-404, 1999.

KAPUR,W.R.; KWON, H.K.; CLOSE, J.M. Frictional resistances of different bracket-wire combinations. **Austr Orthod J** , Canberra,v.20, n.1, p. 25-30. 2004.

KARAMOUZOS, A.; ATHANASIOU,A.E.; PAPADOPOULOS,M.A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis,v.112, p. 34-40, 1997.

KEITH, O.; JONES, S.P. ; DAVIES, E.H . The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. **Br J Orthod** , Oxford,v.20, p. 109-115, 1993.

KEITH, O. ; KUSY, R.P. ; WHITLEY, J.Q. Zirconia brackets:an evaluation of morfology and coefficients of friction. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis,v.106,p.605-614, 1994.

KUSY,R.P. ; WHITLEY, J.Q. Coeficients of friction for archwires in stainless steel and polycrystalline alumina brackets slot: I, the dry state. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis,v.98,p. 300-312,1990.

KUSY,R.P. ; WHITLEY, J.Q. ; PREWITT, M.J. Comparison of frictinal coeficients for archwire bracket slot combinations in the dry and wet states. **Angle Ortho** , Appleton,v.61,p. 293-302, 1991.

KUSY,R.P. ; WHITLEY, J.Q. Friction between different wire-bracket configurations and materials. **Sem in Ortho** , Chicago, v.3, p. 166-177, 1997.

KUSY,R.P. ; WHITLEY,J.Q. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. **Eur J Orthod** , London,v. 21, p.199-208, 1999.

KUSY, R.P. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. **Angle Orthod** , Appleton, v.70, p.366-376, 2000.

KUSY,R.P. ; WHITLEY,J.Q. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3D friction maps. **Angle Orthod** , Appleton,v.71, p. 364-374, 2001.

LAFERLA, M.R . Atrito: uma revisão . In Viazis,A.D. **Atlas de Ortodontia Avançada**. São Paulo : Ed. Santos,p. 91-114, 1999.

LIEW,C.F.; BROCKHURST,P. ; FREER, T.J. Frictional resistance to sliding archwires with repeat displacement . **Australian Orthod J** , Canberra, v .18, n. 2, ,p.71-75. nov 2002.

LOFTUS,B.P.; ARTUN,J.; NICHOLLS, J.I.; ALONZO,T.A.; STONER,J.A. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-archwire combiations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis,v.116, p.336-345. 1999.

MICHELBERGER, D. J. ; EADIE,R.L.; FAULKNER,M.G.; GLOVER, K.E., PRASAD,N.G.; MAJOR, P.W. .The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** Saint Louis,v.118, p. 662-74, 2000.

NISHIO ,C.; MOTTA, A. F. J. DA; ELIAS, C. N.; MUCHA, J. N. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis , v.125 , p. 134-45, 2004.

NICOLLS,J. Frictional forces in fixed orthodontic appliances . **Dent Pract Dent Rec**, Bristol,v.18, n.10, p.362-366, 1968.

OGATA, R.H.; NANDA,R.S.; DUNCANSON JR., M.G.; SINHA, P.K.; CURRIER, G.F. Frictional resistances in stainless steel bracket wire combinations with effects of vertical deflections. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis, v.109, p.535-542, 1996.

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

PHILLIPS,H.W. The advent of ceramics. **J. Clin Orthod**, Boulder,v.32 , n.2, p. 69-70, 1988

POPLI,K. .Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. **J Dent Res** , Washington, Special Issue Abstract 747; v 68, p. 275, 1989

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

QUINN, R.B. ; YOSHIKAWA, D.K. A reassessment of force magnitude in orthodontics.**Am J Orthod** , Saint Louis,v.88, p. 252-260, 1985.

RHEE, JOON-NO; CHUN, YOUN-SIC ; ROW, JOON. A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis,v.119, p. 292-9, 2001.

RILEY, J.L.; GARRET, , S.G., MOON, P.C. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. **J Dent Res** , Washington,:Abstract 21 , v.58, p. 89,1979.

ROSE,C.M. ; ZERNIK, J.H. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. **J Clin Orthod** , Boulder,v.30, p. 78-84, 1996.

SADAT-KHONSARI, R.; MOSHTAGHY ,A.; SCHLEGEL, V.; KAHL-NIEKE, B., MOLLER, M.; BAUSS, O. Torque deformation characteristics of plastic brackets: a comparative study **J Orofac Orthop** , Oxford,v.65, n.1, p.26-33, Jan 2004 .

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

SCHUMACHER ,H.A.; BOURAUUEL, C.; DRESCHER, D. The friction behavior of the ceramic bracket in arch wire-guided tooth movement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis, v.51,n.5, p.259-65, 1990.

SECCO,A.S. Determinação da rugosidade , força de deslizamento, coeficiente e resistência de atrito entre braquetes e fios ortodônticos. Piracicaba, **Tese Doutorado- Unicamp** , Fac. de Odontologia. de Piracicaba, 1v, 193p,1999.

SHIMARU, J.C.F Avaliação da rugosidade superficial da canaleta dos braquetes cerâmicos.São Paulo – **Tese Mestrado - UNICID– Ortodontia** ;1v. 68p, 2002.

SIMONI, R.M.T. Análise microscópica da rugosidade das canaletas dos braquetes ortodônticos metálicos. **Tese Mestrado - UNICID– Ortodontia**, 1v. 65p, 2002.

STANNARD,J.G. ; GAU,J.M.; HANNA,M.A. . Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** Saint Louis,v.89,p. 485-491, 1986.

SWARTZ,M.L. Ceramic brackets. **J Clin Orthod** , Boulder,v.22, p. 82-88, 1988.

TANNE,K. ; MATSUBARA, S.; HOTEI,Y.; SAKUDA, M. ; YOSHIDA,M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. **Angle Orthod** , Appleton,v. 61, p. 285-290, 1991.

TAYLOR, N.G. ; ISON,K. Frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires in the bucal segments. **Angle Orthod** , Appleton,v.66, p.215-222, 1996.

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

THOMAS, S. ; SHERIFF, M. ; BIRNIE,D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted Edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. **Eur J Orthod** London,v.20, p. 589-596, 1998.

THORSTENSON, G. A.; KUSY, R. P. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with secondorder angulation in the dry and saliva states **Am J Orthod Dentofacial Orthop** , Saint Louis, v.121, p.472-82, 2002.

THORSTENSON, G. A.; KUSY, R. P. Resistance to sliding of orthodontic brackets with bumps in the slot floors and walls: effects of second-order angulation. **Dent Mater**, Oxford, v.20, n.9, p.881-92, 2004.

TSELEPSIS, M. ; BROCKHURST,P.; WEST, V.C. The dynamic frictional resistance between brackets an archwires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** Saint Louis,v.106, p. 131-138, 1994.

VANZIN, G.D. Comparação do coeficiente de atrito estático entre bráquetes (metálicos e estéticos) e fios ortodônticos (aço inoxidável e níquel-titânio) Porto Alegre, **Dissertação – Mestrado - PUCRS** Faculdade de Odontologia, 1v; 106p. , 2002.

VAUGHAN,J.L.; DUNCANSON JR, M.G.; NANDA, R.S.; CURRIER,G.F. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackes and orthodontic wire. **Am J Orthod Dentofacial Orhop** , Saint Louis,v.107,p. 20-27, 1995.

VOUDOURIS, J.C. Interactive Edgewise mechanisms: Form and function comparison with conventional Edgewise brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** ,Saint Louis,v.111, p. 119-140, 1997.

WILLEMS, G *et al.* Frictional behavior of stainless steel bracket-wire combinations subjected to small oscillating displacements. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** ,Saint Louis,v.120, p. 371-7, 2001.

YAMAGUCHI ,K. *et al.* A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** Saint Louis,v.109, p. 50-6, 1996.

ZUFALL,S.W. ; KUSY,R.P. Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. **Angle Orthod** Appleton, v.70, p. 34-47, 2000.

ANEXOS

Ajuste do modelo de regressão

Utilizando funções do software “R”, foram ajustados modelos de regressão para o conjunto de dados em questão, conforme Tabela 3, em que observam-se os resultados do modelo ajustado com todas as covariáveis, a interação entre grupo e o fio, bem como os resultados do modelo final (M3), em que estão presentes somente as covariáveis significativas, selecionadas com o auxílio do Valor t.

TABELA 3 - Estimativa dos parâmetros dos modelos ajustados considerando a distribuição gama para variável resposta

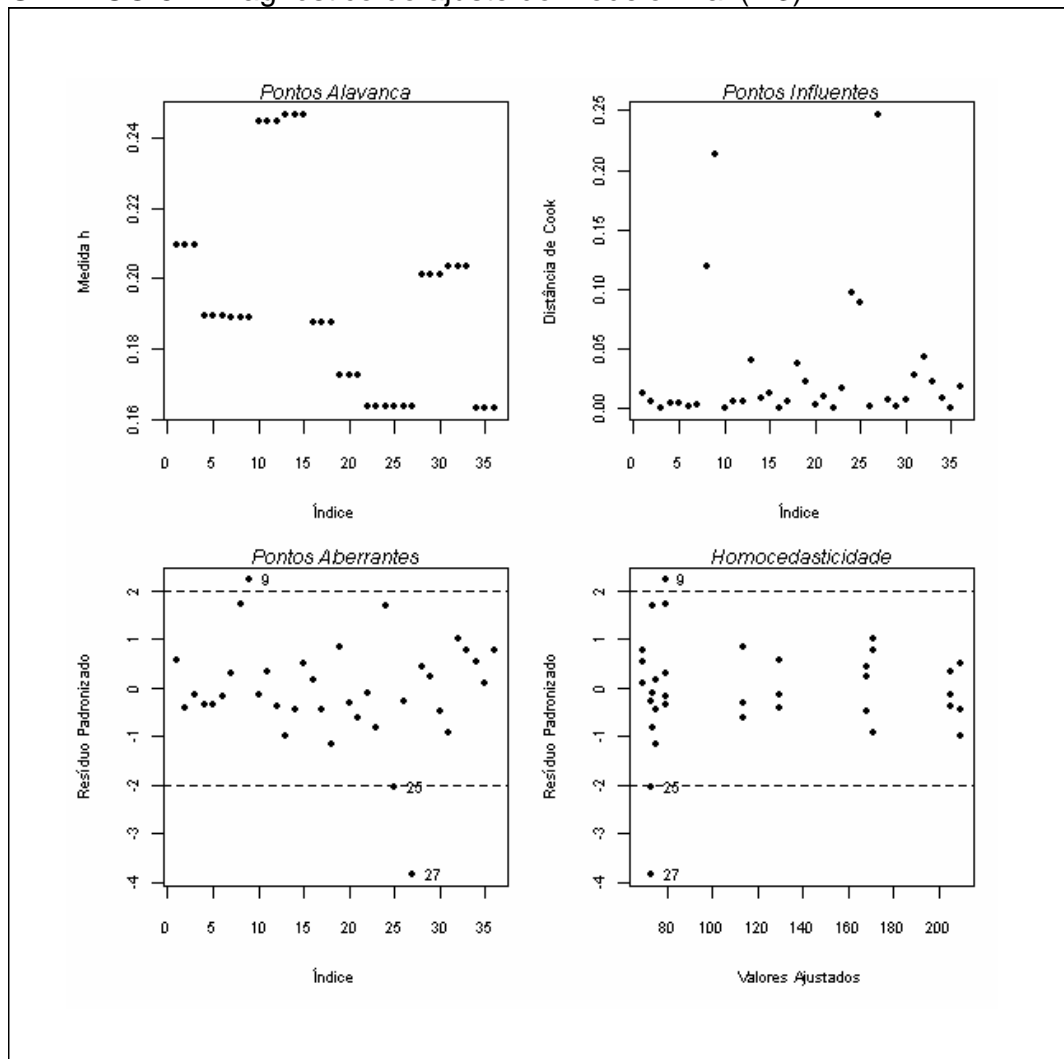
Modelo	β	Parâmetro	Estimativa	Erro Padrão	Valor t	Pr (> t)
M1	β_0	Intercepto	0,0092	0,0009	9,9870	0,0000 ***
	β_1	Grupo 1	0,0042	0,0015	2,8750	0,0080 ***
	β_2	Grupo2	0,0037	0,0018	2,0480	0,0051 **
	β_3	Grupo 3	-0,0045	0,0020	-2,2530	0,0329
	β_4	Grupo 4	-0,0052	0,0026	-2,0350	0,0522
	β_5	Grupo 5	0,0028	0,0033	0,8730	0,3905 *
	β_6	Braquete 2	-0,0003	0,0007	-0,4660	0,6450
	β_7	Braquete 3	-0,0003	0,0007	-0,4080	0,6869
	β_8	Fio 2	-0,0024	0,0016	-1,5740	0,1275
	β_9	Grupo:Fio	0,0004	0,0004	0,9470	0,3523
M2	β_0	Intercepto	0,0090	0,0008	10,4380	0,0000 ***
	β_1	Grupo 1	0,0048	0,0013	3,6670	0,0011 **
	β_2	Grupo2	0,0049	0,0013	3,6870	0,0010 **
	β_3	Grupo 3	-0,0028	0,0008	-3,3800	0,0022 **
	β_4	Grupo 4	-0,0029	0,0008	-3,5230	0,0015 **
	β_5	Grupo 5	0,0056	0,0014	4,0880	0,0004 ***
	β_6	Braquete 2	-0,0003	0,0007	-0,4690	0,6425
	β_7	Braquete 3	-0,0003	0,0007	-0,4100	0,6846
	β_8	Fio 2	-0,0011	0,0005	-1,9800	0,0580 .
M3	β_0	Intercepto	0,0088	0,0007	11,7970	0,0000 ***
	β_1	Grupo 1	0,0048	0,0013	3,7750	0,0007 ***
	β_2	Grupo 2	0,0049	0,0013	3,7950	0,0007 ***
	β_3	Grupo 3	-0,0028	0,0008	-3,4800	0,0016 **
	β_4	Grupo 4	-0,0029	0,0008	-3,6280	0,0011 **
	β_5	Grupo 5	0,0056	0,0013	4,2090	0,0002 ***
	β_6	Fio 2	-0,0011	0,0005	-2,0380	0,0574 .

Códigos de significância: 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

O modelo M1 apresenta estimativas referentes aos efeitos da interação (Grupo*Fio), estatisticamente não significativos, o que implica na retirada desse efeito no modelo (M2), em que as covariáveis referentes aos efeitos dos braquetes são não significativos, sendo portanto retirados do modelo. Resultando no modelo final (M3) em que todas as covariáveis são significativas.

Pela Gráfico 5, verifica-se que o diagnóstico gráfico do ajuste do modelo M3 apresenta-se considerável, dado que não apresenta pontos de alavanca e pontos influentes, nenhum ponto aberrante que possa afetar seriamente a análise e, no gráfico de homocedasticidade, os pontos se concentram em um intervalo plausível.

GRÁFICO 5 - Diagnóstico do ajuste do modelo final (m3)



Resultados e discussões do modelo final

O modelo final M3 no qual estão presentes somente os β 's significativos, fica expresso da seguinte forma:

$$\hat{\eta} = \hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 X_1 + \hat{\beta}_2 X_2 + \hat{\beta}_3 X_3 + \hat{\beta}_4 X_4 + \hat{\beta}_5 X_5 + \hat{\beta}_6 X_6,$$

em que β_0 é uma constante e os β_j ($j=1,2,\dots,6$) são parâmetros desconhecidos associados as covariáveis:

$$X_j = \begin{cases} 1, & \text{se Grupo } j+1 \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad j=1, 2, \dots, 5$$

$$X_6 = \begin{cases} 1, & \text{se Fio 2} \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases}$$

$$E(Y) = \hat{\mu} = \frac{1}{\hat{\eta}}$$

De modo que:

Assim, substituindo-se os β 's pelas estimativas apresentadas na Tabela 2.3, segue que:

$$\hat{\eta} = 0,0088 + 0,0048 X_1 + 0,0049 X_2 - 0,0028 X_3 - 0,0029 X_4 + 0,0056 X_5 - 0,0011 X_6.$$

$$E(Y) = \hat{\mu} = \frac{1}{\hat{\eta}}$$

e,

A diferença de deviance apresentada na Tabela 4 mostra que o modelo com as covariáveis Grupo e Fio apresenta uma redução de deviance residual de 6,4793 (de um total de 7,8318) evidenciando que as covariáveis estão associadas a variável resposta, estas explicam grande parte da variabilidade total dos dados.

TABELA 4 – Diferença de deviances .

Modelo	GL	Deviance Residual	Diferença de GL	Diferença.Deviance	P(> Chisq)
Nulo			35	7,8318	
Grupo	5	6,3043	30	1,5275	0,0000
Fio	1	0,1750	29	1,3525	0,0404

TABELA 5 – Análise de deviance .

Modelo	GL	Deviance Residual	RV	Valor-p
Regressão	6	6,4793	6,4793	0,0000
Resíduos	29	1,3525		
Total	35	7,8318		

Para a variável resposta, constatou-se que o Grupo 6 difere dos demais, produzindo valores de força de resistência ao deslize maiores que os Grupos 1, 2, e 5. Porém comparativamente com os Grupos 3 e 4 os valores produzidos neste grupo são menores. No que diz respeito aos valores de força de resistência ao deslize produzidos pelos fios, pode-se dizer que o fio 2 (0,016 x 0,022”) produz maiores valores. Logo, existem indícios de que o fio 1 (0,018”) é mais favorável ao deslocamento do braquete sobre o fio.

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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