

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
ODONTOLÓGICAS EM ASSOCIAÇÃO COM PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO
RIO GRANDE DO SUL**

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE ATRITO ESTÁTICO EM
BRAQUETES AUTOLIGADOS E CONVENCIONAIS –
*ESTUDO IN VITRO***

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Luiz Felipe Durand de Oliveira

Santa Maria, RS, Brasil, 2011

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE ATRITO ESTÁTICO EM BRAQUETES
AUTOLIGADOS E CONVENCIONAIS – *ESTUDO IN VITRO***

por

Luiz Felipe Durand de Oliveira

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Universidade Federal de Santa Maria, como requisito parcial para obtenção do grau de **Mestre em Ciências Odontológicas – Especialidade: Ortodontia.**

Orientador: Prof. Dr. Renésio Armino Grehs
Co-orientador: Prof. Dr. Vilmar Antônio Ferrazzo

Santa Maria, RS, Brasil
2011

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
ODONTOLÓGICAS EM ASSOCIAÇÃO COM PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO
RIO GRANDE DO SUL**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,
aprova a Dissertação de Mestrado

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE ATRITO ESTÁTICO EM BRAQUETES
AUTOLIGADOS E CONVENCIONAIS – *ESTUDO IN VITRO***

elaborado por
Luiz Felipe Durand de Oliveira

como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Ciências Odontológicas
Especialidade: Ortodontia

COMISSÃO EXAMINADORA

Renésio Armindo Grehs, Dr. (UFSM)
(Presidente/Orientador)

Vilmar Antônio Ferrazzo, Dr. (UFSM)
(Co-orientador)

Miguel Roberto Simões Régio, Dr. (UFPEL)

Paulo Afonso Burmann, Dr. (UFSM)

Santa Maria, 28 de Fevereiro de 2011

DEDICATÓRIA

À Deus por estar sempre comigo nos momentos de dúvida e de dificuldades, sempre guiando ao melhor caminho.

À minha filha Natália, que ao longo deste mestrado presenciou o dia-a-dia de um aluno, profissional, marido e pai, apreensiva pela ausência, a cada passo. Filha, dedico este trabalho a você, foi a minha inspiração e faz parte desta conquista, estando presente em todos os momentos. Com você aprendi o verdadeiro sentido do amor. Obrigado por ser esta menina tão especial.

À minha esposa, Simone, que com sua dignidade, retidão, e conduta, fez-me ser uma pessoa melhor, acreditando nos meus sonhos e fazendo com que eles pudessem ser realizados, voando, mas com os pés no chão. Contigo aprendi o sentido da fé e da humildade. Obrigado por estar ao meu lado durante todos estes anos. Eu te amo.

"O Amor...

É difícil para os indecisos.

É assustador para os medrosos.

Avassalador para os apaixonados.

Mas, os vencedores no amor são os fortes.

Os que sabem o que querem e querem o que têm!

Sonhar um sonho a dois, e nunca desistir da

busca de ser feliz, é para poucos!"

Aos meus pais, Cleusa e Régis, pois sem eles eu não estaria aqui. No decorrer da vida aprendi que os laços familiares nunca acabam e são a base da vida. Minha mãe, grande exemplo; pessoa batalhadora, sempre à disposição, educando, orientando e contribuindo para o discernimento entre a ação e a acomodação e para o meu caráter.

À minha irmã Juliana, que sempre esteve comigo, principalmente quando nos apoiamos, para não cair e juntos crescemos. Nossos laços são fortes e unidos sempre estaremos. Obrigado!

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Renésio Grehs, pela tranqüilidade, que lhe é peculiar, fazendo-nos com que consigamos trabalhar melhor e com mais felicidade. Agradeço a oportunidade e confiança.

Ao Professor Vilmar Ferrazzo, meu co-orientador, por acreditar em minha capacidade, pela dedicação ao trabalho e pela abdicação de descanso e da família, não medindo esforços, na busca do conhecimento.

Aos professores Miguel Roberto Simões Régio e Paulo Afonso Burmann, por estarem presentes neste momento tão especial, contribuindo de uma forma muito importante, na construção de um trabalho com mais qualidade. Obrigado por aceitarem este convite.

Ao professor Thiago Ardenghi, pelo amplo conhecimento, repassado de uma forma tão didática e interessada, parecendo simplificar o complexo. Obrigado.

À Professora Beatriz Unfer, pela participação em minha formação profissional e docente. Obrigado pelos ensinamentos, carinho, incentivo e confiança, respondendo sempre com prontidão e qualidade.

Ao meu amigo Fabrício Zanatta, pela dedicação, empenho, sabedoria e muita paciência, pois a ele devo muito do que sou hoje. Começamos juntos e, hoje, o tenho como uma referência de profissional, professor, pesquisador e amigo. Obrigado.

À Professora Letícia Brandão, pela disponibilidade, apoio, amizade e inestimável ajuda na construção do saber.

À coordenação da Prof.^a Roselaine Pozzobon e antes dela do Prof.^o Paulo Burmann. A todos os professores que fizeram parte deste Programa e contribuíram com a minha qualificação e progresso.

À funcionária Jéssica Dalcin da Silva, do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da UFSM, pela dedicação, profissionalismo e eficiência,

sempre de portas abertas para receber alunos perdidos e com disposição para responder às dúvidas mais simples.

Às minhas colegas e amigas, Tâmara, Anelise e Cristiane, pela ajuda em todas as horas de dificuldades e de falta de conhecimento. Obrigado.

Aos colegas Luciane, Marília, Marina K., Marina A., Paloma, Pâmela, Patrícia, Pedro, Renata e Simone do Programa de Pós-Graduação, pelos ótimos dias que passamos juntos, durante esta jornada.

Aos meus primos Rodrigo e Diego, pois com eles, descobri o e vivenciei momentos especiais, ao longo desta caminhada. Obrigado.

Aos meus sogros, Helena e Osvaldo, pela acolhida em sua casa, não medindo esforços para ajudar na criação da minha filha, dando carinho e atenção, nos momentos em que estive ausente. Obrigado.

Aos meus cunhados Fred, Raquel, Roberto, Juliana e Luis Henrique, pela vivência e amizade. Obrigado pelo tempo que passamos juntos.

Aos meus sobrinhos Fredinho, Gregório e Miguel; muito especiais em minha vida. Amo vocês.

À todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para a concretização deste sonho.

À UFSM e ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, pela acolhida e confiança.

Ao curso de Odontologia da UFSM, por receber os alunos da Pós-Graduação compartilhando mestrandos deste programa durante sua formação e compartilhar seu tempo e espaço para tal.

A UFRGS pela atuação fundamental no nascimento e desenvolvimento deste Programa de Pós-Graduação.

À empresa 3M ESPE, por conceder parte do material utilizado nesta pesquisa.

*"É melhor tentar e falhar,
que se preocupar e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.
Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes, em casa me esconder.
Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver ..."*

Martin Luther King

RESUMO

Dissertação de Mestrado

Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas

Universidade Federal de Santa Maria

AVALIAÇÃO DA FORÇA DE ATRITO ESTÁTICO EM BRAQUETES AUTOLIGADOS E CONVENCIONAIS – *ESTUDO IN VITRO*

Autor: Luiz Felipe Durand de Oliveira

Orientador: Prof. Dr. Renésio Armindo Grehs

Co-orientador: Prof. Dr. Vilmar Antônio Ferrazzo

Data e Local da Defesa: Santa Maria, 28 de Fevereiro de 2011.

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio de ensaio de tração, a influência do uso de braquetes convencionais metálicos e autoligados metálicos e cerâmicos, na intensidade da força de atrito gerado, quando associados a fios ortodônticos de seções circular e retangular em diferentes diâmetros. Três tipos de braquetes foram utilizados neste trabalho: convencional metálico (G1); autoligado metálico (G2) e cerâmico (G3). Foram confeccionados barras em polietileno (10 cm de comprimento x 3,5 cm de espessura x 3,5 cm de largura) onde foram colados três braquetes (canino, primeiro e segundo pré-molares superiores direitos) previamente alinhados e nivelados. Os grupos de braquetes foram associados a fios ortodônticos de aço inoxidável (Cr-Ni) de seções circulares e retangulares de três dimensões, F1: 0.020" circular; F2: 0.017" x 0.025", F3: 0.019" x 0.025" retangulares, originando os grupos: G1F1, G1F2, G1F3, G2F1, G2F2, G2F3, G3F1, G3F2 e G3F3. Para cada tipo de braquetes foram confeccionados 10 corpos de prova. Todos os grupos foram testados em uma máquina de ensaios universais (Emic DL 2000) . As mensurações do atrito foram obtidas a cada 0,5 mm de deslocamento até percorrer um total de 5 mm. Os valores achados foram submetidos as análises de Kruskal-Wallis e Tukey. Os resultados demonstraram que os braquetes autoligados apresentaram menor resistência ao atrito em relação aos convencionais quando utilizados com fios de seções circular e retangular. As diferenças nos valores do atrito estático encontradas entre os braquetes autoligados e convencionais possuem influência direta com a seção e espessura do fio utilizado.

Palavras chaves: Fricção; Braquetes Ortodônticos; Fios Ortodônticos.

Abstract

EVALUATE OF THE STATIC FRICTION FORCE IN SELFLIGATING AND CONVENTIONAL BRACKETS – *IN VITRO* STUDY

The aim of this study was to evaluate, by means the axial pull-out strength, the influence of using conventional metal brackets and metal and ceramic self-ligating, in the intensity of the frictional force generated when associated with orthodontic wires of circular and rectangular sections of different diameters. Three types of brackets were used in this work: metallic conventional (G1); metallic self-ligating (G2) and ceramic self-ligating (G3). Bars were made of polyethylene (10 cm long x 3.5 cm thick x 3.5 cm wide) where three brackets were bonded (canine, first and second premolars rights) previously aligned and leveled. The groups of brackets were associated with orthodontic wires, stainless steel (Cr-Ni) of circular and rectangular sections in three dimensions, F1: 0.020" circular, F2: 0.017" x 0.025", F3: 0.019" x 0.025" rectangular, resulting Groups: G1F1, G1F2, G1F3, G2F1, G2F2, G2F3, G3F1, G3F2 and G3F3. For each type of bracket were prepared 10 specimens. All groups were tested in a universal testing machine (EMIC DL 2000). Measurements of friction were obtained every 0.5 mm distance to travel a total of 5 mm. The values found were submitted to the analysis of Kruskal-Wallis and Tukey. The results showed that self-ligating brackets showed lower friction resistance when compared to conventional brackets used with circular and rectangular wire sections. The differences in the values of the friction encountered between conventional and self-ligating brackets have a direct influence of association with the section of wire used.

Key words: Friction; Self-Ligating; Orthodontic Brackets

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – Fio guia para alinhamento e nivelamento prévio aos testes.....50

FIGURA 2 – Corpos de prova prontos para os ensaios mecânicos de tração.....51

FIGURA 3 – Dispositivo e corpo de prova posicionados na máquina de ensaios.....52

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Materiais utilizados na confecção dos corpos de prova, características e marcas comerciais.....	45
TABELA 2 – Descrição dos grupos, braquetes e fios utilizados nos ensaios.....	46
TABELA 3 - Médias (desvios-padrão), valores mínimos e máximos e percentis da variação do atrito.....	47
TABELA 4 - Variações do atrito nos três tipos de braquetes, e teste post hoc de Tukey.....	48
TABELA 4 - Variações do atrito quanto ao diâmetro do fio, e teste post hoc de Tukey.....	49

LISTA DE REDUÇÕES

Cm	Centímetro
Mm	Milímetro
Cr-Ni	Cromo Níquel
G1	Braquetes Convencionais Metálicos
G2	Braquetes Autoligados Metálicos
G3	Braquetes autoligados Cerâmicos
F1	Fio 0.020" circular de aço
F2	Fio 0.017" x 0.025" retangular de aço
F3	Fio 0.019" x 0.025" retangular de aço
P	Probabilidade
%	Porcentagem
"	Polegadas
°	Graus
®	Marca comercial
±	Mais ou menos
mm/min	Milímetro por minuto
cN	Centésimo de Newton
Kgf	Quilograma força
lb	Libras

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	13
2. PROPOSIÇÃO.....	22
3. CAPÍTULO.....	23

ARTIGO:

AVALIAÇÃO DA FORÇA DE ATRITO ESTÁTICO EM BRAQUETES
AUTOLIGADOS E CONVENCIONAIS – ESTUDO *IN VITRO*

3.1 Página de título.....	24
3.2 Resumo	25
3.3 Introdução.....	26
3.4 Materiais e Método	28
3.4.1 Confeção dos corpos de prova.....	28
3.4.2 Execução dos ensaios mecânicos de fricção nos corpos de prova.....	29
3.4.3 Análise dos dados.....	29
3.5 Resultados	31
3.6 Discussão	32
3.7 Considerações Finais	37
3.8 Referências	38
3.9 Lista de legendas de tabelas.....	43
3.10 Lista de legendas de figuras.....	44
4. REFERÊNCIAS	53

1 – INTRODUÇÃO

O atrito é conhecido como a força de resistência que um corpo gera ao movimentar-se sobre outro (LOFTUS et al., 1999). Durante a terapia ortodôntica onde há a necessidade de movimentação dentária, o atrito gerado entre o braquete e o fio pode interferir nas respostas teciduais. Alguns fatores são responsáveis pela força de resistência na mecanoterapia ortodôntica, como diâmetro e tipo de material do fio (ANGOLKAR et al., 1990), modo como o arco é fixado no braquete (TECCO et al., 2005; SIMS et al. 1993), presença de saliva (KUSY et al., 1991), angulação formada entre braquete e fio, tipo de braquete (EHSANI et al., 2009) e a largura dos braquetes (DRESCHER et al., 1989). Thomas, Sherriff e Birnie (1998) afirmaram que foi Stolzenberg, em 1935, quem descreveu o primeiro sistema de braquetes autoligados, quando então recebeu o nome de braquete de Russel.

Em 1972 foi desenvolvido o primeiro sistema de braquetes autoligados passivos Edgelock® (Ormco/ A Company) proposto por Wildman et al. (1972) onde apresentava uma tampa deslizante que era aberta por um instrumento especial. Hanson (1980) apresentou um novo tipo de braquete do sistema Edgewise denominado Speed® (Strite Industries). Como característica principal, apresentava um dispositivo tipo ferrolho ou clipe, que dispensava a necessidade de outros sistemas de amarração. A mola e a geometria da canaleta possuíam a capacidade de reduzir o atrito durante o deslizamento e de melhorar o controle tridimensional do movimento dentário. Seu sistema de fechamento (presilha comprimindo o fio contra o fundo da canaleta) ficou conhecido como sistema ativo.

A partir deste momento várias marcas de braquetes autoligados ficaram disponíveis no mercado. Em 1995 a Empresa American Orthodontics (EUA) lançou um sistema com tampa ativa (Sigma®). Juntamente com esse lançamento surgiram os sistemas passivos Damon SL I® (Ormco Corp. EUA) e, posteriormente, o Damon SL II®. Ambos apresentavam uma tampa lisa e retangular que desliza entre as aletas. A justificativa dos fabricantes para o lançamento desses novos sistemas foi a possibilidade dos dentes deslizarem com menor fricção entre o braquete e fio, determinando um nivelamento mais rápido. No sistema Damon SL I® foram relatadas várias fraturas da trava deslizante, já não ocorrendo no sistema Damon SL II® Quando comparados aos braquetes convencionais, os autoligados apresentam

algumas vantagens como a redução do tempo de tratamento (HARRADINE, 2008), maior conforto ao paciente (SHIVAPUJA, BERGER, 1994; TECCO et al., 2007), menor tempo de atendimento (HARRADINE, 2003), controle mais preciso da translação dentária (MEZOMO et al., 2011), uso de forças de intensidades menores (PANDIS; BOURAUUEL; ELIADES, 2007) e menor atrito (SIMS et al., 1993; SHIVAPUJA, BERGER, 1994). Com a grande procura estética dos pacientes no tratamento Ortodôntico, no início dos anos 2000, surgiu o primeiro sistema autoligado estético, o Oyster® (Gestenco International AB, Suécia) confeccionado em fibra de vidro reforçada por um polímero, propiciando transparência ao braquete, funcionando de forma ativa, porém, se necessário fosse, a tampa poderia ser removida, voltando a um sistema tradicional, sendo necessária a utilização de amarrilhos metálicos ou elásticos para manter o fio dentro da canaleta (BERGER, 2000).

Na mesma época a GAC Internacional (EUA) desenvolveu o sistema ativo In-Ovation R®, que utilizava fios de menor calibre durante o alinhamento e o nivelamento para deixar os braquetes, em teoria, mais passivos, pois a tampa estava distante do fio dentro da canaleta. À medida que se aumentasse o diâmetro do arco e fios de secção retangulares fossem colocados, o contato deste com a tampa o tornava ativo (HARRADINE, 2008).

Com o surgimento de novos materiais no mercado odontológico, a busca por respostas que pudessem esclarecer os fatores que afetavam diretamente o atrito gerado era importante, pois este possui um papel decisivo na magnitude de força necessária para o deslizamento do fio pela canaleta do braquete; isto porque, um aumento no atrito pode retardar ou ainda anular a movimentação dentária (MALTAGLIATI et al., 2006). Em virtude disto, buscou-se com a evolução dos braquetes autoligados um resultado melhor no tratamento ortodôntico, sendo lançadas várias marcas comerciais; a Ortho Organizers (EUA) fabricou o sistema passivo Carriere LX®, com uma base microrretentiva e menor; e a 3M Unitek (EUA), apresentou o SmartClip® autoligado. Esse sistema era diferenciado de todos os outros por conter dois cliques na lateral para prender o fio dentro da canaleta. Ressalta-se que este sistema segue os conceitos da biomecânica de deslizamento do aparelho ortodôntico MBT Versátil, com aplicação de forças leves e uso do fio de secção retangular de último calibre 0,019" x 0,025" na canaleta 0,022" x 0,028"; além

disso, preconiza uma seqüência de fios semelhante a do tratamento convencional, com pequena mudança na fase do alinhamento e nivelamento para fios de nitinol superelásticos, em relação aos de nitinol convencionais. Em 2008, a mesma empresa lançou o ClaritySL® (braquetes cerâmicos autoligados), e a Aditek desenvolveu o Easy Clip®. Como característica comum, os dois braquetes apresentam o sistema passivo (ALPERN, 2008; TREVISI, BERGSTRAND, 2008).

Na busca por respostas que conseguissem elucidar melhor os novos sistemas de braquetes, estudos foram realizados para avaliar quais variáveis que mais influenciavam o atrito gerado na associação braquete/fio. Harradine (2003) descreveu as características ideais para um sistema de ligação: ser seguro e robusto; assegurar um encaixe completo do fio no braquete, exibir um baixo atrito entre o braquete e o fio; ser rápido e fácil de usar, permitir um atrito maior quando desejado, permitir uma ligação fácil de correntes elásticas, permitir uma boa higiene bucal e ser confortável ao paciente. Contudo, as questões referentes ao tipo de ligação passiva e ativa, não demonstraram um aspecto fundamental para a diferenciação dos braquetes autoligados, pois observou-se que os braquetes autoligados ativos permitiam um alinhamento inicial mais completo, já que seu mecanismo de fechamento pressiona o fio contra a canaleta, porém quando são utilizados fios mais espessos esta característica aumenta o atrito do sistema e reduz sua capacidade de produzir torque. Muito da natureza do atrito pode ser atribuída à natureza de como o fio é ligado ao braquete (CACCIAFESTA et al., 2003). Isto comprova a efetividade dos braquetes autoligados na diminuição da resistência de fricção (THOMAS, SHERRIFF, BIRNIE, 1998; REICHENEDER et al., 2007).

Quando comparados à quantidade de resistência de atrito entre os braquetes autoligados e convencionais, o diâmetro do fio que é usado na mecânica de deslize possui influência direta sobre o resultado final. Quanto maior for esta espessura maior será o atrito gerado, não havendo então, diferença entre os dois grupos de braquetes (EHSANI et al., 2009). O resultado da adição de angulação entre os braquetes e o fio é o aumento da resistência friccional (KUSY, WHITLEY, 1999). A incorporação de angulações variando entre - 9° a 9°, demonstra que tanto nos braquetes convencionais e autoligados ocorre um aumento na resistência ao deslizamento, porém os menores índices estão presentes nos braquetes autoligados (THORSTENSON; KUSY, 2001). Os autores ainda destacaram que o controle da

fricção existente durante o deslocamento do fio no interior da canaleta do braquete é muito importante uma vez que este pode influenciar diretamente na taxa e no tipo de movimentação dentária e, conseqüentemente, no grau de sucesso alcançado com a mecânica. Assim, destaca-se que a fricção pode sofrer influência de diversas variáveis, tais como o tipo de material, dimensão e secção do fio, forma e angulação da interface braquete/fio, situações de umidade do meio, forças de ligação e tipo de amarração. Os braquetes de menores dimensões demonstraram valores de fricção superiores aos de maiores dimensões, o que pode ser justificado pelo fato de braquetes menores permitirem uma maior tendência de inclinação dentária. Shivapuja e Berger (1994) em um estudo *in vitro*, comparam a força de atrito entre 5 tipos de braquetes diferentes. Observaram que o sistema de braquetes autoligados indicou um nível significativamente menor de resistência ao atrito. Os resultados demonstraram que arcos de beta-titânio produziram forças de atrito maiores do que os outros dois materiais. O aumento do diâmetro do fio do arco também aumentou a força de atrito.

As combinações de aço (braquetes, arcos e ligaduras) são as que produzem menores índices de atrito (padrão ouro). A saliva pode atuar tanto como lubrificante ou como adesivo para determinadas combinações de braquete e fio (KUSY, 2000). O autor ainda desenvolveu o conceito de configuração passiva entre fio e braquete (contato do fio com apenas um lado da canaleta do braquete) e configuração ativa (contato do fio em superfícies opostas da canaleta do braquete). Na condição ativa, devido a sua rigidez, o aço inoxidável torna-se o pior material para obtenção do deslizamento. Caso o deslizamento seja forçado, as ligas metálicas duras se deformam e produzem entalhes no fio. Quanto ao alinhamento e nivelamento é necessário saber antes de se iniciar as mecânicas de deslizamento, qual tipo de binário braquete/fio é indicado e qual deve ser a folga entre eles. Considerando esses pontos, o autor comentou que a geometria entre o fio e o braquete define um ângulo crítico para o deslizamento. Abaixo deste ângulo, o atrito ocorre de forma clássica, onde há apenas uma força agindo contra o movimento. Nestas situações o material mais indicado é o aço inoxidável. Acima deste ângulo, o contato angular mais acentuado ou *binding* entre o arco e o braquete aumenta a resistência ao deslizamento, até que o movimento seja finalizado. Segundo o autor, preencher a canaleta ao máximo proporciona um grande controle, mas provoca muito contato angular. Entretanto, ao se preencher minimamente a canaleta, obtém-

se pouco controle, porém com pouco contato angular, e conseqüentemente, menor dificuldade de deslize. Evidências clínicas e experimentais indicam que a combinação de um fio de secção retangular de 0.016"x 0.022" em um braquete de canaleta 0.018" x 0.022" seria a melhor alternativa entre controle razoável e menor contato angular.

Redlich et al. (2003) avaliaram as forças friccionais geradas na mecânica de deslizamento utilizando sistemas de braquetes de atrito reduzido: Nu-Edge® (TP Orthodontics); Discovery® (Dentaurum); Synergy® (Rocky Mountain); Friction Free® (American Orthodontics) comparados aos resultados de um sistema autoligado Time® (American Orthodontics), o braquete convencional Omni Arch® (GAC) foi usado como grupo controle. Todos os sistemas possuíam canaletas de 0.022" x 0,028" e foram utilizados fios de aço inoxidável de secção circular 0.018" e secções retangulares 0.018" x 0.025" e 0.019" x 0.025". Os braquetes foram angulados em 5° ou 10° em relação aos fios, para simular uma dobra de segunda ordem. Os autores verificaram diferenças significantes em relação às forças de atrito estático entre os diferentes sistemas. O braquete Friction Free® demonstrou o menor atrito e o braquete Time® apresentou os maiores índices de atrito, inclusive maiores que os braquetes convencionais. Os resultados demonstraram que nem todos os braquetes proporcionam uma redução de atrito.

Loftus e Artun (2001), na tentativa de avaliar o atrito durante o movimento ortodôntico, desenvolveram um dispositivo que simulava um dente com diversas espessuras de ligamento periodontal. Utilizaram um braquete convencional de cerâmica, com canaleta 0.022" e um fio de aço com secção retangular de 0.019" x 0.025", que deslizava pela canaleta numa velocidade de 10 mm por minuto. Os dispositivos que simulavam a menor espessura de ligamento apresentaram os menores índices de atrito. De acordo com os autores, este desempenho estava associado à ocorrência de uma menor inclinação dos dentes. No ano seguinte, investigaram a resistência ao deslizamento de três tipos de braquetes autoligados com fechamento passivo Activa® (Ormco), Damon® (Ormco) e Twinlock® (Ormco) e três tipos com sistema de fechamento ativo In-Ovation® (GAC), Speed® (Strite industries) e Time® (American Orthodontics). Os autores utilizaram um fio de aço inoxidável de diâmetro 0.018" x 0.025", em todos os braquetes, movimentado a uma velocidade de 10 mm/minuto por uma distância de 2,5 mm. Foram feitas 14

medições para cada braquete, em angulações de segunda ordem, variando de -9° a $+9^\circ$, em situações com presença e ausência de saliva natural humana, à temperatura de 34° . Abaixo desses valores críticos, os braquetes com fechamento passivo apresentam um fator de atrito desprezível. Os braquetes com fechamento ativo apresentam forças friccionais de cerca de 50 cN. Acima desses ângulos críticos, todos os braquetes apresentaram um aumento da força de atrito, em função do aumento dos pontos de contato entre braquete e fio, independentemente do sistema.

Young (2003) definiu atrito como: “a resistência de um determinado corpo se movimentar quando aplicada uma força paralela à superfície de apoio; é um fenômeno complexo, decorrente de interações intermoleculares, fundamentalmente de natureza elétrica, entre duas superfícies rugosas, nos pontos onde elas se tocam”. Quando se desliza um corpo sobre outro, ligações microscópicas se formam e se rompem, e o número dessas ligações é variável. Assim, a força de atrito cinético não é constante. Segundo o autor, alisar as superfícies que manterão contato, através de polimento pode vir a aumentar o atrito, uma vez que mais moléculas se tornarão aptas a juntar duas superfícies muito lisas de um mesmo metal pode produzir uma solda a frio. O autor descreveu ainda que em alguns casos as superfícies podem alternadamente aderir (atrito estático) e deslizar (atrito cinético), exatamente como acontece na movimentação ortodôntica.

Cacciafesta et al. (2003) compararam o nível de resistência do atrito gerado entre braquetes cerâmicos convencionais Transcend Series 6000® (3M Unitek, Monróvia, Calif), braquetes cerâmicos com canaletas de aço inoxidável Clarity® (3M Unitek), braquetes convencionais de aço inoxidável Victory Series® (3M Unitek), com três fios de diferentes ligas metálicas: aço inoxidável (SDSOrmco, Glendora, Calif), níquel/titânio (SDSOrmco), e beta-titânio (SDSOrmco). Todos os braquetes possuíam canaletas de 0.022”, e as ligas dos fios ortodônticos foram testadas em três secções diferentes: 0.016” circular, 0.017” x 0.025” e 0.019” x 0.025” retangulares. Cada uma das 27 combinações braquete/fio foram testadas 10 vezes, e cada teste foi executado com uma nova amostra de braquete/fio. O atrito cinético e estático foi mensurado em um aparelho especialmente projetado. Os resultados confirmaram que os braquetes cerâmicos com canaletas metálicas geraram força de atrito significativamente menor que os braquetes cerâmicos

convencionais; entretanto, quando comparados aos de aço inoxidável, os valores eram maiores. Os fios de beta-titânio demonstraram os piores resultados em relação aos fios de aço inoxidável e de níquel/titânio, não havendo diferenças significantes entre estas duas ligas. Todos os braquetes apresentaram aumento nas forças de atrito estático e cinético com o aumento do diâmetro do fio. Henao e Kusy (2005) avaliaram os efeitos friccionais de quatro tipos diferentes de braquetes autoligados, Speed® (Strite Industries), Time® (American Orthodontics), In-Ovation® (GAC) e Damon II® (Ormco) e um braquete convencional, o Mini Diamond® (Ormco) como controle. No primeiro experimento utilizou-se uma seqüência de arcos sugeridos por cada fabricante, específica para cada sistema e no segundo experimento, foi utilizada uma seqüência de arcos igual para todos os sistemas. Os resultados indicaram que o parâmetro que melhor se relaciona com as forças de atrito liberadas foi a rigidez de dobramento do fio a qual está diretamente associada com a dimensão de cada fio.

Tecco et al. (2005) em um estudo *in vitro*, compararam a força de atrito entre três tipos de braquetes, dois autoligados metálicos Damon SL II® (SDS, Ormco, Glendora, Calif) Time Plus® (American Orthodontics) e um convencional metálico Victory Series® (3M Unitek, Monrovia, Calif). Foi avaliado o desempenho biomecânico de três tipos de ligas metálicas e três diâmetros: níquel-titânio, aço e beta-titânio: 0.016” de secção circular e 0.017” x 0.025” e 0.019” x 0.025” de secção retangular, respectivamente. Cada segmento de fio foi testado 10 vezes. Os corpos de prova foram montados com 10 braquetes (1º pré-molar superior direito) colados em um dispositivo com alinhamento e nivelamento prévio. As medições dos valores do atrito foram obtidas a partir de uma máquina de ensaio de tração que utilizou uma célula de carga de 10 lb. Os corpos de prova foram movimentados com velocidade de 0.5 mm/min. Os braquetes autoligados obtiveram resultados de atrito significativamente menor que o grupo de braquetes convencionais. Ainda demonstraram que os fios de beta-titânio obtiveram um atrito significativamente maior quando comparados aos outros fios.

Alguns estudos *in vitro* compararam o atrito gerado por braquetes autoligados passivos, autoligados ativos e braquetes convencionais com fios ortodônticos de diferentes materiais, diâmetros e secção transversal e com variação na angulação e torque para tentar simular o ambiente bucal. De maneira geral o

atrito dos braquetes autoligados passivos é significativamente menor que os braquetes autoligados ativos e braquetes convencionais quando na ausência de inclinação ou torque em um arco alinhado idealmente (CACCIAFESTA et al., 2003; TECCO et al., 2007; YEH et al., 2007; EHSANI et al., 2009).

Leal (2009), em um estudo *in vitro* utilizando 120 braquetes, de seis marcas comerciais, avaliou o atrito gerado em braquetes metálicos e estéticos convencionais e autoligados. Para os ensaios laboratoriais, foram colados dois braquetes de cada marca comercial em uma placa metálica, com uma angulação de 0° e 3° entre os braquetes. Foram empregados os fios de secções retangular de aço inoxidável 0.017" x 0.025"; 0.019" x 0.025" e 0.021" x 0.025". Os testes foram executados em uma máquina de ensaios universal Instron. Os resultados permitiram que os autores concluíssem que, na angulação de 0°, os braquetes autoligados apresentaram menor atrito, em relação aos convencionais, em todos os fios avaliados; o braquete ClaritySL® autoligado promoveu menor atrito que o Damon®, exceto no fio 0.021" x 0.025". Na angulação de 3°, os resultados foram semelhantes em ambos os braquetes. De acordo com o autor, a angulação entre os braquetes aumenta consideravelmente o atrito fazendo com que a composição dos braquetes convencionais influencie de forma mais significativa.

Ehsani, et al. (2009), por meio de uma revisão sistemática, analisaram a quantidade de resistência friccional expressa entre braquetes convencionais e autoligados *in vitro*. Para o estudo, executaram uma busca ilimitada em bases de dados (Medline, PubMed, Embase, Cochrane Library e Web of Science). Foram selecionados 70 artigos pela busca eletrônica e três por meio do levantamento secundário e, após a aplicação dos critérios de seleção, apenas 19 artigos foram incluídos nessa revisão. Não foram encontradas evidências suficientes para comprovar a baixa fricção de braquetes autoligados em relação aos convencionais, quando associados a fios de secções retangulares, na presença de angulação e ou torque. A maioria dos estudos avaliados concordou em afirmar que a fricção dos braquetes autoligados e convencionais aumentava proporcionalmente com o aumento da espessura do fio. Observou-se ainda que comparados aos braquetes convencionais, os autoligados produziam menor fricção quando associados aos fios de secção circular de menor diâmetro e ausência de angulação.

Apesar das afirmações sobre as vantagens dos braquetes autoligados, geralmente as comprovações são inexistentes ou a metodologia aplicada é falha. A diminuição do tempo de cadeira e a menor vestibularização dos incisivos parecem ser as únicas vantagens significativas destes sistemas em relação aos convencionais (CHEN et al., 2010). Mesmo sendo demonstrado que a resistência de fricção pode diminuir com o uso de braquetes autoligados, não há diferenças entre estes braquetes e os convencionais na movimentação distal de caninos superiores e mesialização dos primeiros molares. Estes resultados foram encontrados em um estudo clínico randomizado onde os caninos foram retraídos com os dois sistemas de braquetes (MEZOMO et al., 2011). Isto sinaliza a importância de estudos que contemplem uma metodologia adequada para avaliar o comportamento dos braquetes autoligados e convencionais quando associados a fios de secção circular e retangular em situações sem a presença de angulação.

2. PROPOSIÇÃO

O propósito do presente estudo foi avaliar a influência do uso de braquetes convencionais metálicos e autoligados metálicos e cerâmicos, na intensidade da força de atrito gerada, quando associados a fios ortodônticos de secções circular e retangular em diferentes diâmetros.

3. CAPÍTULO

Esta dissertação está baseada nas normativas da Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal da Santa Maria. Desta forma, é composta de um capítulo, contendo um artigo que será enviado para publicação na revista “Angle Orthodontics”.

Capítulo 1

“Avaliação da força de atrito estático em braquetes autoligados e convencionais – estudo *in vitro*”

Luiz Felipe D. de Oliveira¹, Simone P. Antoniazzi¹, Renésio A. Grehs², Vilmar A. Ferrazzo²

3.1 PÁGINA DE TÍTULO

Avaliação da força de atrito estático em braquetes autoligados e convencionais – estudo *in vitro*

Luiz Felipe D. de Oliveira ¹, Simone P. Antoniazzi ¹, Renésio A. Grehs ², Vilmar A. Ferrazzo ²

1 Mestrando do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil

2 Professor da Disciplina de Ortodontia - Departamento de Estomatologia - e do Programa de pós-graduação em Ciências Odontológicas da Universidade Federal de Santa Maria – RS – Brasil

Título resumido: Avaliação da força de atrito estático em braquetes autoligados e convencionais

Autor Correspondente:

Luiz Felipe Durand de Oliveira

End: Rua Alberto Pasqualini, nº25, sala 306, Centro. Santa Maria – RS. CEP: 97015010 E-mail: pipe.rs@brturbo.com.br ; Fone: (55) 32223395; (55)96231502

3.2 RESUMO

Objetivos: Avaliar por meio de ensaio de tração, a influência do uso de braquetes convencionais metálicos e autoligados metálicos e cerâmicos, na intensidade da força de atrito gerado, quando associados a fios ortodônticos de secções circular e retangular em diferentes diâmetros. **Método:** Três tipos de braquetes foram utilizados neste trabalho: convencional metálico (G1); autoligado metálico (G2) e cerâmico (G3). Foram confeccionados barras em polietileno (10 cm de comprimento x 3,5 cm de espessura x 3,5 cm de largura) onde foram colados três braquetes (canino, primeiro e segundo pré-molares superiores direitos) previamente alinhados e nivelados. Os grupos de braquetes foram associados a fios ortodônticos de aço inoxidável (Cr-Ni) de secções circulares e retangulares de três dimensões, F1: 0.020" circular; F2: 0.017" x 0.025" e F3: 0.019" x 0.025" retangulares, originando os grupos: G1F1, G1F2, G1F3, G2F1, G2F2, G2F3, G3F1, G3F2 e G3F3. Para cada tipo de braquetes foram confeccionados 10 corpos de prova. Todos os grupos foram testados em uma máquina de ensaios universais (EMIC DL 2000) . As mensurações do atrito foram obtidas a cada 0,5 mm de deslocamento até percorrer um total de 5 mm. Os valores achados foram submetidos as análises de Kruskal-Wallis e Tukey. **Resultados:** Os resultados demonstraram que os braquetes autoligados geraram menor resistência ao atrito em relação aos convencionais quando utilizados com fios de secções circular e retangular. **Conclusão:** As diferenças nos valores do atrito encontradas entre os braquetes autoligados e convencionais possui influência direta com a secção do fio utilizado.

Palavras Chave: Fricção; Braquetes Ortodônticos; Fios Ortodônticos.

3.3 INTRODUÇÃO

O atrito estático é definida como a resistência ao movimento quando um objeto desloca-se tangencialmente sobre outro (BEDNAR, GRUENDEMAN, SANDRIK, 1991). Na biomecânica ortodôntica, durante a aplicação da força para produzir os movimentos dentários, o contato entre a canaleta do braquete e o fio pode gerar aumento no atrito, impedindo a aplicação de uma intensidade de força adequada sobre os tecidos de suporte, reduzindo, desta forma, a efetividade do tratamento.

A eliminação ou redução do atrito, entre os acessórios ortodônticos, proporcionaria a diminuição na intensidade das forças necessárias para a movimentação dentária, beneficiando a resposta tecidual e conseqüentemente um melhor controle da ancoragem (SHIVAPUJA, BERGER, 1994). Estudos demonstraram que aproximadamente 50% da força aplicada para a movimentação de um dente é consumida pela resistência da fricção (PROFFIT, 2000).

Fatores como a angulação, saliva, dimensão do arco, tipo de liga, e a forma de ligação do fio ao braquete interferem na resistência de fricção. Os métodos que são utilizados para a fixação do fio ortodôntico ao braquete (ligadura elástico-metálica ou braquete autoligado ativo-passivo) afetam significativamente a força de atrito gerada (KHAMBAY, MILLETT, MCHUGH, 2004; BACCETTI, FRANCHI, 2006; HAIN, DHOPATKAR, ROCK, 2006) e conseqüentemente podem influenciar na velocidade da movimentação dentária durante o deslizamento (HARRADINE, 2001).

A liga metálica mais utilizada na confecção de braquetes é o aço inoxidável, em virtude da sua boa propriedade mecânica, resistência à corrosão e baixo custo. Os braquetes confeccionados em cerâmica foram introduzidos em 1986 e seu uso vem crescendo pela grande procura estética no tratamento ortodôntico (BAGGIO, TELLES, DOMICIANO, 2007).

Os estudos de Berger, 1990; Damon, 1998; Eberting, Straja, Tuncay, 2001; Harradine, 2001 demonstram que o grande desafio dos pesquisadores tem sido o desenvolvimento de novas técnicas e dispositivos ortodônticos que minimizam os efeitos indesejáveis do atrito na biomecânica ortodôntica. Os autores buscam um

melhor controle biomecânico no movimento dentário com deslocamentos mais rápidos e efetivos associados à redução dos efeitos biológicos adversos.

O uso de braquetes autoligados para a redução do atrito é frequentemente citado como uma das vantagens principais sobre o sistema de braquetes convencionais (DAMON, 1998; GRIFFITHS, SHERRIFF, IRELAND, 2005; KIM, KIM, BAEK, 2008).

Ensaio laboratoriais (HARRADINE, BIRNIE, 1996; READ-WARD, JONES, DAVIES, 1997) confirmaram a redução do atrito quando da utilização dos braquetes autoligados. Porém, há um número limitado de estudos que avaliaram e ou compararam o desempenho mecânico de braquetes cerâmicos autoligados. Desta forma, a proposta deste estudo foi avaliar a influência do uso de braquetes convencionais metálicos e autoligados metálicos e cerâmicos, na intensidade da força de atrito gerado, quando associados a fios ortodônticos de secções circular e retangular em diferentes diâmetros.

3.4 Materiais e Método

Para este estudo foram usados três tipos de braquetes ortodônticos: convencional metálico (Gemini®), autoligado metálico (SmartClip®) e cerâmico (ClaritySL®) - (Unitek-3M - Monrovia - CA.USA). Os materiais utilizados para confeccionar os corpos de prova e suas características e marca comercial estão descritos na tabela 1. Os três tipos de braquetes foram associados a fios ortodônticos de três dimensões (0.020" secção circular) e (0.017"x 0.025"; 0.019"x 0.025" retangulares) originando os grupos: G1F1, G1F2, G1F3, G2F1, G2F2, G2F3, G3F1, G3F2 e G3F3 que estão dispostos na tabela 2. O cálculo amostral (CACCIAFESTA et al., 2003) demonstrou a necessidade da utilização de 10 corpos de prova para cada grupo.

3.4.1 Confeção dos corpos de prova

Todos os corpos de prova pertencentes aos diferentes grupos foram confeccionados utilizando-se a mesma técnica, sendo que somente os braquetes e os fios ortodônticos se diferenciavam entre os grupos. Barras de polietileno com dimensões de 10 cm de comprimento, 3.5 cm de largura e 3.5 cm de espessura foram confeccionadas de acordo com o padrão preconizado por Tecco et al. (2005). Sobre as barras, três braquetes de canino, primeiro e segundo pré-molares superiores direitos, foram fixados com uma distância de 8 mm entre os seus centros. Este valor corresponde à distância média entre as coroas dos dentes em situação clínica normal e foi determinada com um auxílio de um paquímetro digital (Jomarca, SP, Brasil). Além disso, para padronizar e facilitar o posicionamento/alinhamento dos canais de encaixe dos braquetes, um segmento de fio de aço da marca comercial Orthometric® (G&H, Califórnia, U.S.A), de diâmetro 0.021" x 0.025", foi utilizado como guia. Após a correta determinação da distância, posição e alinhamento, uma pinça ortodôntica Morelli® (Sorocaba, Brasil) foi utilizada para a apreensão e assentamento dos braquetes, que foram fixados, sobre a barra de polietileno, com auxílio de uma cola à base de éster de cianocrilato-Super bonder® (Henkel, SP, Brasil). De acordo com as recomendações do fabricante foi necessário aguardar um período de 2 horas após a fixação antes de dar início aos testes.

3.4.2 Execução dos ensaios mecânicos de fricção nos corpos de prova

Os ensaios mecânicos para determinar a fricção gerada foram executados em uma máquina EMIC DL 2000 (EMIC, PR, Brasil) que possui uma célula de carga com capacidade de medição até 10 lb. O ensaio mecânico foi calibrado para efetuar medições com velocidade de 0.5 mm/min até obter um deslocamento de 5 mm do fio, com uma força entre 0 a 1000 Kgf. Enquanto os testes estavam sendo realizados, as informações referentes aos ensaios foram coletadas e armazenadas por meio de um *software* de computador específico para ensaios (Tesc *Standard*, PR, Brasil) disponibilizado pelo programa de Pós-graduação em Ciências Odontológicas da Universidade Federal de Santa Maria.

Os corpos de prova foram posicionados em um dispositivo construído especificamente para este estudo que manteve assegurada a estabilidade e a padronização no momento de cada ensaio. Os testes foram realizados de acordo com uma randomização realizada por blocos. Os ensaios foram executados de uma forma seqüencial, conforme sorteio, porém, após cada teste tomou-se o cuidado de parar a máquina, substituir o corpo de prova e reiniciá-la para a realização do novo teste.

Quando realizados os testes com os braquetes convencionais, as ligaduras elásticas (Unitek- 3M - Monrovia - CA. USA) foram substituídas em todos os corpos de prova. Dessa forma foi mantida a padronização dos ensaios, evitando possíveis efeitos que poderiam interferir nos resultados. Todos os procedimentos laboratoriais foram realizados por um único operador.

3.4.3 Análise dos dados

A análise estatística, incluindo a média, desvio padrão, valores mínimos e máximos foram calculados conforme cada conjunto braquete/fio e estão descritas na tabela 3.

Previamente ao teste estatístico, os dados foram testados quanto ao padrão de distribuição. Considerando que apresentaram um padrão de distribuição assimétrico, testes não-paramétricos foram indicados. Comparações entre os três tipos de braquetes foram realizadas através do teste estatístico de Kruskal-Wallis.

Os contrastes entre cada tipo de braquetes foram realizados por meio do teste estatístico *post hoc* de Tukey. O nível de significância considerado foi de 5%.

3.5 Resultados

A força de atrito encontrada em cada grupo de braquete/fio com suas médias, desvios-padrão, valores mínimos e máximos e seus percentis estão descritos na tabela 3.

O teste estatístico de Kruskal-Wallis demonstrou diferença de atrito significativa quando comparados os três tipos de braquetes ($p < 0.001$) em todas as secções de fios. No *post hoc* de Tukey verificou-se que os braquetes autoligados dos grupos G2 e G3 geraram atrito significativamente menor que os braquetes convencionais do grupo G1, em todos conjuntos de braquete/fio, sendo esta diferença menor nos conjuntos com fios de secção circular 0.020" (Tabela 4).

Nos testes realizados com os fios de secção retangular 0.017" x 0.025", o grupo que apresentou melhor desempenho ou seja, com menor quantidade de atrito, foi o autoligado G2 ($3.45 \pm 1.24N$). O braquete convencional G1 apresentou valores de atrito estatisticamente maior ($22.66 \pm 2.02N$) que os grupos de braquetes autoligados (Tabela 3).

Nos ensaios com os fios de secção retangular 0.019" x 0.025", o melhor desempenho foi observado no braquete autoligado G3 ($6.91 \pm 2.09N$). O braquete convencional G1 apresentou valores de atrito estatisticamente maior ($20.56 \pm 3.04N$) que os grupos autoligados (Tabela 4).

Quando comparados os desempenhos dos braquetes autoligados G2 ($2.57 \pm 1.64N$) e G3 ($1.62 \pm 0.89N$) utilizando o fio de secção circular 0.020", não foram encontradas diferenças significantes no atrito. Porém ao compará-los ao braquete convencional G1 ($8.86 \pm 1.68N$) esta diferença foi encontrada (Tabela 4).

Ao comparar o desempenho dos três diâmetros de fios, por meio do teste de *post hoc* de Tukey, observou-se que os fios de secção retangular apresentaram atrito significativamente maior que o fio de secção circular em todos os tipos de braquetes testados (Tabela 5).

3.6 Discussão

As forças ideais aplicadas durante a terapia ortodôntica podem resultar em estímulos teciduais adequados propiciando uma rápida movimentação dentária. Durante a mecanoterapia, o deslizamento dos fios pelas canaletas dos braquetes gera uma força friccional que pode interferir na resposta biológica da movimentação ortodôntica (CACCIAFESTA et al., 2003). O presente estudo avaliou a influência do uso de braquetes convencionais metálicos (Gemini®) e autoligados metálicos (SmartClip®) e cerâmicos (ClaritySL®), na intensidade da força de atrito gerado, quando associados a fios ortodônticos de secções circular e retangular em diferentes diâmetros.

Os resultados encontrados neste estudo demonstraram que os braquetes autoligados produziram uma menor resistência de atrito quando comparados aos convencionais, sendo confirmado por outros estudos que observaram os mesmos resultados (SHIVAPUJA, BERGER, 1994; SIMS et al., 1993; SIMS, WATERS, BIRNIE, 1994).

Alguns fatores como a saliva, tipo de braquete, angulação / torque do fio, tipo de liga do fio, dimensão do fio, e forma de ligação do fio ao braquete podem influenciar na fricção entre braquete/fio, e conseqüentemente alterar o tempo de movimentação dentária durante a terapia ortodôntica (KUSY, WHITLEY, 1999; FRANCHI, BACCETTI, CAMPORESI, 2007). Nesta pesquisa foram utilizados fios de aço inoxidável de três dimensões, um 0.020" de secção circular e dois de secções retangulares 0.017"x 0.025" e 0.019"x 0.025", simulando uma mecânica de deslizamento para a retração do segmento anterior. Dois sistemas foram testados, um de braquete convencional metálico e dois de braquetes autoligados, sendo um metálico e outro cerâmico. Estes braquetes foram escolhidos porque verificou-se a necessidade de novos estudos avaliando o seu comportamento frente às forças de atrito em relação aos demais braquetes existentes no comércio ortodôntico. Para que não houvesse interferências na tomada dos dados, algumas variáveis dependentes foram excluídas, como a angulação e tipo de liga dos fios, conseguindo desta forma mensurar a força de atrito existente entre os diferentes sistemas de braquetes testados.

O conjunto braquete/fio também mereceu uma atenção especial, pois é um dos fatores que deve ser considerado no momento dos ensaios de fricção, seguindo uma padronização e estabilidade correta. Para tal, dispositivos específicos foram criados, evitando instabilidade e mantendo uma padronização no conjunto braquete/fio (REDLICH et al., 2003).

Para cada ensaio, foi utilizado um segmento de fio novo, evitando assim, possíveis alterações na superfície retangular dos fios, que pudessem modificar os resultados dos dados. Este método foi baseado no estudo de Tecco et al., 2005. Ainda neste estudo, tomou-se o cuidado de realizar o cálculo da amostra, evitando assim, erros metodológicos tipo II, ou seja, quando o tamanho da amostra é muito pequeno e diferenças significantes não são detectadas quando elas realmente existem (KIRKWOOD , 1988). Isto pode justificar os resultados de alguns trabalhos, onde o tamanho da amostra selecionada não foi calculado e os resultados não encontraram diferenças entre alguns grupos testados (YEH et al., 2007; EHSANI et al., 2009). Nesta pesquisa foram confeccionados 10 corpos-de-prova para cada tipo de braquete testado, conforme o resultado obtido em cálculo amostral baseado no estudo de Cacciafesta et al. (2003).

Considerando que no momento da retração o deslizamento do dente não é contínuo, resultando em um movimento fora dos padrões clássicos de atrito, a força cinética não foi considerada. Do ponto de vista clínico, a superação da força de atrito estática é um pré-requisito para a movimentação dentária. Além disso, em virtude da força de atrito estático ser sempre maior que a cinética, ela determina a magnitude do sistema de forças que irão atuar sobre o dente (REDLICH et al., 2003). A movimentação dentária para fins ortodônticos é geralmente bem aceita dentro dos limites de segurança biológica, sendo muito relacionada à magnitude de força aplicada (DARENDELILER, DARENDELILER, UNER, 1997).

A velocidade de deslizamento segundo Kusy e Whitley (1989), não interfere na força de atrito. Ainda relatam que esta força diminuiu quando se aumenta a velocidade de deslizamento em fios de aço inoxidável. Um estudo demonstrou não haver diferenças significantes entre as velocidades de deslizamento de 0.5, 1 e 5 mm/min, justificando a velocidade de 0.5 mm/min utilizada no presente trabalho (MENDES, ROSSOUW, 2003).

O número de braquetes utilizados nos corpos de prova para avaliação do atrito apresenta uma grande variabilidade nos estudos. A maioria destes utilizou apenas um braquete nos corpos de prova (BEDNAR, GRUENDEMAN, SANDRIK, 1991; CACCIAFESTA et al., 2003; FRANCHI et al., 2008; HAIN, DHOPATKAR, ROCK, 2006; KUSY, WHITLEY, 1990; KUSY, WHITLEY, PREWITT, 1991; KUSY, WHITLEY, 2001; REDLICH et al., 2003; REICHENEDER et al., 2007; SHIVAPUJA, BERGER, 1994), porém, também foram encontrados trabalhos com 2, 3, 5, 10 e 14 braquetes (BAGGIO, TELLES, DOMICIANO, 2007; REICHENEDER et al., 2007; YEH et al., 2007; BACCETTI, FRANCHI, CAMPORESI, 2008; FRANCHI et al., 2008; TECCO et al., 2007; KIM, KIM, BAEK, 2008). Com o objetivo de executar um estudo que simulasse o atrito gerado em um segmento de arco, que pudesse representar a retração dos dentes anteriores sem exodontias ou distalização do canino superior, optou-se por utilizar três braquetes representados pelo canino, primeiro e segundo pré-molares superiores direito.

A variação no atrito originada por diversas ligas metálicas, é amplamente demonstrada nos estudos *in vitro*. De forma geral os fios de aço apresentam os melhores resultados na mecânica de deslizamento, pois apresentam maior rigidez controlando melhor a tendência de inclinação dos dentes durante o movimento. Ainda apresentam menor coeficiente de atrito do que os fios de níquel-titânio e de beta titânio (SMITH; ROSSOUW; WATSON, 2003; TECCO et al., 2007). Isto justifica a escolha de apenas fios de aço de maior espessura (CACCIAFESTA et al., 2003) para compor a amostra da presente pesquisa.

Os ensaios de atrito desta pesquisa foram realizados em ambientes secos, estando de acordo com outros estudos (BEDNAR, GRUENDEMAN, SANDRIK, 1991; FRANCHI et al., 2008; REDLICH et al., 2003; SHIVAPUJA, BERGER, 1994) em virtude de que outros autores demonstraram que a presença da saliva no atrito é controversa (KUSY et al., 1991).

A metodologia empregada nesse estudo utilizou um segmento de fio novo para cada teste, evitando possíveis desgastes ou aumento da rugosidade superficial das secções dos fios. Foram avaliados nove conjuntos braquete/fio, verificando em todos os grupos um atrito significativamente maior no grupo convencional; pode-se observar que os braquetes autoligados produziram uma menor força de atrito durante a movimentação por deslizamento, principalmente no fio de secção circular.

Estes resultados confirmam os achados de estudos anteriores (CACCIAFESTA et al., 2003; LOFTUS, ARTUN, 1999; GRIFFITHS, SHERRIFF, IRELAND, 2005; VOUDOURIS 1997, HENAO, KUSY, 2005, KIM, KIM, BAEK, 2008; SMITH, ROSSOUW, WATSON, 2003). No entanto, Redlich et al. (2003) obtiveram resultados diferentes, pois em seu estudo os braquetes autoligados demonstraram um aumento nos níveis de atrito em todos os fios testados. Tais resultados podem ser decorrentes da utilização de diferentes tipos de braquetes, não havendo uma padronização e / ou em virtude do acréscimo de angulações nos testes (YEH et al., 2007), como pode-se observar no estudo de Kusy e Whitley (2001), onde o aumento da angulação entre os braquetes aumentou também o atrito. Os estudos de Miles; Weyant; Rustveld (2006); Franchi et al. (2008) demonstraram que ao utilizar uma angulação de zero grau, os braquetes autoligados apresentavam menores valores de atrito quando comparados aos braquetes convencionais em todas as amostras de fios utilizados. Estes resultados confirmam os achados da presente pesquisa, onde em todas as secções e diâmetros de fios testados os maiores níveis de atrito encontrados foram nos braquetes convencionais. Leal (2009) salienta ainda que, na presença de angulação, os resultados do seu estudo não demonstraram diferenças estatisticamente significantes, entre os braquetes autoligados e convencionais. Ehsani et al., (2009) não encontraram evidências suficientes para comprovar a menor fricção dos braquetes autoligados em relação aos convencionais, quando associados a fios retangulares e presença de angulação.

Kusy, Whitley, Prewitt, 1991; Michelberger et al. 2000 justificam esses resultados provavelmente pela presença de angulação nos braquetes que levam a um contato maior entre o fio e o canto da canaleta do mesmo, aumentando dessa forma a deformação elástica do fio (*Binding*) e a deformação permanente do fio (*Notching*). Partindo destes achados o presente estudo optou em não incorporar angulações em seus ensaios, evitando erros de aferição no momento dos testes.

Por meio de uma revisão sistemática Chen et al. (2010) demonstraram que os braquetes autoligados não reduziram o tempo de tratamento em relação aos convencionais e os resultados finais do tratamento foram semelhantes, sendo a única vantagem observada a redução no tempo de atendimento clínico.

O presente estudo foi conduzido a partir de um delineamento laboratorial *in vitro*. Resultados encontrados neste tipo de estudo não podem ser diretamente extrapolados para situações clínicas (SUSIN, RÖSING, 1999). Entretanto,

constituem-se em importantes ferramentas para estudar princípios mecânicos e biológicos e, dessa forma, gerar hipóteses para serem utilizadas em estudos experimentais. Neste sentido, os braquetes autoligados parecem demonstrar melhores resultados quando associados a fios de secção circular; sendo possível projetar os achados da pesquisa, como referência à prática clínica. Contudo, à medida que o tratamento evolui e fios retangulares começam a ser utilizados, as diferenças entre eles parecem ser minimizadas. Assim, ensaios clínicos, com diferentes situações clínicas, devem ser conduzidos para que essas hipóteses possam ser confirmadas.

3.7 Conclusões

De acordo com a metodologia empregada, e com base nos resultados obtidos, pode-se estabelecer as seguintes considerações:

- Os braquetes autoligados geraram menor força de atrito quando comparados aos convencionais, em todos os conjuntos de braquetes/fios;
- Os fios de secção circular geraram menor atrito quando comparados aos fios retangulares em todos os conjuntos de braquetes;
- O desempenho dos braquetes autoligados e convencionais geraram uma relação direta com a secção e diâmetro dos fios;
- O melhor resultado encontrado entre os grupos testados foi o conjunto autoligado cerâmico/fio de secção circular (G3F1);
- O conjunto autoligado metálico/fio de secção retangular (G2F2) apresentou o melhor desempenho entre os fios de secção retangular.

3.8 REFERÊNCIAS

BACCETTI T, FRANCHI L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. **Angle Orthodontist**. v.76, n.2, p.211-216, 2006.

BAGGIO PE, TELLES CS, DOMICIANO JB. Avaliação do atrito produzida por braquetes cerâmicos e de aço inoxidável, quando combinados com fios de aço inoxidável. **Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**. v.12, n.1, p.67-77, 2007.

BEDNAR JR, GRUENDEMAN GW, SANDRIK JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop**. v.100, p.513-522, 1991.

BERGER JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v.97, n.3, p.219-28, 1990.

CACCIAFESTA V, et al. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic selfligating brackets in various bracket-archwire combinations. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. v.124, n.4, p.395-402, 2003.

CHEN SS, GREENLEE GM, KIM JE, SMITH CL, HUANG GJ. Systematic review of self-ligating brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v.137, n.6, p. 726 e 1-726, 2010.

DAMON DH. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. **Clin Orthod Res**. v.1, n.1, p.52-61, 1998.

DARENDELILER MA, DARENDELILER H, UNER O. The drum spring (DS) retractor: A constant and continuous force for canine retraction. **Eur. J. Orthod**. v.19, n.2, p.115-130, 1997.

EBERTING JJ, STRAJA SR, TUNCAY OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. **Clin Orthod Res**. v.4, n.4, p.228-34, 2001.

EHSANI S, et al. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets: a systematic review. **Angle Orthod.** v.79, n.3, p.592-601, 2009.

FRANCHI L, BACCETTI T, CAMPORESI M, BARBATO E. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.133, n.1, p.87-90, 2008.

FRANCHI L, BACCETTI T, CAMPORESI M. An experimental study on the forces released by ceramic preadjusted brackets with low friction vs. conventional elastomeric ligatures. **Prog Orthod.** v.8, n.2, p.294-9, 2007.

GRIFFITHS HS, SHERRIFF M, IRELAND AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.127, n.6, p. 670-5, 754. 2005.

HAIN M, DHOPATKAR A, ROCK P. A comparison of different ligation methods on friction. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.** v.130, n.5, p.666-670, 2006.

HARRADINE NW. Self-ligating brackets and treatment efficiency. **Clinical Orthodontics and Research.** v.4, n.4, p.220-227, 2001.

HARRADINE NWT, BIRNIE DJ. The clinical use of Activa selfligating brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v.109, p.319-28, 1996.

HENAO SP, KUSY RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. **Angle Orthod.** v.75, p.75–85, 2005.

KHAMBAY B, MILLETT D, MCHUGH S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. **European Journal of Orthodontics.** v.26, n.3, p.327-332, 2004.

KIM TK, KIM KD, BAEK SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.133, n.2, p.187e15-24, 2008.

KIRKWOOD BR. Essentials of medical statistics. **Oxford: Blackwell Science.** p. 234, 1988.

KUSY RP, WHITLEY JQ, PREWITT MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. **Angle Orthod.**v.61, n.4, p.293-302. 1991.

KUSY RP, WHITLEY JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots: the dry state. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v.98, p.300-12, 1990.

KUSY RP, WHITLEY JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic systems. **Dent Mater**, v.5, p. 235-240, 1989.

KUSY RP, WHITLEY JQ. Frictional resistances of metal -lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. **Angle Orthod.** v.71, n.5, p.364-374, 2001.

KUSY RP, WHITLEY JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. **Eur J Orthod.** v.21, n.2, p.199-208, 1999.

LEAL RS. Comparação do atrito *in vitro* em braquetes metálicos e estéticos convencionais e autoligáveis. **Universidade Metodista de São Paulo.** Dissertação (Mestrado), 113 f. 2009.

LOFTUS BP, ARTUN J, NICHOLLS JI, ALONZO TA, STONER JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.116, n.3, p.336-45, 1999.

MENDES K, ROSSOUW PE. Friction: Validation of Manufacturer's. **Claim Semin Orthod.** v.9, p.236-250, 2003.

MICHELBERGER DJ, EADIE RL, FAULKNER MG, GLOVER KE, PRASAD NG, MAJOR PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.118, n.6, p. 662-74. 2000.

MILES PG, WEYANT RJ, RUSTVELD L. A clinical trial of Damon 2 vs. Conventional twin brackets during initial alignment. **Angle Orthod.** v.76, n.3, p. 480-485, 2006.

PROFFIT WR. The soft tissue paradigm in orthodontic diagnosis and treatment planning: a new view for a new century. **J Esthet Dent.** v.12, n.1, p. 46-9, 2000.

READ-WARD GE, JONES SP, DAVIES EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. **Brit. J. Orthod.** v.24, n.4, p.309-171, 1997.

REDLICH M, et al. *In vitro* study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.** v.124, n.1, p.69-73, 2003.

REICHENEDER CA, BAUMERT U, GEDRANGE T, PROFF P, FALTERMEIER A, MUESSIG D. Frictional properties of aesthetic brackets. **Eur J Orthod.** v.29, n.4, p.359-65, 2007.

SHIVAPUJA PK, BERGER J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.** v.106, n.5, p.472-480, 1994.

SMITH DV, ROSSOUW PE, WATSON P. Quantified simulation of canine retraction: Evaluation of frictional resistance. **Seminars in Orthodontics.** v.9, n.4, p.262-280, 2003.

SIMS AP, WATERS NE, BIRNIE DJ, PETHYBRIDGE RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. **Eur J Orthod.**v.15, n.5, p.377-85, 1993.

SIMS AP, WATERS NE, BIRNIE DJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement ex vivo through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. **Br J Orthod.** v. 21, n.4, p. 367-73, 1994.

SUSIN, C; ROSING, CK. Praticando odontologia baseada em evidências. **Editora da ULBRA**. 2^a ed., p.181,1999.

TECCO S, et al. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. **Angle Orthod**. v.75; n.6, p.1041-5, 2005.

TECCO S, et al. An *in vitro* investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. **Eur. J. Orthod**. v.29, n.4, p.390-7, 2007.

VOUDOURIS JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v.111, n.2, p.119-40, 1997.

YEH CL., et al. *In vitro* evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop**. v.131, p.704-11, 704.-22, 2007.

3.9 Lista de legendas de tabelas

Tabela 1 - Materiais utilizados na confecção dos corpos de prova, características e marcas comerciais.

Tabela 2 - Descrição dos grupos, braquetes e fios utilizados nos ensaios.

Tabela 3 - Médias (desvios-padrão), valores mínimos e máximos e percentis da variação do atrito.

Tabela 4 - Variações do atrito nos três tipos de braquetes, e teste *post hoc* de Tukey.

Tabela 5 - Variações do atrito quanto ao diâmetro do fio, e teste *post hoc* de Tukey.

3.10 Lista de legendas de figuras

Figura 1 – Fio guia (0.021"x 0.025") alinhamento e nivelamento prévio aos testes.

Figura 2 – Corpos de prova prontos para os ensaios mecânicos de tração.

Figura 3 – Dispositivo e corpo de prova posicionados na máquina de ensaios.

Tabela 1 – Materiais utilizados na confecção dos corpos de prova, características e marcas comerciais.

Materiais	Características	Fabricante
Base de Polietileno	- Polietileno de alta densidade – PEAD – P.S.A; - Barra com 10 cm de comprimento; - 3.5 cm de largura; - 3.5 cm de espessura.	Nitaplast - Ind. de plásticos industriais, Pinhais, PR.
Braquetes ortodônticos		
Gemini® (G1)	- Sistema Convencional metálico; - Canaleta 0.022" x 0.028"; - Técnica MBT.	Unitek / 3M Monrovia - CA. USA.
SmartClip® (G2)	- Sistema Autoligado Metálico; - Canaleta 0.022" x 0.028"; - Técnica MBT.	Unitek / 3M Monrovia - CA. USA.
ClaritySL® (G3)	- Sistema Autoligado Cerâmico; - Canaleta 0.022" x 0.028"; - Técnica MBT.	Unitek / 3M Monrovia - CA. USA.
Fios ortodônticos		
Aço inoxidável (Cr-Ni) (F1)	- Dimensão 0.020" ; - Secção circular; - comprimento 10 cm; - Retificado.	Orthometric G&H, Califórnia, U.S.A
Aço inoxidável (Cr-Ni) (F2)	- Dimensão 0.017"x 0.025"; - Secção Retangular; - comprimento 10 cm; - Retificado.	Orthometric G&H, Califórnia, U.S.A
Aço inoxidável (Cr-Ni) (F3)	- Dimensão 0.019"x 0.025"; - Secção Retangular; - comprimento 10 cm; - Retificado.	Orthometric G&H, Califórnia, U.S.A

Tabela 2 – Descrição dos grupos, braquetes e fios utilizados nos ensaios.

Grupos	Braquetes	Fios
G1F1	Gemini® metálico	0.020"
G1F2	Convencional	0.017" x 0.025"
G1F3		0.019" x 0.025"
G2F1	SmartClip® metálico	0.020"
G2F2	Autoligado	0.017" x 0.025"
G2F3		0.019" x 0.025"
G3F1	ClaritySL® cerâmico	0.020"
G3F2	Autoligado	0.017" x 0.025"
G3F3		0.019" x 0.025"

Tabela 3 - Comparações entre os três grupos de braquetes, com médias, mediana, mínima e máxima.

		Média (DP)	Mediana (P25-P75)	Mínima	Máxima	P
G1	G1F1	8.86 (± 1.80)	9.42 (7.63 – 9.59)	5.93	11.87	0.000
	G1F2	22.66 (± 2.02)	22.57 (20.83 – 23.48)	20.64	27.35	
	G1F3	20.56 (± 3.04)	20.72 (19.10 – 22.53)	14.08	25.16	
G2	G2F1	2.57 (± 1.64)	2.88 (1.19 – 3.44)	0.35	5.58	0.000
	G2F2	3.45 (± 1.24)	2.97 (2.45 – 4.68)	2.19	5.55	
	G2F3	15.06 (± 2.73)	15.12 (12.75 – 16.85)	11.31	19.74	
G3	G3F1	1.62 (± 0.89)	1.66 (1.13 – 2.26)	0.17	2.97	0.000
	G3F2	8.92 (± 2.39)	9.09 (6.29 – 10.64)	5.54	13.04	
	G3F3	6.91 (± 2.09)	6.23 (5.19 – 9.54)	4.62	9.81	

G1F1: Braquete Gemini + fio 0,020"; G1F2: Braquete Gemini + fio 0,017" x 0,025"; G1F3: Braquete Gemini + fio 0,019" x 0,025";
 G2F1: Braquete SmartClip + fio 0,020"; G2F2: Braquete SmartClip + fio 0,017" x 0,025"; G2F3: Braquete SmartClip + fio 0,019" x 0,025";
 G3F1: Braquete ClaritySL + fio 0,020"; G3F2: Braquete ClaritySL + fio 0,017" x 0,025"; G3F3: Braquete ClaritySL + fio 0,019" x 0,025";
 Teste de Kruskal-Wallis ($p < 0.000$).

Tabela 4 – Variações do atrito nos fios associados aos três tipos de braquetes.

Característica dos fios	Braquetes	Atrito (N)
0.020"	Gemini	8.86 ^a
	SmartClip	2.57 ^b
	ClaritySL	1.62 ^b
0.017" x 0.025"	Gemini	22.66 ^d
	SmartClip	3.45 ^e
	ClaritySL	8.92 ^f
0.019" x 0.025"	Gemini	20.56 ^g
	SmartClip	15.06 ^h
	ClaritySL	6.91 ⁱ

a: G1F1; d: G1F2; g: G1F3;

b: G2F1; e: G2F2; h: G2F3;

c: G3F1; f: G3F2; i: G3F3;

Letras iguais – Sem diferenças estatísticas;

Letras diferentes – com diferenças estatísticas ($p < 0.000$);

Teste de Tukey ($\alpha = 5\%$)

Tabela 5 – Variações do atrito nos braquetes associados aos três diâmetros de fio.

Característica dos braquetes	Fios	Atrito (N)
Gemini (3M)	0.020"	8.86 ^a
	0.017" x 0.025"	22.66 ^b
	0.019" x 0.025"	20.56 ^b
SmartClip (3M)	0.020"	2.57 ^d
	0.017" x 0.025"	3.45 ^d
	0.019" x 0.025"	15.06 ^e
ClaritySL (3M)	0.020"	1.62 ^g
	0.017" x 0.025"	8.92 ^h
	0,019" x 0,025"	6.91 ^h

a: G1F1; d: G2F1; g: G3F1;

b: G1F2; e: G2F2; h: G3F2;

c: G1F3; f: G2F3; i: G3F3;

Letras iguais – Sem diferenças estatísticas;

Letras diferentes – com diferenças estatísticas ($p < 0.000$);

Teste de Tukey ($\alpha = 5\%$).

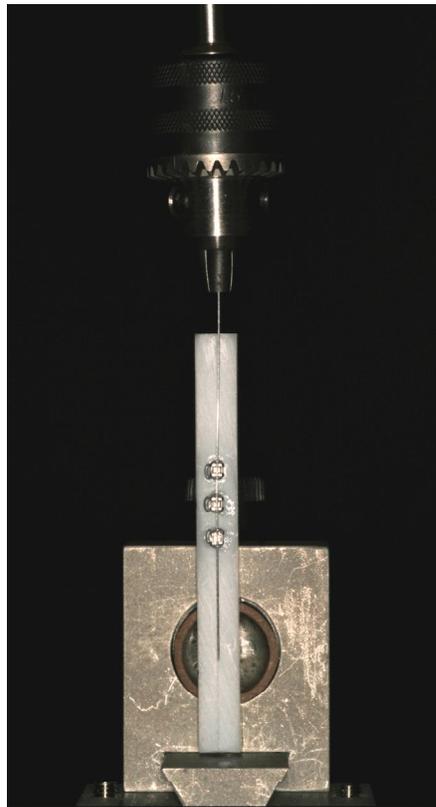
Figura 1 – Fio guia (0.021”x 0.025”) alinhamento e nivelamento prévio aos testes.



Figura 2 – Corpos de prova prontos para os ensaios mecânicos de tração.



Figura 3 – Dispositivo e corpo de prova posicionados na máquina de ensaios.



4. Referências Bibliográficas

ALPERN MC. Gaining control with self-ligation. **Semin. Orthod.** v.14, n.1, p.73-86, 2008.

ANGOLKAR PV, KAPILA S, DUNCANSON MG JR, NANDA RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.98, n.6, p.499-506, 1990.

BACCETTI T, FRANCHI L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. **Angle Orthodontist.** v.76, n.2, p.211-216, 2006.

BAGGIO PE, TELLES CS, DOMICIANO JB. Avaliação do atrito produzida por braquetes cerâmicos e de aço inoxidável, quando combinados com fios de aço inoxidável. **Dental Press Ortodon. Ortop. Facial.**v.12, n.1, p.67-77, 2007.

BEDNAR JR, GRUENDEMAN GW, SANDRIK JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v.100, p.513-522, 1991.

BERGER JL. Self-ligation in the year 2000. **J. Clin. Orthod.**v.34, n.2, p. 74-81, 2000.

BERGER JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.97, n.3, p.219-28, 1990.

CACCIAFESTA V, et al. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic selfligating brackets in various bracket-archwire combinations. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.** v.124, n.4, p.395-402, 2003.

CHEN SS, GREENLEE GM, KIM JE, SMITH CL, HUANG GJ. Systematic review of self-ligating brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.137, n.6, p.726 e 1-726, 2010.

DRESCHER D; BOURAUUEL C; SCHUMACHER HA. Frictional forces between bracket and arch wire. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.** v.96, p.397-404, 1989.

DAMON DH. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. **Clin Orthod Res.**v.1, n.1, p.52-61, 1998.

DARENDELILER MA, DARENDELILER H, UNER O. The drum spring (DS) retractor: A constant and continuous force for canine retraction. **Eur. J. Orthod.** v.19, n.2, p.115-130, 1997.

EBERTING JJ, STRAJA SR, TUNCAY OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. **Clin Orthod Res.** v.4, n.4, p.228-34, 2001.

EHSANI S, et al. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets: a systematic review. **Angle Orthod.**v.79, n.3, p.592-601, 2009.

FRANCHI L, BACCETTI T, CAMPORESI M, BARBATO E. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.133, n.1, p.87-90, 2008.

FRANCHI L, BACCETTI T, CAMPORESI M. An experimental study on the forces released by ceramic preadjusted brackets with low friction vs. conventional elastomeric ligatures. **Prog Orthod.** v.8, n.2, p.294-9, 2007.

GRIFFITHS HS, SHERRIFF M, IRELAND AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.127, n.6, p. 670-5, 754. 2005.

HAIN M, DHOPATKAR A, ROCK P. A comparison of different ligation methods on friction. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.**v.130, n.5, p.666-670, 2006.

HANSON GH. The Speed system: a report on the development of a new Edgewise appliance. **Am. J. Orthod.** v.78, n.3, p.243-65, 1980.

HARRADINE NW. Self-ligating brackets and treatment efficiency. **Clinical Orthodontics and Research.** v.4, n.4, p.220-227, 2001.

HARRADINE NWT, BIRNIE DJ. The clinical use of Activa selfligating brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**v.109, p.319-28, 1996.

HARRADINE NWT. Self-ligating brackets: where are we now? **J Orthod.** v.30, n.3, p.262-73, 2003.

HARRADINE, N. The history and development of self-ligating brackets. **Seminars in Orthodontics.** v.14, n.1, p.5-18, 2008.

HENAO SP, KUSY RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. **Angle Orthod.** v.75,p.75–85, 2005.

KHAMBAY B, MILLETT D, MCHUGH S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. **European Journal of Orthodontics**, v. 26, n. 3, p. 327-332, 2004.

KIM TK, KIM KD, BAEK SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.133, n.2, p.187e15-24, 2008.

KIRKWOOD BR. Essentials of medical statistics. **Oxford: Blackwell Science.** p. 234, 1988.

KUSY RP, WHITLEY JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic systems. **Dent Mater**, v.5, p. 235-240, 1989.

KUSY RP, WHITLEY JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots: the dry state. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v.98, p.300-12, 1990.

KUSY RP, WHITLEY JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. **Eur J Orthod.** v.21, n.2, p.199-208, 1999.

KUSY RP, WHITLEY JQ. Frictional resistances of metal -lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. **Angle Orthod.** v.71, n.5, p.364-374, 2001.

KUSY RP. Orthodontic biomechanics: Vistas from the top of a new century. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.** v.117, n.5, p.589-91, 2000.

LEAL RS. Comparação do atrito *in vitro* em braquetes metálicos e estéticos convencionais e autoligáveis. **Universidade Metodista de São Paulo**, Dissertação (Mestrado), 113 f. 2009.

LOFTUS BP, ARTUN J. A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. **Eur. J. Orthod.**v.23, n.3, p.253-61, 2001.

MALTAGLIATI LA; FERES R; FIGUEIREDO MA et al. Braquetes estáticos – considerações clínicas. **Rev. Clin. Ortodon. Dental Press.** v.5, n.3, p.75-81,2006.

MEZOMO M, DE LIMA ES, DE MENEZES LM, WEISSHEIMER A, ALLGAYER S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets. **Angle Orthod.** v.81, n.2, p. 292-7. 2011.

MENDES K, ROSSOUW PE. Friction: Validation of Manufacturer's. **Claim Semin Orthod.** v.9, p.236-250, 2003.

MICHELBERGER DJ, EADIE RL, FAULKNER MG, GLOVER KE, PRASAD NG, MAJOR PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.118, n.6, p. 662-74. 2000.

MILES PG, WEYANT RJ, RUSTVELD L. A clinical trial of Damon 2 vs. Conventional twin brackets during initial alignment. **Angle Orthod.** v.76, n.3, p. 480-485, 2006.

PANDIS N, BOURAUUEL C, ELIADES T. Changes in the stiffness of the ligating mechanism in retrieved active self-ligating brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**v.132, n.6, p.834-7, 2007.

PROFFIT WR. The soft tissue paradigm in orthodontic diagnosis and treatment planning: a new view for a new century. **J Esthet Dent.** v.12, n.1, p. 46-9, 2000.

READ-WARD GE, JONES SP, DAVIES EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. **Brit. J. Orthod.** v.24, n.4, p.309-171, 1997.

REDLICH M, et al. *In vitro* study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**v.124, n.1, p.69-73, 2003.

REICHENEDER CA, BAUMERT U, GEDRANGE T, PROFF P, FALTERMEIER A, MUESSIG D. Frictional properties of aesthetic brackets. **Eur J Orthod.** v.29, n.4, p.359-65, 2007.

SHIVAPUJA PK, BERGER J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.** v.106, n.5, p.472-480, 1994.

SMITH DV, ROSSOUW PE, WATSON P. Quantified simulation of canine retraction: Evaluation of frictional resistance. **Seminars in Orthodontics.** v.9, n.4, p.262-280, 2003.

SIMS AP, WATERS NE, BIRNIE DJ, PETHYBRIDGE RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. **Eur J Orthod.**v.15, n.5, p.377-85, 1993.

SIMS AP, WATERS NE, BIRNIE DJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement *ex vivo* through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. **Br J Orthod.** v. 21, n.4, p. 367-73, 1994.

SUSIN, C; ROSING, CK. Praticando odontologia baseada em evidências. **Editora da ULBRA.** 2ª ed., p.181,1999.

TECCO S, et al. An *in vitro* investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. **Eur. J. Orthod.** v.29, n.4, p.390-7, 2007.

TECCO S, et al. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. **Angle Orthod.** v.75; n.6, p.1041-5, 2005.

THOMAS S, SHERRIFF M, BIRNIE D. A comparative *in vitro* study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. **Eur J Orthod.** v.20, n.5, p.589-96, 1998.

THORSTENSON GA, KUSY RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second -order angulation in the dry and wet (saliva) states. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.** v.120, n.4, p.361-70, 2001.

TREVISI H, BERGSTRAND F. The SmartClip self-ligating appliance system. **Semin. Orthod.** v.14, n.1, p.87-100, 2008.

WILDMAN AJ, et al. Round table: the Edgelok bracket. **J. Clin. Orthod.** v.6, n.11, p. 613-623, 1972.

VOUDOURIS JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.111, n.2, p.119-40, 1997.

YEH CL, et al. *In vitro* evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v.131, p.704-22, 2007.

YOUNG, H.D. Física 1 – Mecânica. **Editora Addison Wesley: São Paulo.** v.10, 2003.