

Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Faculdade de Odontologia

**AVALIAÇÃO DO ATRITO ESTÁTICO DE
DIFERENTES BRÁQUETES ESTÉTICOS**

MARIA RITA DANELON DO AMARAL

Belo Horizonte

2009

Maria Rita Danelon do Amaral

**AVALIAÇÃO DO ATRITO ESTÁTICO DE DIFERENTES
BRÁQUETES ESTÉTICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira

Co-Orientador: Prof. Perrin Smith Neto

Belo Horizonte

2009

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Amaral, Maria Rita Danelon do

A485a Avaliação do atrito estático de diferentes bráquetes estéticos / Maria Rita Danelon do Amaral. Belo Horizonte, 2009.
56f. : il.

Orientador: Dauro Douglas Oliveira

Co-orientador: Perrim Smith Neto

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Atrito dentário. 2. Fechamento de espaço ortodôntico. 3. Bráquetes ortodônticos. 4. Ligadura. I. Oliveira, Dauro Douglas. II. Smith Neto, Perrim. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.23

Espaço referente a folha de aprovação

AGRADECIMENTOS

À minha família, pela base sólida que sempre me deu força para encarar a vida de frente. À meus pais pelo amor incondicional e por me possibilitarem a melhor formação. Ao meu irmão João Paulo, pelo carinho e companheirismo. Ao meu filho Gabriel, pelo grande amor depositado e por ser um incentivo para que esse objetivo fosse conquistado.

Ao meu professor Dauro Douglas Oliveira, pela orientação neste trabalho, apoio e tranquilidade transmitidos diante dos obstáculos encontrados, pelos ensinamentos e exemplo de profissionalismo.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da PUC Minas, em especial ao meu co-orientador Perrim Smith Neto, pela receptividade e disposição em ajudar, dedicando seu tempo e conhecimento para realização desta pesquisa. Aos funcionários, Carlos, Vinícius e Pedro pela contribuição durante o trabalho laboratorial.

Aos meus amigos de turma, Ana Paula, Bruno Fonseca, Bruno Gribel, Paula, Rafael e Sarah, pela ótima convivência, companheirismo, união, cumplicidade e momentos de alegria. Pessoas especiais que levarei comigo para sempre!

Aos amigos das turmas M7, M8, M10 e M11; José Luiz, Klinger, Larissa, Leonardo, Mariana, Thiago, Bruna, Ludmila, Roberta, Flávio, Tony, Adriana, Larissa, Lucas, Cybelle, Tatiana, Flávia, Fernanda, Alessandra, Izabella, Raquel, Petrus e Daniel, pelo grande relacionamento pessoal e momentos de descontração.

À todos os meus amigos da turma 63 de Odontologia da PUC Minas, em especial às minhas queridas amigas Emanuelle e Gabriela pelo carinho, amizade e sorrisos compartilhados. Ao Luiz Henrique, pelo apoio, disposição e ajuda na realização das fotos. À Flávia pela ajuda prestada durante a fase laboratorial.

Aos meus professores do curso de mestrado, Heloísio Leite, Hélio Brito, Wellington Pacheco, José Maurício, José Eymard, Armando Lima, Ênio Mazzeiro, Flávio Almeida, Júlio Brant, Tarcísio Junqueira e Ildeu Andrade, por todo conhecimento

transmitido e por terem contribuído de forma significativa para minha formação profissional. Mestres, obrigada por cada orientação e ensinamento!

Ao Professor Martinho Campolina Rebello Horta, pela disponibilidade e apoio estatístico prestado.

À todos os funcionários do curso de Mestrado de Ortodontia, em especial ao Diego e ao Alcides, pela simpatia, assistência e constante disposição em ajudar.

À todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho.

À Deus, pela oportunidade da vida que nos permite galgar as escadas do aperfeiçoamento moral, intelectual e espiritual. Obrigada por colocar em meu caminho pessoas tão especiais! Sou-lhe eternamente grata por isso!

APRESENTAÇÃO

Este trabalho se refere à dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Ortodontia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (PUC Minas) e representa requisito parcial para a obtenção do título de mestre.

Os questionamentos que culminaram com a elaboração desta dissertação surgiram devido ao apelo estético, cada dia maior, por parte dos pacientes ortodônticos, associada à exposição do profissional atual à inúmeros novos produtos que são lançados no mercado com fortes campanhas de marketing. Devido à relação direta entre as variações do nível de atrito, durante a realização da mecânica ortodôntica de deslize, e o material empregado, torna-se necessário a construção de um conhecimento baseado em evidências científicas. As pesquisas sobre atrito e bráquetes autoligantes foram iniciadas em 2004 e culminaram com a elaboração da dissertação de mestrado apresentada pela aluna Mariana Pacheco, intitulada “Comparação entre diferentes métodos para redução do atrito durante a mecânica ortodôntica de deslize: um estudo *in vitro*”.

Atualmente nosso foco em pesquisa está concentrado na avaliação de bráquetes autoligantes – material que tem gerado grande motivo de discussão entre os profissionais da área – especialmente os autoligantes estéticos. Com isso, a proposta primária deste trabalho é a avaliação *in vitro*, da resistência ao atrito estático de diversos acessórios estéticos. Tal projeto teve as suas atividades iniciadas em junho de 2009.

De acordo com o formato contemplado pelo regulamento do Programa de Mestrado da PUC Minas, essa tese se baseia na elaboração de um artigo produzido a partir dos dados coletados com a realização da pesquisa. Adicionalmente ao capítulo referente ao artigo, este trabalho traz um capítulo de Introdução, Proposição e Revisão de literatura, onde são introduzidos os temas a serem estudados, além de um capítulo apresentando a metodologia detalhada desse estudo.

RESUMO

Introdução: Os bráquetes autoligantes surgiram como uma opção para a redução do atrito entre a interface bráquete/fio ortodôntico. O objetivo desse trabalho foi avaliar a resistência ao atrito criada em diversos tipos de bráquetes estéticos durante a simulação da mecânica ortodôntica de deslize.

Metodologia: Foram utilizados 3 bráquetes autoligantes de marcas distintas (Clarity™ SL, 3M Unitek; Damon 3®,Ormco Corporation; In-Ovation C®, GAC International), além de bráquetes estéticos convencionais (Radiance®, American Orthodontics) associados à ligaduras elásticas convencionais (Sanitite®, GAC International) e ligaduras de baixa fricção (Slide®, Leone). Para simulação da mecânica de deslize foram utilizados fios de aço inoxidável com espessuras de 0.018" e 0.017"x0.025" (GAC Internacional). Cinco grupos (n=10) foram submetidos a cinco ensaios mecânicos consecutivos na máquina de teste universal modelo Emic® DL 500. **Resultados:** Os resultados mostraram baixos níveis de atrito em todos os bráquetes autoligantes testados e com a utilização do fio 0.018" ($p<0,05$). Entretanto, com o fio 0.017x0.025", os grupos Damon 3, Clarity SL e Slide mostraram forças de atrito menores quando comparadas com In-Ovation C ($p>0,05$). Além disso, os bráquetes estéticos convencionais associados às ligaduras convencionais resultaram na maior resistência ao atrito em ambos os fios testados ($p>0,05$). **Conclusão:** Todos os bráquetes autoligantes apresentaram menores níveis de atrito do que os acessórios convencionais. O bráquete autoligante ativo, In-Ovation C, demonstrou maior força de atrito quando associado ao fio retangular. A ligadura Slide® pode ser uma alternativa ao uso dos bráquetes autoligantes.

Palavras-chave: Atrito em Ortodontia, Mecânica de deslize, Bráquetes autoligantes estéticos, Bráquetes estéticos, Ligaduras elásticas de baixa fricção.

ABSTRACT

Introduction: The growing number of adults seeking for orthodontic treatment has increased the demand for esthetic brackets. The constant use of sliding mechanics makes friction control an important variable for success in most treatments. Self-ligating brackets (SLB) were introduced as an alternative to decrease friction. The purpose of this study was to evaluate the friction generated by different esthetic brackets. **Methods:** Three esthetic SLB were used (Clarity™ SL, 3M Unitek; Damon 3®, Ormco Corporation; In-Ovation C®, GAC International). One conventional esthetic bracket (Radiance®, American Orthodontics) was used as the control when combined with conventional elastic ligatures (Sani-tie®, GAC International) and a fourth experimental group comprised Radiance brackets ligated with a low friction ligature (Slide®, Leone). Friction was tested for both 0.018" e 0.017"x0.025" stainless steel wires (GAC International). All five groups (n=10) were submitted to mechanical tests with a universal testing machine (EMIC® DL 500). **Results:** Analysis of variance (ANOVA) showed low friction levels with all SLB and 0.018" wires ($p < 0,05$). However, with 0.017x0.025", the In-OvationC group had significantly higher friction than the Slide, Damon 3 and Clarity SL samples ($p > 0,05$) and the conventional bracket and ligature combination had the most friction with both wires tested ($p > 0,05$). **Conclusion:** All SLB tested showed decreased friction levels than the controls. The interactive SLB showed more friction with the rectangular wire and the Slide® ligature may be an alternative to the use of the self-ligating brackets.

Key-words: Friction in Orthodontics, Sliding mechanics, Esthetic self-ligating brackets, Esthetic brackets, Low-friction ligatures.

LISTA DE FIGURAS

Figura 126

Figura 226

Figura 327

Figura 429

Figura 530

Figura 631

Figura 733

Figura 833

Figura 934

Figura 10.46

Figura 1146

LISTA DE TABELAS

TABELA 1.....	28
TABELA 2.....	45

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Atrito na mecânica de deslize.....	13
2.2 Bráquetes Estéticos	18
2.3 Bráquetes Auto-ligantes	20
3. PROPOSIÇÃO	24
3.1 Objetivo Geral	24
3.2 Objetivos Específicos	24
4. METODOLOGIA	25
4.1 Material.....	25
4.2 Método	28
4.3 Análise Estatística	35
5. ARTIGO I	37
5.1 Introdução	38
5.2 Metodologia.....	40
5.2.1 Material.....	40
5.2.2 Método	41
5.3 Resultados	44
5.4 Discussão.....	47
5.5 Conclusão	50
Referências	51
Referências	53

1. INTRODUÇÃO

A estética e a redução da força de atrito criada na interface bráquete/fio/ligadura têm sido duas qualidades desejadas nos materiais ortodônticos. A utilização rotineira da mecânica de deslize tornou o controle do atrito em Ortodontia uma das principais preocupações para o sucesso do tratamento planejado. O atrito pode ser definido como uma força que se opõe ou retarda a movimentação de dois corpos que se encontram em contato.

Atualmente, devido à crescente demanda de pacientes adultos nos consultórios de Ortodontia, a necessidade de uma aparência mais estética dos aparelhos ortodônticos tem sido reforçada. De acordo com Khan e Horrocks (1991), a aparência anti-estética dos bráquetes é um dos principais fatores desanimadores do uso de aparelhos ortodônticos por parte dos adultos. Em função disso, os bráquetes estéticos, plásticos e cerâmicos, foram desenvolvidos para tornar a aparência dos aparelhos ortodônticos fixos mais agradável. Entretanto, esses bráquetes possuem maior resistência à fricção na mecânica ortodôntica de deslize quando comparados aos bráquetes metálicos (BAZAKIDOU *et al.*, 1997).

Com isso, a indústria de materiais ortodônticos tem realizado pesquisas, tendo como um de seus objetivos a conciliação entre acessórios mais estéticos e que implicariam em menores níveis de atrito, possibilitando a utilização de forças mais leves, porém suficientes para a movimentação dentária. Nesse contexto, encontram-se os bráquetes auto-ligantes, acessórios que não necessitam de ligaduras para amarração do fio ortodôntico. Esse tipo de bráquete surgiu em 1935 com o advento do sistema Russell Lock. A partir desta data, diversos outros tipos de bráquetes auto-ligantes foram desenvolvidos, com variações de forma, tamanho,

mecânica e material. Mais recentemente, o maior apelo à estética observado por parte dos pacientes, culminou o surgimento dos bráquetes auto-ligantes estéticos como o Damon 3® (Ormco Corporation, Glendora, Califórnia, Estados Unidos), In-Ovation C® (GAC International, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos), Clarity™ SL (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, Estados Unidos) e Quicklear® (FORESTADENT, St.Louis, Estados Unidos). Além disso, outros sistemas de baixo atrito têm sido desenvolvidos com a associação de bráquetes convencionais e ligaduras elásticas de baixa fricção, como a ligadura elástica Slide (Leone, Florença, Itália).

De acordo com a Literatura, os bráquetes auto-ligantes estéticos têm demonstrado menor resistência à fricção quando comparados com os bráquetes estéticos convencionais durante a mecânica ortodôntica de deslize. Entretanto, seu alto custo é uma limitação na utilização desses acessórios. Sendo assim, seria interessante testar outros sistemas de baixo atrito com o intuito de alcançar a mesma efetividade dos bráquetes auto-ligantes estéticos, porém com um custo reduzido (SHIVAPUJA & BERGER, 1994; HAIN, DHOPATKAR & ROCK, 2003; TECO *et al.*, 2005; FRANCHI *et al.*, 2008).

Desta forma, o presente estudo teve como objetivo avaliar o comportamento dos sistemas de baixo atrito, durante a mecânica ortodôntica de deslize e comparar esses sistemas com bráquetes estéticos convencionais associados a ligaduras elásticas convencionais e de baixa fricção, investigando assim, produtos recentemente lançados no mercado ortodôntico.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Atrito na mecânica de deslize

Atrito pode ser definido como uma força contrária à movimentação de um corpo em relação tangencial à superfície de outro e que age em direção oposta à movimentação desejada. O atrito é o resultado do quociente entre o módulo da força de fricção tangencial e a carga aplicada pela força normal, que é perpendicular ao movimento em análise. A força de atrito é diretamente proporcional à força normal, sendo subordinada ao coeficiente de atrito das superfícies de contato, que é uma constante para cada tipo de material, sendo dependente de características físicas como textura, rugosidade superficial e dureza (ROSSOUW, 2003). Além disso, o atrito pode ainda ser dividido em dois tipos de força, dependendo da existência ou não de movimento relativo entre as superfícies de contato: atrito estático e cinético.

A força de atrito estático é antagonista a qualquer força aplicada, estando o corpo em repouso. Sua magnitude é dada pela menor força necessária para iniciar um movimento entre dois objetos que se encontravam em repouso entre si. A força de atrito cinético atua quando um corpo se move sobre uma superfície, tendo direção oposta ao movimento do corpo. O atrito cinético é menor que seu análogo estático, uma vez que é mais fácil manter o movimento do que tirar um corpo da sua situação de repouso. A intensidade, tanto da força de atrito estático, como da força de atrito cinético, depende, dentre outros fatores, da natureza dos materiais em contato (BURROW, 2009). Cacciafesta *et al.* (2003) avaliaram o atrito estático e cinético em diferentes combinações de fio/bráquete e observaram que os níveis de atrito estático se mostrou superior ao cinético para todos os sistemas testados.

O atrito cinético na Ortodontia é menos importante, pois o movimento do dente ao longo do fio não é contínuo. Na mecânica de deslize, estamos diante de um processo termodinâmico quase estático, o que significa que a movimentação ocorre numa velocidade muito baixa, com uma sequência de paradas, estando essas próximas do equilíbrio (BURROW, 2009).

Durante o movimento de deslize do dente ao longo do fio ocorre um movimento alternado de inclinação coronária e verticalização radicular, no sentido da força aplicada. Ocorre uma inclinação desse dente, seguida de verticalização com a remodelação óssea ao redor da raiz e na sequência, novamente uma inclinação coronária. Com isso, a força e a resistência mudam à medida que o dente desliza ao longo do arco. A inclinação faz com que haja um aumento do atrito devido ao surgimento de dobras (binding effect) entre o arco e o bráquete (NANDA E GHOSH, 1997; RUSSOUW, 2003; BURROW, 2009).

Segundo Burrow (2009), no movimento ortodôntico, o atrito é resultante da interação entre o fio e as paredes do bráquete e/ou ligadura. Fernandes *et al.* (2008), afirmam que o controle do atrito durante o deslocamento do fio no interior do bráquete é de grande importância visto que o mesmo influencia diretamente na quantidade, no tipo e na velocidade da movimentação dentária e, com isso, no grau de sucesso alcançado com a mecânica ortodôntica de deslize. De acordo com Tanne *et al.* (1994), se o atrito é alto, a eficiência do sistema é afetada, com a movimentação dentária podendo ser pequena ou ausente, havendo ainda maior possibilidade de perda de ancoragem e aumento do tempo de tratamento.

Na Ortodontia, o movimento dentário depende da habilidade do profissional em controlar a força que irá estimular a resposta tecidual biológica. Com isso, a aplicação de uma magnitude de força apropriada durante o tratamento ortodôntico

resultará em uma resposta tecidual ótima e um movimento dentário mais eficiente. Durante a mecânica de deslize, parte da força aplicada é dissipada devido ao atrito estático e o restante é transferido às estruturas de suporte do dente (STONER, 1960). De acordo com Kusy e Whitley (1997), há uma redução de cerca de 12% a 60% da força inicial aplicada devido ao atrito. Dessa forma, a resposta tecidual biológica, e conseqüentemente, o movimento dentário, somente ocorrerá quando a força aplicada possuir magnitude suficiente para superar a resistência ao atrito, retirando o dente de seu estado inercial.

De acordo com Braun *et al.* (1999), a dinâmica da cavidade oral resulta em movimentos periódicos e repetitivos entre a interface bráquete/fio centenas de vezes durante o dia. Esses movimentos afetam a força normal existente entre as superfícies em contato e, como a resistência à fricção é diretamente proporcional à força normal, essa é reduzida a praticamente zero no momento em que esses movimentos ocorrem.

A natureza do atrito na Ortodontia é multifatorial, sendo derivado de fatores mecânicos e biológicos. Inúmeras são as variáveis que podem afetar os níveis de atrito, como por exemplo, o tipo de material, a dimensão, a forma e angulação da interface fio/canaleta, a umidade do meio, as forças de ligação e, por fim, o tipo de amarração (NANDA E GHOSH, 1997; RUSSOUW, 2003).

Dentre as propriedades físicas e mecânicas pode-se citar como variáveis relacionadas ao atrito: as propriedades dos fios ortodônticos, dos bráquetes e mais uma vez, o tipo de amarração do fio ao bráquete (RUSSOUW, 2003).

O conhecimento clássico afirma que bráquetes maiores contribuem para o aumento do atrito, pois há maior superfície de contato entre bráquete e fio (HAIN, DHOPATKAR e ROCK, 2003). Por outro lado, quando bráquetes mais estreitos são

empregados, a distância interbráquetes é maior, permitindo maior inclinação dos dentes. Dessa forma, há a potencialização do *binding effect* e, conseqüentemente, maior atrito (NISHIO *et al.*, 2004).

Considerando o tipo de material, existe consenso na Literatura de que bráquetes de aço inoxidável apresentam menor resistência ao atrito durante a mecânica ortodôntica de deslize. Isto pode estar relacionado com o fato dos bráquetes metálicos serem confeccionados com o mesmo material dos fios ortodônticos e por sua maior lisura superficial quando comparados com os materiais plásticos e cerâmicos (MALTAGLIATI *et al.*, 2006).

O tipo de fio ortodôntico é uma variável que tem relação direta com a quantidade de atrito gerada. Os componentes da liga, secção do fio, textura superficial e rigidez são fatores que devem ser observados. De acordo com Maltagliati *et al.* (2006) e Voudouris *et al.* (2010), um aumento do atrito é observado com a utilização de fios retangulares porém, essa desvantagem é compensada pelo controle da posição radicular que este tipo de fio permite durante o movimento dentário. Cacciafesta *et al.* (2003) avaliaram três tipos de ligas de fio ortodôntico - aço inoxidável, beta-titânio e níquel. Os resultados desse estudo demonstraram que os fios retangulares apresentaram maior atrito quando comparados com os fios redondos. Os fios de beta-titânio apresentaram maior resistência ao deslize. Um estudo realizado por Nishio *et al.* (2004), mostrou que os fios de beta-titânio apresentam maiores níveis de atrito seguidos dos fios de níquel-titânio e aço inoxidável. Segundo Tecco *et al.* (2005), o atrito depende também do contato do fio com a canaleta do bráquete, pois quanto maior o contato, maior a força normal. Este contato geralmente apresenta-se maior em fios com menor dureza e maior flexibilidade (MALTAGLIATI *et al.*, 2006).

Outro fator muito relevante na composição da força normal é o método de ligação do fio à canaleta do bráquete. Shivapuja e Berger (1994) demonstraram que ligaduras elásticas associadas à bráquetes convencionais de aço geraram valores maiores de resistência à fricção quando comparadas aos amarrilhos de aço associados com o mesmo sistema de bráquetes. Hain, Dhopatkar e Rock (2003), relataram menores níveis de atrito com o uso de amarrilhos de aço do que seu análogo elástico, quando os primeiros foram amarrados de forma frouxa, isto é, amarradas completamente e desfazendo-se três voltas. Ainda segundo esses autores, a forma de amarração das ligaduras elásticas pode interferir nos valores de atrito, sendo que a amarração em “8” elevou o nível de atrito com todos os sistemas de bráquetes testados. Bazakidou *et al.* (1997) observaram menor coeficiente de atrito quando bráquetes estéticos foram associados a amarrilhos de aço.

Ligaduras elásticas de baixa fricção têm sido relatadas na Literatura como alternativas para redução do atrito durante a mecânica ortodôntica de deslize. A ligadura Slide® (Leone Orthodontic Products, Florença, Itália) é um exemplo deste tipo de ligadura elástica. A utilização desta ligadura sobre o bráquete transforma sua canaleta em uma estrutura similar a um tubo. Hain, Dhopatkar e Rock (2003), avaliaram ligaduras elásticas de baixa fricção e observaram que estas produziram uma força de atrito estático até 60% menor quando comparadas com as ligaduras convencionais. Camporesi, Baccetti e Franchi (2007) realizaram um estudo e encontraram resultados semelhantes ao anterior, e concluíram que bráquetes estéticos combinados com sistemas de ligaduras de baixa fricção resultam em menor resistência friccional durante a fase de alinhamento e nivelamento. Yeh *et al.* (2007), afirmam que os valores de atrito encontrados ao se avaliar os bráquetes autoligantes são semelhantes àqueles dos bráquetes convencionais associados a

ligaduras de baixa fricção. Franchi *et al.* (2008) ao compararem ligaduras tradicionais e bráquetes autoligantes à ligadura Slide® observaram que estas produziram níveis de atrito semelhantes aos bráquetes autoligantes, sendo estes menores que aqueles produzidos pelas ligaduras tradicionais. Esses autores ainda concluem que as ligaduras elásticas Slide® podem ser uma alternativa aos bráquetes autoligantes durante a mecânica de deslize. Entretanto, em um estudo realizado por Teco, Tetè e Festa (2009) concluiu-se que ligaduras de baixa fricção apenas oferecem menor resistência ao atrito que ligaduras elásticas convencionais, quando associadas à fios de secção redonda.

Os principais fatores biológicos associados ao atrito são a saliva, placa bacteriana, corrosão e partículas de comida. A saliva age como um lubrificante reduzindo o atrito estático independente do sistema de bráquete utilizado (HAIN, DHOPATKAR e ROCK; 2003). Sendo assim, inúmeras são as variáveis que afetam os níveis de atrito, sendo difícil determinar com precisão aquelas que estão atuando em uma situação clínica específica.

2.2 Bráquetes Estéticos

O desenvolvimento do condicionamento ácido do esmalte dentário por Buonocore (1955) proporcionou um grande avanço na prática odontológica. Newman (1965) foi o primeiro a aplicar os achados de Buonocore para a colagem direta na Ortodontia. Este autor realizou a colagem de acessórios ortodônticos aos dentes associando o condicionamento ácido da superfície do esmalte com ácido fosfórico 40% por 60 segundos à utilização de resinas epóxicas.

A utilização de bráquetes estéticos tem sido cada vez mais indicada no tratamento de pacientes adultos, que muitas vezes se sentem desmotivados à colocação de aparelho ortodôntico pela aparência anti-estética dos bráquetes metálicos.

O primeiro bráquete estético de polycarbonato foi apresentado por Newman, em 1969, levando a uma melhora significativa na aparência do aparelho ortodôntico. O polycarbonato é uma resina de alta dureza e sua aplicabilidade clínica era possível por ser um material inodoro e insípido, possuindo características como atoxicidade, resistência à abrasão e coloração/translucidez adequadas. Entretanto, suas deficiências mecânicas como instabilidade de cor, fraqueza estrutural e alta fricção praticamente inviabilizam sua utilização clínica de forma satisfatória e abrangente (DOBRIN *et al.*, 1975).

Os primeiros bráquetes cerâmicos surgiram em 1986, na tentativa de eliminar as desvantagens dos bráquetes de polycarbonato. Os bráquetes cerâmicos apresentam como características: alta dureza, resistência a altas temperaturas, degradabilidade química e friabilidade, além de propagação de falhas por imperfeições ou impurezas. A friabilidade da cerâmica aumenta a fragilidade, necessitando os bráquetes cerâmicos serem mais volumosos que os metálicos. Além disso, são mais duros que o esmalte podendo gerar facetas de desgaste no caso de contatos oclusais e maior coeficiente de atrito durante a mecânica de deslize. Na tentativa de redução do atrito, alguns bráquetes cerâmicos apresentam canaleta metálica e preparo na superfície da canaleta, com o objetivo de se obter maior lisura de superfície e arredondamento das bordas. Os bráquetes cerâmicos possuem dois tipos de composição, monocristalina e policristalina, dependendo do processo de fabricação. Os bráquetes de cerâmica monocristalina apresentam

menor opacidade e maior resistência à tensão, devido ao maior tamanho dos grãos cerâmicos e menor incorporação de impurezas na sua fabricação (MALTAGLIATI, 2006).

Os bráquetes cerâmicos policristalinos ou monocristalinos apresentam maiores níveis de atrito quando comparados aos bráquetes metálicos (SHIVAPUJA E BERGER, 1994; BAZAKIDOU *et al.*, 1997; HAIN, DHOPATKAR E ROCK, 2003). A inserção da canaleta de aço inoxidável reduz os níveis de atrito, entretanto, essa grandeza continua sendo maior nesse tipo de acessório do que naqueles em aço inoxidável. Esse fato pode estar relacionado com a presença de uma fenda, não havendo o ajuste exato entre a canaleta e o corpo do bráquete cerâmico (NISHIO *et al.*, 2004). Entretanto, bráquetes cerâmicos com canaleta metálica associados a ligaduras elásticas de baixa fricção produziram valores de atrito semelhantes àqueles encontrados com os bráquetes autoligantes (HAIN, DHOPATKAR E ROCK, 2003).

2.3 Bráquetes Auto-ligantes

O sistema de bráquetes autoligantes constitui-se em uma das inúmeras tentativas para redução do atrito durante o tratamento ortodôntico. Entretanto, esse tipo de acessório não é novo na Ortodontia, tendo seu conceito surgido em 1935 com o sistema Russell Lock. Desde então, já era idealizada a idéia de um sistema que promovesse a otimização do tempo de atendimento com maior facilidade de união entre o fio ortodôntico e o bráquete. Os bráquetes autoligantes não necessitam de ligaduras, sendo que a retenção do fio à canaleta é dada por um mecanismo construído na face vestibular desse acessório e que funciona como uma

quarta parede, tornando esse bráquete semelhante a um tubo. A partir de então, os bráquetes auto-ligantes foram sendo aprimorados com variações de forma, tamanho, mecânica e material. Houve o surgimento de outros sistemas como o Ormco Edgelock (1972), preconizado por Wildman, seguido do Forestadent Mobil-Lock (1980), Orec SPEED (1980) e “A” Company Activa (1986). Entretanto, o alto custo e a fragilidade desses acessórios fizeram com que esses não se tornassem populares nessa época (HARRADINE, 2001; RINCHUSE & MILES, 2007; FERNANDES *et al.*, 2008).

Porém, desde o final da década de 90, todos os maiores fabricantes de materiais ortodônticos desenvolveram seus bráquetes autoligantes e desde então, grandes campanhas de marketing têm preconizado o uso desses acessórios.

Os bráquetes auto-ligantes podem ser divididos entre dois sistemas denominados *spring clip* (sistema ativo resiliente) e sistema passivo de ligação. No sistema ativo, o fio é pressionado contra uma mola metálica de alta resiliência, que garante a permanência desse fio ortodôntico no interior da canaleta. No caso do sistema passivo, o fio é aprisionado na canaleta do bráquete sem que haja qualquer tipo de pressão. Entretanto, observa-se que, clinicamente, isso só seria possível caso o dente estivesse alinhado nos três planos do espaço (RINCHUSE & MILES, 2007). De acordo com Damon (1998), nos bráquetes auto-ligantes ativos, a pressão do *clip* da canaleta contra o fio está diretamente relacionada ao diâmetro do fio ortodôntico utilizado.

O uso cada vez mais freqüente da mecânica de deslize fez com que o controle do atrito se tornasse um fator de maior importância. Com isso, muitos estudos vêm sendo realizados para avaliar a performance dos bráquetes autoligantes.

Shivapuja e Berger (1994) afirmam que os bráquetes auto-ligantes podem oferecer duas vantagens principais aos ortodontistas: a redução da resistência ao atrito, trazendo com isso benefícios ao sistema biológico; e menor tempo para inserir e remover o fio ortodôntico, diminuindo dessa forma o tempo das consultas.

Estudos comparando a resistência ao atrito dos bráquetes auto-ligantes com os bráquetes convencionais demonstraram que os primeiros apresentam menores valores de atrito, tanto estático quanto cinético (HAIN, DHOPATKAR & ROCK, 2003; TECO *et al.*, 2005; FRANCHI *et al.*, 2008;

Mais recentemente, o maior apelo à estética observada por parte dos pacientes fez com que esses acessórios começassem a ser confeccionados em policarbonato e cerâmica. O modelo Damon 3® (Ormco Corporation, Glendora, Califórnia, Estados Unidos) possui uma pequena porção de policarbonato acrescida de fibra de vidro em sua estrutura. Já os bráquetes In-Ovation C® (GAC International, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos) e Clarity™ SL (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, Estados Unidos) são produzidos em cerâmica com associação da matriz policristalina à liga de aço inoxidável responsável pelo sistema de autofechamento anterior, e no caso do Clarity™ SL (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, Estados Unidos), também pelo revestimento de sua canaleta (FERNANDES *et al.*, 2008).

Cacciafesta *et al.*, (2003) comparou a resistência ao atrito dos bráquetes autoligantes metálicos e estéticos e observou que os primeiros resultaram em menor atrito, não havendo diferença entre os auto-ligantes estéticos e metálicos convencionais. Em contrapartida, Voudouris *et al.* (2010), demonstrou que os bráquetes autoligantes estéticos possuem baixos níveis de atrito, sendo esses

menores que aqueles apresentados pelos bráquetes autoligantes metálicos e convencionais.

Devido à importância do atrito para a eficiência da movimentação dentária, ao grande número de possibilidades de combinações bráquetes/fio disponíveis ao ortodontista e aos possíveis conflitos entre os interesses econômicos e científicos envolvidos no uso de bráquetes autoligantes, novos e imparciais estudos se fazem necessários para a fundamentação da escolha dos materiais ortodônticos na Ortodontia contemporânea. Portanto, o objetivo desse trabalho foi avaliar a resistência ao atrito criada por diferentes tipos de bráquetes estéticos durante a simulação da mecânica ortodôntica de deslize.

3. PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo Geral

1. Avaliar "*in vitro*" a resistência ao atrito criada com diversos tipos de bráquetes estéticos, durante a mecânica de deslize.

3.2 Objetivos Específicos

1. Comparar a resistência ao atrito entre os bráquetes autoligantes estéticos e os bráquetes estéticos convencionais.
2. Comparar a resistência ao atrito entre os bráquetes autoligantes estéticos de diferentes fabricantes.
3. Comparar a resistência ao atrito entre diferentes métodos de ligação do fio aos bráquetes estéticos convencionais, com o uso de elásticos tradicionais e elásticos de baixa fricção.

4. METODOLOGIA

4.1 Material

Três tipos de bráquetes autoligantes estéticos, de fabricantes distintos, foram testados neste estudo:

1. Bráquete autoligante de cerâmica, Clarity™ SL (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, Estados Unidos), com canaleta em aço inoxidável 0.022" x 0.028", prescrição MBT (angulação de 4° e torque de 17°) e sistema de fechamento passivo da canaleta (Figuras 1A, 1B).

2. Bráquete autoligante de policarbonato e aço inoxidável, Damon 3® (Ormco Corporation, Glendora, Califórnia, Estados Unidos), com canaleta 0.022" x 0.028", prescrição Roth (angulação de 5° e torque de 12°) e sistema de fechamento passivo da canaleta (Figuras 1C, 1D).

3. Bráquete autoligante de cerâmica, In-Ovation C® (GAC International, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos), com canaleta em cerâmica 0.022" x 0.028", prescrição Roth (angulação de 5° e torque de 12°) e sistema de fechamento ativo da canaleta (Figuras 1E, 1F).

Além dos bráquetes acima citados, acessórios convencionais estéticos Radiance® (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, Estados Unidos) (Figura 2A), com canaleta 0.022" x 0.028", prescrição Roth (angulação de 5° e torque de 12°) foram avaliados neste trabalho, com as seguintes ligaduras para amarração do fio:

1. Ligaduras elásticas de baixa fricção não-convencionais Slide® (Leone, Florença, Itália), de cor branca (Figuras 2B, 3) .

2. Ligaduras elásticas convencionais (Sani-tie®, GAC International, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos), de cor transparente, foram utilizadas como controle

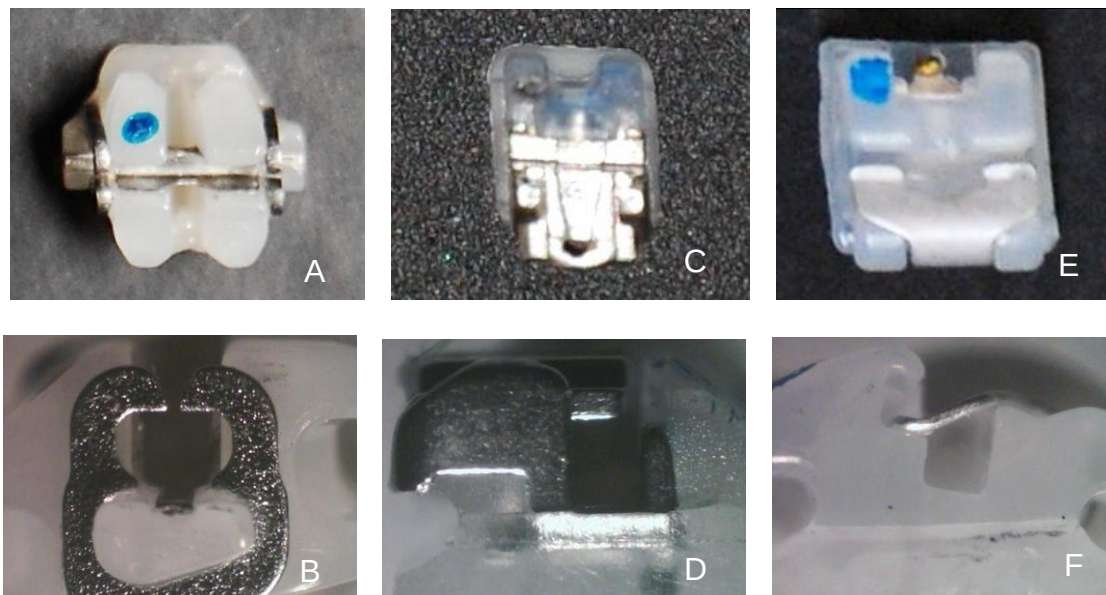


Figura 1: Bráquetes autoligantes testados: Clarity™ SL vista frontal(A) e vista lateral(B); Damon 3® vista frontal(C) e vista lateral(D); In-Ovation C® vista frontal(E) e vista lateral(F).

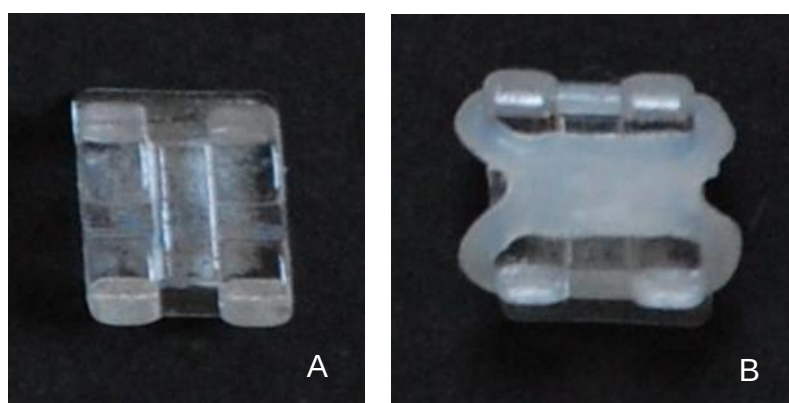


Figura 2: Bráquete cerâmico monocristalino Radiance®(A); Forma de inserção da ligadura Slide®(B)



Figura 3: Ligadura elástica Slide®

Foram utilizados 100 bráquetes no total, sendo 10 unidades por grupo. Todos os bráquetes utilizados na pesquisa foram de incisivo central superior direito.

Para a realização dos testes, foram utilizados os seguintes fios ortodônticos:

1. Fio de aço inoxidável em forma de vareta, com calibre de 0.018" (GAC Internacional, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos).
2. Fio de aço inoxidável em forma de vareta, com calibre de 0.017" x 0.025" (GAC Internacional, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos).

Foram testadas 10 combinações, que estão descritas no quadro a seguir.

Grupo	Tipo de Bráquete	Tipo de Ligadura	Diâmetro do fio	Unidades
01	Clarity™ SL	-----	0.018"	10
02	Clarity™ SL	-----	0.017" x 0.025"	10
03	Damon 3®	-----	0.018"	10
04	Damon 3®	-----	0.017" x 0.025"	10
05	In-Ovation C®	-----	0.018"	10
06	In-Ovation C®	-----	0.017" x 0.025"	10
07	Radiance®	Sani-tie®	0.018"	10
08	Radiance®	Sani-tie®	0.017" x 0.025"	10
09	Radiance®	Slide®	0.018"	10
10	Radiance®	Slide®	0.017" x 0.025"	10

TABELA 1:- Distribuição da amostra

4.2 Método

Para a avaliação da força de atrito, as combinações dos bráquetes, fios e tipos de ligaduras foram submetidas a testes mecânicos com a máquina universal de ensaios Emic® DL 500 (São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), (Figura 4) instalada no Laboratório de Análise Estrutural, do Departamento de Engenharia Mecânica, da PUC Minas.

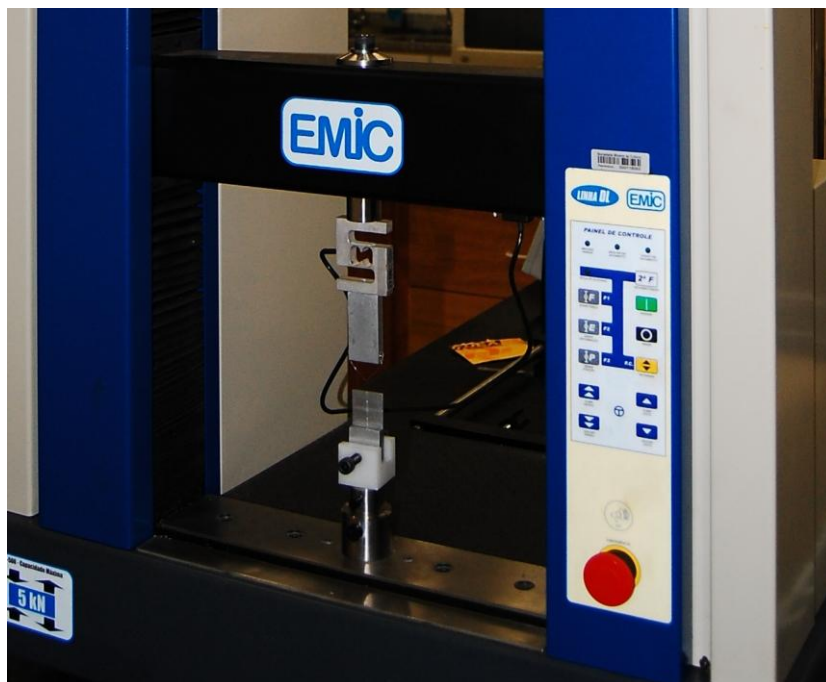


Figura 4: Máquina universal de ensaios Emic® DL 500

A máquina universal de ensaios foi calibrada para garantir a sensibilidade necessária para a detecção dos resultados dos testes realizados. A calibração foi realizada com o auxílio do engenheiro responsável pela fabricação da mesma.

Para a adequação da máquina à realização deste estudo foi confeccionado um dispositivo que permitisse ensaios padronizados. Esse dispositivo foi confeccionado para simular a mecânica ortodôntica de deslize, ou seja, o bráquete permaneceu em repouso em relação à sua base e o fio deslizou ao longo da sua canaleta, caracterizando, assim, um teste de tração estática em linha reta (FIGURA 5).

O dispositivo era composto de duas placas de alumínio com 30 mm de largura, 10 mm de espessura e 60 mm de altura. Uma destas placas foi presa à parte inferior da máquina universal de ensaios por meio de um dispositivo confeccionado em prolipropileno que permitia à placa inferior um ajuste no sentido ântero-posterior, o que possibilitava o alinhamento passivo do fio na canaleta do

bráquete, sem qualquer angulação, antes da amarração do mesmo, para que fosse mensurado apenas o atrito existente na interface bráquete/fio ou bráquete/fio/ligadura. A outra placa de alumínio foi fixada diretamente à célula de carga, na parte superior da máquina, que sofria o deslocamento durante a realização dos testes. Isso possibilitou a eliminação da utilização das garras, acessórios disponíveis para uso com a máquina EMIC (Figura 5). Essas não são totalmente rígidas, podendo dessa forma, interferir nos resultados desse estudo. O paralelismo entre a placa superior e inferior foi garantido pela utilização de um relógio comparador com resolução centesimal (Mitutoyo, Santo Amaro, São Paulo, Brasil).

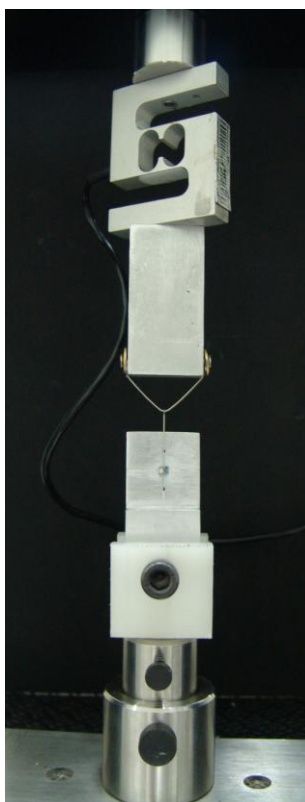


Figura 5: Célula de carga de 5N, placa superior e inferior do dispositivo construído em alumínio e dispositivo de prolipropileno.

A placa superior, pela vista frontal, possuía um segmento de fio em aço inoxidável com espessura de 0.028" em formato triangular. Na extremidade mais inferior deste fio era realizado o encaixe do gancho do fio do corpo de prova (FIGURA 5). Pela vista lateral, esse segmento de fio encontrava-se na direção do longo eixo da placa. Na placa inferior, pela vista frontal, observam-se duas canaletas retas perpendiculares entre si, e com a intersecção entre elas localizada entre dois furos para orientação do posicionamento do bráquete (FIGURA 6). Pela vista lateral, fez-se um recorte de forma que a base da canaleta do bráquete ficasse no longo eixo da placa.

Confeccionou-se um acessório para auxílio na colagem dos bráquetes com fio de aço retangular com espessura 0.021 x 0.025", para conferir precisão e reprodutibilidade no posicionamento dos bráquetes de todos os corpos de prova. Esse segmento de fio foi conformado em forma de "U", tendo suas extremidades encaixadas em dois furos alinhados, presentes na placa de alumínio inferior. A parte central deste acessório encaixou-se na canaleta dos bráquetes e suas extremidades nos furos simultaneamente (Figura 6). Devido à forma de posicionamento para colagem, o ângulo de entrada do fio foi igual a zero.



Figura 6: Dispositivo de fio de aço 0.021 x 0.025" em forma de "U" utilizado para colagem dos bráquetes.

Todos os testes, assim como a preparação dos corpos de prova, foram realizados pelo mesmo operador. No intuito de evitar a presença de substâncias oleosas ou impurezas que pudessem interferir nos resultados encontrados, os bráquetes e fios foram limpos por meio de fricção com uma gaze embebida em álcool etílico a 70%. Já as ligaduras não passaram por este processo, sendo removidas diretamente de sua embalagem original e submetidas ao teste.

Em seguida, iniciou-se a preparação dos corpos de prova para a realização dos testes. Cola instantânea a base de éster de cianoacrilato Super Bonder® (Loctite Henkel, São Paulo, Brasil) foi aplicada na base do bráquete para aderência deste à base de alumínio do dispositivo. Foi aplicada uma pressão sobre o bráquete durante um minuto e nove minutos foram aguardados para secagem final da cola, conforme sugerido pelo fabricante. Nesse momento o excesso de cola foi removido e o paralelismo da base do bráquete em relação à placa de alumínio foi observado para permitir uma padronização da colagem dos bráquetes.

Os fios ortodônticos utilizados nessa pesquisa se encontravam em forma de vareta. Cada segmento possuía 3 cm de comprimento, sendo que na extremidade superior de cada um deles foi confeccionado um gancho para encaixe no dispositivo. Esse procedimento foi realizado com o auxílio de alicate para confecção de dobras em “V”, seguido da utilização do alicate ortodôntico 139 (Figura 7). Feito o gancho, o segmento de fio foi avaliado através de um projetor de perfil, pertencente ao laboratório de Análise Estrutural do Departamento de Engenharia Mecânica da PUC Minas (Figuras 8A e 8B). Esse exame teve como finalidade conferir a padronização das dobras e determinação precisa do longo eixo do segmento de fio.

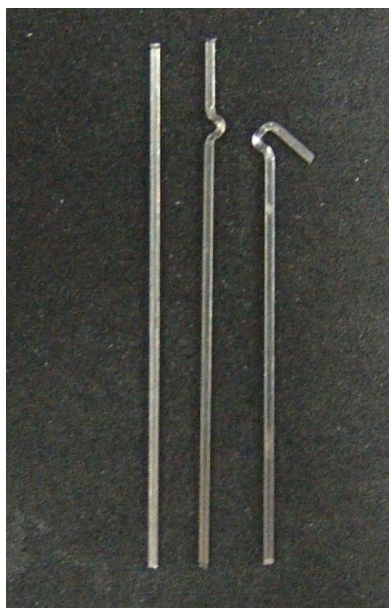


Figura 7: Sequência de confecção do gancho do fio ortodôntico

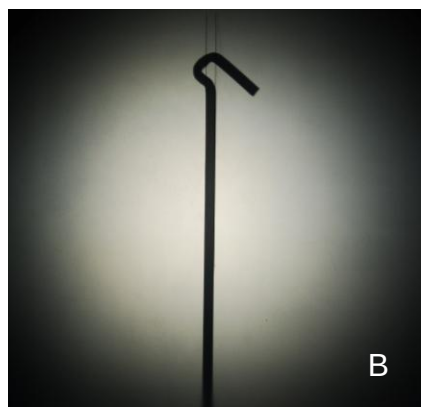


Figura 8: Projetor de perfil (A); Projeção do segmento de fio para conferência do longo eixo do gancho (B).

Para a montagem dos corpos de prova, nos bráquetes auto-ligantes Damon 3® e In-Ovation C®, o fio foi posicionado paralelamente à base de alumínio e a tampa de fechamento do bráquete foi travada com o auxílio de um esculpido tipo

Hollembach (Jon, São Paulo, Brasil). Já nos grupos com Clarity™ SL, a inserção do fio foi realizada por pressão manual.

Nos grupos com braquetes estéticos convencionais, a amarração das ligaduras foi realizada através do uso do instrumento para inserção de ligadura elástica Straight-Shooter® (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, Estados Unidos) (Figuras 9A e 9B). Optou-se por este tipo de instrumento devido à possibilidade de padronização da quantidade de extensão da ligadura elástica no momento de sua inserção. Os elásticos Slide® foram inseridos conforme as orientações do fabricante.

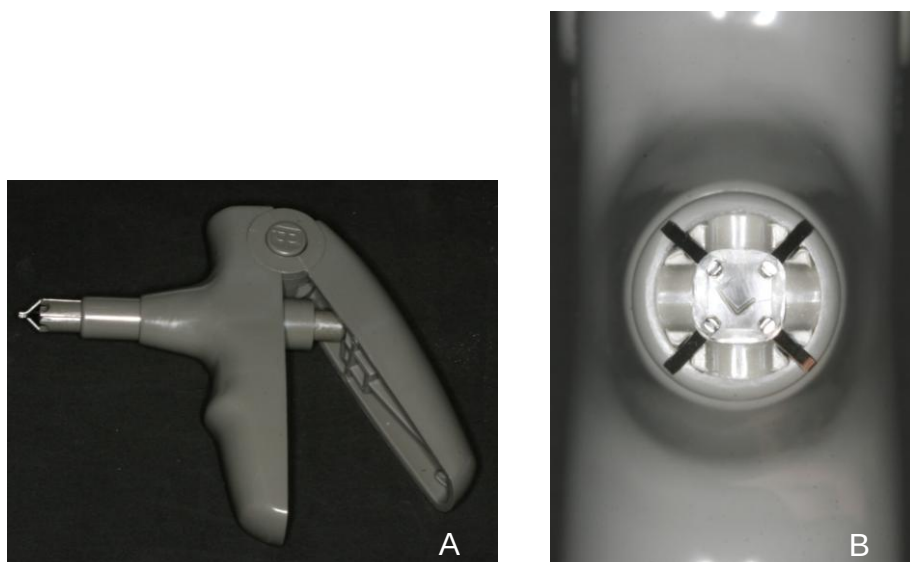


Figura 9: Straight-Shooter® (A); Extensão da ligadura elástica (B).

Cada corpo de prova, formado por bráquete/fio ou bráquete/fio/ligadura foi submetido a 5 testes consecutivos. Cada grupo de teste era composto por 10 corpos de prova, com o total de 50 testes em cada grupo. Ao final, foram realizados 500 testes.

Foi utilizada uma célula de carga de 5N e os testes foram realizados com velocidade de 1 mm/min. Cada ensaio teve sua posição inicial determinada pela

máquina e a finalização do ensaio ocorreu por limite de força ou de deformação. Determinou-se que após redução de 10% da força máxima obtida no teste, o mesmo era interrompido, ou seja, calibrou-se a máquina com colapso de 10%. Quando o teste foi finalizado por limite de deformação, determinou-se que a deformação máxima seria de 1 mm.

O *software* Tesc (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) que controla o funcionamento da máquina de ensaios exibe durante a realização dos testes um indicador digital, no qual observa-se o deslocamento e a força. Com o objetivo também de padronizar a posição inicial, todos os testes foram iniciados quando este indicador digital encontrava-se em zero.

O nível máximo de força registrado pela máquina, correspondente à força de atrito estático, foi transmitido para o computador ligado à máquina de ensaio. Os dados foram registrados em um gráfico com coordenadas XY onde o eixo X registrou o deslocamento do fio em milímetros (mm) e o eixo Y registrou a força de atrito entre o bráquete e o fio, mensurada em Newton (N).

4.3 Análise Estatística

Para evitar que valores extremos interferissem nos resultados deste estudo foi realizada a mediana dos 5 testes consecutivos realizados em cada grupo de teste. A variável estudada (resistência ao atrito) é de natureza cardinal com distribuição normal (normalidade aferida pelo teste D'Agostino).

A existência de diferença na resistência ao atrito entre os grupos que utilizaram fio retangular e entre os grupos que utilizaram fio redondo foi avaliada através teste ANOVA – um critério, seguido pelo teste *post hoc* de Bonferroni com nível de significância ajustado para 0.5% (valor de alfa ajustado para 0.005).

A existência de diferença na resistência ao atrito entre os grupos com mesmo braquete e fios distintos foi avaliada através do teste t de student, com nível de significância de 5% (valor de alfa de 0.05). Os testes estatísticos foram executados utilizando-se o software BioEstat 5.0 (Belém, Brasil).

5. ARTIGO I

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO ATRITO DE DIVERSOS BRÁQUETES ESTÉTICOS : UM ESTUDO *IN VITRO*

Frictional resistance in esthetic brackets: an *in vitro* comparison

Maria Rita Danelon do Amaral, Perrim Smith Neto, Dauro Douglas Oliveira

RESUMO

Introdução: Os bráquetes autoligantes surgiram como uma opção para a redução do atrito entre a interface bráquete/fio ortodôntico. O objetivo desse trabalho foi avaliar a resistência ao atrito criada em diversos tipos de bráquetes estéticos durante a simulação da mecânica ortodôntica de deslize. **Metodologia:** Foram utilizados 3 bráquetes autoligantes de marcas distintas (Clarity™ SL, 3M Unitek; Damon 3®, Ormco Corporation; In-Ovation C®, GAC International), além de bráquetes estéticos convencionais (Radiance®, American Orthodontics) associados à ligaduras elásticas convencionais (Sani-tie®, GAC International) e ligaduras de baixa fricção (Slide®, Leone). Para simulação da mecânica de deslize foram utilizados fios de aço inoxidável com espessuras de 0.018" e 0.017"x0.025" (GAC Internacional). Cinco grupos (n=10) foram submetidos a cinco ensaios mecânicos consecutivos na máquina de teste universal modelo Emic® DL 500. **Resultados:** Os resultados mostraram baixos níveis de atrito em todos os bráquetes autoligantes testados e com a utilização do fio 0.018" ($p < 0,05$). Entretanto, com o fio 0.017x0.025", os grupos Damon 3, Clarity SL e Slide mostraram forças de atrito menores quando comparadas com In-Ovation C ($p > 0,05$). Além disso, os bráquetes estéticos convencionais associados às ligaduras convencionais resultaram na maior resistência ao atrito em ambos os fios testados ($p > 0,05$). **Conclusão:** Todos os bráquetes autoligantes apresentaram menores níveis de atrito do que os acessórios convencionais. O bráquete autoligante ativo, In-Ovation C, demonstrou maior força de atrito quando associado ao fio retangular. A ligadura Slide® pode ser uma alternativa ao uso dos bráquetes autoligantes.

5.1 Introdução

Quando a mecânica de deslize é utilizada na Ortodontia, a resistência ao atrito gerada na interface bráquete/fio ortodôntico pode influenciar a eficiência da mecânica, resultando em menor velocidade de movimentação dentária (YEH et al., 2007). Atrito pode ser definido como uma força que se opõe ou retarda a movimentação de um corpo em relação à superfície de outro. Pode ser ainda dividido em atrito estático e cinético (ROSSOUW, 2003).

Como a mecânica de deslize é a mais freqüentemente utilizada na ortodontia, o controle do atrito se tornou uma das principais preocupações para o sucesso desse tipo de tratamento. Dentre as várias tentativas para redução do atrito durante o tratamento ortodôntico encontra-se o sistema de bráquetes autoligantes. Esse tipo de bráquete não necessita de ligaduras, sendo que a retenção do fio à canaleta é dada por um sistema mecânico construído na face vestibular desse acessório e que funciona como uma quarta parede, tornando esse bráquete semelhante a um tubo. Apesar de não ser uma idéia nova, pois foi primeiramente testada em 1935, somente nos últimos anos esses acessórios passaram a responder por porcentagem significativa do mercado. A partir de então, os bráquetes auto-ligantes foram sendo aprimorados com variações de forma, tamanho, mecânica e material (HARRADINE, 2001; RINCHUSE & MILES, 2007, FERNANDES *et al.*, 2008).

A grande procura por tratamento ortodôntico pelos pacientes adultos resultou na necessidade de uma aparência mais estética dos aparelhos utilizados. Este fato fez com que os acessórios autoligantes começassem a ser confeccionados em policarbonato e cerâmica. Entretanto, grande parte da Literatura relata que os bráquetes cerâmicos policristalinos ou monocristalinos apresentam maiores níveis

de atrito quando comparados aos bráquetes metálicos (SHIVAPUJA E BERGER, 1994; BAZAKIDOU *et al.*, 1997; HAIN, DHOPATKAR E ROCK, 2003).

Com a finalidade de compensar o alto custo dos bráquetes autoligantes, o uso de bráquetes convencionais associados a ligaduras de baixa fricção têm sido apresentado como uma alternativa à redução da resistência ao atrito durante a mecânica ortodôntica de deslize. A ligadura Slide® (Leone Orthodontic Products, Florença, Itália) é um exemplo deste tipo de ligadura elástica e sua utilização sobre o bráquete transforma a canaleta em uma estrutura similar a um tubo. Hain, Dhopatkar e Rock (2003), afirmam que as ligaduras elásticas de baixa fricção produzem uma força de atrito estático até 60% menor quando comparadas com as ligaduras convencionais.

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro* a força de resistência ao atrito de diferentes bráquetes autoligantes estéticos e de um bráquete estético convencional associado à ligadura elástica de baixa fricção e ligaduras elásticas convencionais, utilizando-se fios ortodônticos de secção redonda e retangular, durante a simulação da mecânica ortodôntica de deslize.

5.2 Metodologia

5.2.1 Material

Três tipos de bráquetes autoligantes estéticos foram testados: Clarity™ SL (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, Estados Unidos), com canaleta em aço inoxidável e sistema de fechamento da canaleta passivo; Damon 3® (Ormco Corporation, Glendora, Califórnia, Estados Unidos), com canaleta em aço inoxidável e sistema de fechamento da canaleta passivo; In-Ovation C® (GAC International, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos), com canaleta em cerâmica e sistema de fechamento da canaleta ativo.

Além dos bráquetes acima citados, acessórios convencionais estéticos Radiance® (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, Estados Unidos), foram avaliados neste trabalho associados à ligaduras elásticas de baixa fricção Slide® (Leone, Florença, Itália), de cor branca.

O grupo controle era composto pelo bráquete estético convencional Radiance® (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, Estados Unidos) associado a ligadura elástica convencional (GAC International, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos), de cor transparente.

Foram utilizados 100 bráquetes no total, sendo 10 unidades por grupo. Todos os bráquetes utilizados foram de incisivo central superior direito com canaleta 0.022" x 0.028", prescrição Roth e MBT (angulação de 5° e torque de 12°).

Para a realização dos testes, foram utilizados fios ortodônticos de aço inoxidável em forma de vareta, com calibre de 0.018" (GAC Internacional, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos). e 0.017" x 0.025" (GAC Internacional, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos).

Cada corpo de prova, formado por bráquete/fio ou bráquete/fio/ligadura foi submetido a 5 testes consecutivos. Cada grupo de teste era composto por 10 corpos de prova, com o total de 50 testes em cada grupo. Ao final, foram realizados 500 testes.

5.2.2 Método

Para a avaliação da força de atrito, as combinações dos bráquetes, fios e tipos de ligaduras foram submetidas a testes mecânicos com a máquina universal de ensaios Emic® DL 500 (São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). Foi utilizada uma célula de carga de 5N e os testes foram realizados com velocidade de 1mm/min. Foi utilizado o *software* Tesc (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) que controla o funcionamento da máquina universal de ensaios. O nível máximo de força registrado pela máquina, correspondente à força de atrito estático, foi transmitido para o computador ligado à máquina de ensaio.

No intuito de simular a mecânica ortodôntica de deslize, a adequação da máquina foi realizada com a confecção de um dispositivo composto por duas placas de alumínio com 30mm de largura, 10mm de espessura e 60mm de altura. Uma destas placas foi presa à parte inferior da máquina universal de ensaios por meio de um dispositivo confeccionado em prolipropileno que permitia à placa inferior um ajuste no sentido ântero-posterior, o que possibilitava o alinhamento passivo do fio na canaleta do bráquete. A outra placa de alumínio foi fixada diretamente à célula de carga, na parte superior da máquina, que sofria o deslocamento durante a realização dos testes. O paralelismo entre a placa superior e inferior foi garantido pela utilização de um relógio comparador com resolução centesimal (Mitutoyo, Santo

Amaro, São Paulo, Brasil). Desta forma, utilizou-se o teste de tração estática em linha reta, com o bráquete permanecendo em repouso em relação à sua base e o fio deslizando ao longo da canaleta.

Confeccionou-se um acessório, em forma de “U”, para auxílio na colagem dos bráquetes com fio de aço retangular com espessura 0.021 x 0.025", para conferir precisão e reprodutibilidade no posicionamento dos bráquetes de todos os corpos de prova. As extremidades desse acessório eram encaixadas em dois furos alinhados, presentes na placa de alumínio inferior. Todos os testes, assim como a preparação dos corpos de prova, foram realizados pelo mesmo operador.

Os bráquetes e fios receberam limpeza com álcool etílico 70%. A colagem dos bráquetes foi feita com cola instantânea a base de éster de cianoacrilato Super Bonder® (Loctite Henkel, São Paulo, Brasil).

Cada segmento de fio ortodôntico utilizado possuía 3 cm de comprimento. Na extremidade superior de cada um deles foi confeccionado um gancho, com formato padronizado, para encaixe na placa de alumínio superior. Feito o gancho, o segmento de fio foi avaliado através de um projetor de perfil, tendo como finalidade conferir a padronização das dobras e determinação precisa do longo eixo do segmento de fio.

Nos bráquetes auto-ligantes estéticos, o fio foi posicionado paralelamente à base de alumínio e a tampa de fechamento do bráquete foi travada com o auxílio de um instrumento do tipo Hollembach (Jon, São Paulo, Brasil), no caso do Damon 3® (Ormco Corporation, Glendora, Califórnia, Estados Unidos) e In-Ovation C® (GAC International, Bohemia, Nova Iorque, Estados Unidos). Nos grupos Clarity™ SL (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, Estados Unidos) a inserção do fio foi realizada por pressão manual. A amarração das ligaduras, nos grupos com bráquetes estéticos

convencionais, foi realizada através do uso do instrumento para inserção de ligadura elástica Straight-Shooter® (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, Estados Unidos), para padronização da quantidade de extensão da ligadura elástica no momento de sua inserção. Os elásticos Slide® foram inseridos conforme as orientações do fabricante.

Para análise estatística dos resultados obtidos utilizou-se o software BioEstat 5.0 (Belém, Brasil). Foi realizada a mediana dos 5 testes consecutivos realizados em cada grupo de teste. A variável estudada (resistência ao atrito) é de natureza cardinal com distribuição normal (normalidade aferida pelo teste D'Agostino).

A existência de diferença na resistência ao atrito entre os grupos que utilizaram fio retangular e entre os grupos que utilizaram fio redondo foi avaliada através teste ANOVA – um critério, seguido pelo teste *post hoc* de Bonferroni com nível de significância ajustado para 0.5% (valor de alfa ajustado para 0.005).

A existência de diferença na resistência ao atrito entre os grupos com mesmo braquete e fios distintos foi avaliada através do teste t de student, com nível de significância de 5% (valor de alfa de 0.05).

5.3 Resultados

De forma geral, o grupo controle com bráquete estético convencional apresentou maior força de atrito. Os bráquetes convencionais estéticos associados às ligaduras de baixa fricção Slide® apresentaram menores níveis de resistência ao atrito, quando comparados aos mesmos bráquetes associados a ligaduras elásticas convencionais (Tabela 2 e Figura 10 e 11).

Nos grupos onde se utilizou o fio de secção transversal redonda, os bráquetes autoligantes não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si em relação aos níveis de força de atrito. Esse mesmo resultado foi observado ao comparar os bráquetes autoligantes ao bráquete estético Radiance® associado a ligadura Slide® (Tabela 2 e Figura 10).

Nos grupos onde se utilizou o fio de secção transversal retangular, entre os bráquetes autoligantes, In-Ovation C® exibiu a maior força de atrito. Radiance® associado a ligadura Slide®, Damon 3® e Clarity™ SL exibiram resultados semelhantes (Tabela 2 e Figura 11).

Para avaliar a influência do calibre do fio no atrito estático, foi realizada a comparação pareada com o teste t de student, nível de significância de 5% (valor de alfa de 0.05). Os resultados mostraram que, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) para os bráquetes testados, exceto para as amostras do Damon 3®, Clarity™ SL e Radiance® associado a ligadura Slide® ($p > 0.05$).

Tipo de bráquete/Ligadura	Calibre do fio			
	0.018" SS		0.017" x 0.025" SS	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Radiance+Slide	0.0014	0.0013	0.0455	0.0748
Radiance+ convencional	0.1967	0.053	0.5665	0.1649
In-Ovation	0.0009	0.0003	0.2142	0.1
Damon	0.001	0	0.001	0
Clarity	0.0014	0.0013	0.001	0

TABELA 2: Média e desvio padrão da resistência ao atrito nos 10 grupos avaliados.

Valor de p obtido pelo teste ANOVA – um critério, seguido pelo teste *post hoc* de Bonferroni com valor de alfa ajustado para 0.005

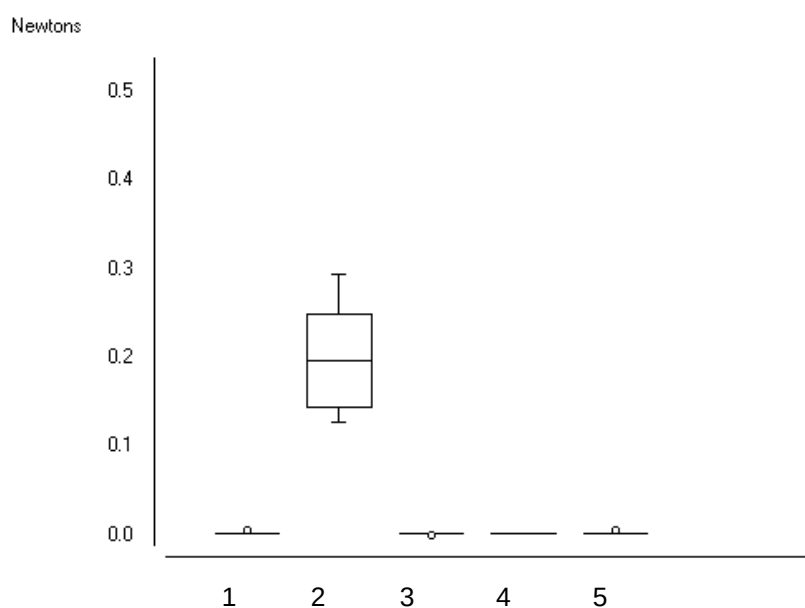


Figura 10: Média, desvio padrão, valor mínimo e valor máximo da resistência ao atrito nos 5 grupos de bráquetes avaliados. Onde: 1.Radiance+Slide/fio redondo; 2.Radiance+Convencional/fio redondo; 3.In-Ovation/fio redondo; 4.Damon/fio redondo; 5.Clarity/fio redondo.

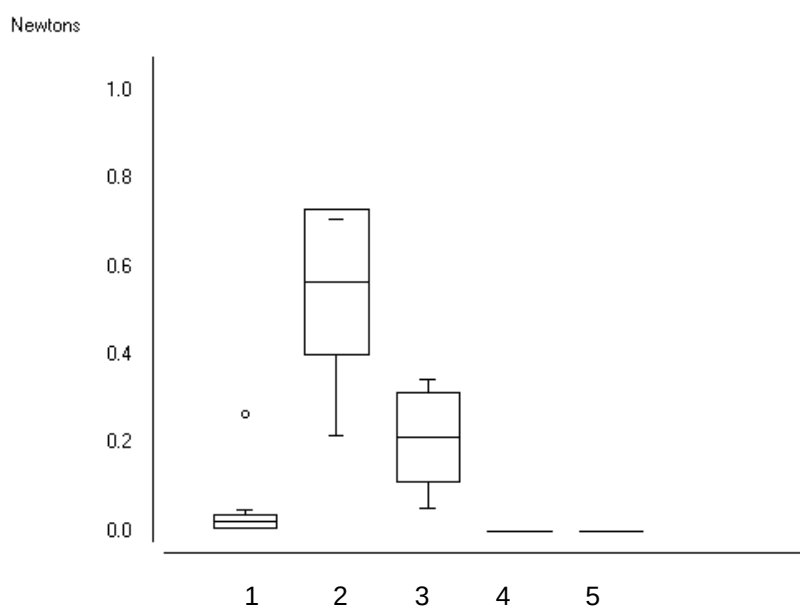


Figura 11: Média, desvio padrão, valor mínimo e valor máximo da resistência ao atrito nos 5 grupos avaliados. Onde: 1.Radiance+Slide/fio retangular; 2.Radiance+Convencional/fio retangular; 3.In-Ovation/fio retangular; 4.Damon/fio retangular; 5.Clarity/fio retangular;

5.4 Discussão

Os resultados demonstraram que os bráquetes autoligantes estéticos testados exibiram níveis de força de atrito semelhantes quando utilizados com fio de secção transversal redonda 0.018" de aço inoxidável, com valores próximos ou iguais a zero. Como todos os bráquetes foram colados de forma padronizada com o dispositivo de aço inoxidável, eliminou-se desta forma, a prescrição da angulação. Com isto, este resultado pode estar relacionado com a angulação de 0° entre o fio e as paredes da canaleta, além do fato do fio de aço inoxidável redondo possuir um diâmetro menor em relação à dimensão do slot do bráquete. Fios de menor diâmetro resultam em um menor preenchimento da canaleta do bráquete e, conseqüentemente uma menor área de contato com o mesmo (THORSTENSON & KUSSY, 2002)

O bráquete In-Ovation C®, quando testado com o fio de secção transversal retangular 0.017" x 0.025", exibiu maiores níveis de força de atrito quando comparados aos bráquetes Damon 3® e Clarity™ SL. Esse resultado pode estar relacionado ao sistema ativo de fechamento da canaleta, no caso do In-Ovation C®, ao contrário dos dois últimos que são considerados bráquetes autoligantes passivos. Nesse sistema ativo, a passividade dos bráquetes autoligantes é determinada pelo calibre do fio, sendo que a pressão do *clip* da canaleta contra o fio está diretamente relacionada ao diâmetro do fio ortodôntico utilizado (DAMON, 1998). Thorstenson e Kusy (2002) compararam bráquetes autoligantes passivo e ativo e encontraram resultados semelhantes a esse estudo. Segundo esses autores, os fios retangulares exibiram maior nível de força de atrito com os bráquetes autoligantes ativos. Em contrapartida, fios de menor diâmetro não demonstraram diferenças estatisticamente significantes para os níveis de atrito nos diferentes grupos testados.

Apesar dos maiores níveis de resistência ao atrito exibidos pelo In-Ovation C®, o seu sistema de fechamento ativo pode representar, em determinadas etapas do tratamento ortodôntico, um diferencial deste tipo de bráquete, como quando da necessidade de expressão de torques.

Os resultados deste estudo demonstraram que os bráquetes autoligantes estéticos possuem menores níveis de atrito quando comparados aos acessórios estéticos convencionais. Voudouris *et al.* (2010), ao realizar um estudo onde avaliou os bráquetes autoligantes estéticos observou que estes apresentam baixos níveis de atrito, sendo esses menores que aqueles apresentados pelos bráquetes autoligantes metálicos e convencionais.

O elástico Slide® demonstrou menor força de atrito quando comparado ao elástico convencional. Este resultado pode estar associado a capacidade das ligaduras de baixa fricção em exercer um papel semelhante ao *clip* de fechamento dos bráquetes autoligantes, transformando a canaleta do bráquete em uma estrutura semelhante a um tubo. Quando comparado aos bráquetes autoligantes o sistema de baixa fricção avaliado demonstrou níveis de atrito semelhantes quando o fio de secção redonda foi utilizado. Além disso, esse sistema apresentou um desempenho semelhante aos bráquetes Damon 3® e Clarity™ SL quanto ao nível de atrito quando testados com fio 0.017" x 0.025", e valores menores quando comparados ao In-Ovation C®. Estes resultados estão de acordo com aqueles encontrados por Franchi *et al.* (2008) De acordo com estes autores, as ligaduras de baixa fricção produziram níveis de atrito semelhantes aos bráquetes autoligantes e menores que as ligaduras tradicionais.

De acordo com os resultados deste estudo, o elástico Slide® apresentou-se como uma alternativa viável ao uso dos bráquetes autoligantes. Este tipo de ligadura

pode transformar bráquetes convencionais em sistemas de baixo atrito, além da vantagem de poder ser utilizado em grupos específicos de dentes nos quais baixos níveis de atrito são desejados.

5.5 Conclusão

- Todos os braquetes autoligantes estéticos testados neste estudo demonstraram menores níveis de resistência ao atrito quando comparados aos bráquetes estéticos convencionais associados a ligaduras elásticas convencionais, independente da secção transversal do fio utilizado.
- Quando testados com os fios retangulares, os bráquetes autoligantes com sistema ativo de fechamento da canaleta apresentaram força de atrito significativamente maior quando comparados aos bráquetes autoligantes passivos.
- Os bráquetes estéticos convencionais associados as ligaduras de baixa de fricção apresentaram menor resistência ao atrito no que nos bráquetes estéticos convencionais com ligaduras elásticas convencionais.
- Quando testados os fios retangulares, o sistema formado por bráquete convencional estético e ligadura de baixa fricção, apresentou valores de atrito semelhantes aos sistemas autoligantes passivos.

Referências

BAZAKIDOU, Eleni .et al. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.112, n.2, p.138-144, aug. 1997.

DAMON, Dwight H. The damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. **Journal of Clinical Orthodontics**, Boulder, v.32, n.4, p.670-680, nov 1998.

FERNANDES, Daniel J. et al. A estética no sistema de bráquetes autoligáveis. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v.13, n.3, p.97-103, maio/jun 2008.

FRANCHI, Lorenzo et al. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.133, n.1, p.87-90, jan. 2008.

HAIN, M.; DHOPATKAR, A.; ROCK, P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.123, n.4, p.416-422, apr. 2003.

HARRADINE, Nigel W. T. Self-ligating brackets and treatment efficiency. **Clin. Orthod. Res.** n. 4, p. 220-227, 2001.

RINCHUSE, Daniel J.; MILES, Peter G. Self-ligating brackets: Present and Future. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.132, n.2, p.216-222, aug. 2007.

ROSSOUW, Emile .P. Friction: an overview. **Seminars in Orthodontics**, Philadelphia, v.9, n.4, p.218-222, dec 2003.

SHIVAPUJA, P.; BERGER, J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.106, n.5, p.472-480, nov. 1994.

THORSTENSON, Glenys A.; KUSY, Robert P. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saline states. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.121, n.5, p.472-482, may.2002a.

THORSTENSON, Glenys A.; KUSY, Robert P. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.122, n.3, p.295-305, sep.2002b.

VOUDOURIS, John C. et al. Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. **Angle Orthodontics**, Appleton, v.80, n.1, p.188-194, jan. 2010.

YEH, Chin-Liang et al. In vitro-evaluation of frictional resistance between brackets with passive ligation designs. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.131, n.6, p.704.e11-704.e22, jun. 2007.

REFERÊNCIAS

BAZAKIDOU, Eleni .et al. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.112, n.2, p.138-144, aug. 1997.

BRAUN, Stanley et al. Friction in perspective. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.115, n.6, p.619-627, jun. 1999.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 34, p. 849-853, 1955.

BURROW, S. Jack. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.135, n.4, p.442-447, april 2009.

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

CAMPORESI, Matteo; BACCETTI, Tiziano; FRANCHI, Lorenzo. Forces released by esthetic preadusted appliances with low friction and conventional elastomeric ligatures. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.131, n.6, p.772-775, jun. 2007.

DAMON, Dwight H. The damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. **Journal of Clinical Orthodontics**, Boulder, v.32, n.4, p.670-680, nov 1998.

DOBRIN, R.J.; KAMEL, I. L.; MUSICH, D.R. Load- deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.67, n.1, p.24-33, 1975.

FERNANDES, Daniel J. et al. A estética no sistema de bráquetes autoligáveis. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v.13, n.3, p.97-103, maio/jun 2008.

FRANCHI, Lorenzo et al. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.133, n.1, p.87-90, jan. 2008.

HAIN, M.; DHOPATKAR, A.; ROCK, P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.123, n.4, p.416-422, apr. 2003.

HARRADINE, Nigel W. T. Self-ligating brackets and treatment efficiency. **Clin. Orthod. Res.** n. 4, p. 220-227, 2001.

KHAN, R.S.; HORROCKS, E. N. A study of adult orthodontic patients and their treatment. **British Journal of Orthodontics**, Oxford, v.18, n.3, p.183-194, aug. 1991.

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

MALTAGLIATI, Liliana Ávila et al. Bráquetes estéticos- Considerações clínicas. **Rev Clin Ortodon Dental Press**, Maringá, v.5, n.3, jun/jul. 2006.

NEWMAN, G. V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.51, n.12, p.901-912, 1965.

NANDA, R.S. & GHOSH. J. Biomechanical considerations in sliding mechanics. In: NANDA,R. **Biomechanics in Clinical Orthodontics**, 1.ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1997. Cap. 10, p.188-217

NISHIO, Clarice. et al. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint. Louis, v.125, n.1, p.56-64, jan. 2004.

PACHECO, Mariana Ribeiro. **Comparação entre diferentes métodos para redução do atrito durante a mecânica ortodôntica de deslize**: um estudo in vitro. 2006. 99f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia)- Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte.

RINCHUSE, Daniel J.; MILES, Peter G. Self-ligating brackets: Present and Future. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.132, n.2, p.216-222, aug. 2007.

ROSSOUW, Emile .P. Friction: an overview. **Seminars in Orthodontics**, Philadelphia, v.9, n.4, p.218-222, dec 2003.

SHIVAPUJA, P.; BERGER, J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.106, n.5, p.472-480, nov. 1994.

STONER M.M. Force control in clinical practice. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.46, p.163-168, 1960.

TANNE, Kazuo et al. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. . **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.106, n.3, p.273-278, set. 1994.

TECCO, Simona et al. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. **Angle Orthodontist**, Appleton, v.75, n.6, p.1041-1045, nov 2005.

TECCO S.; TETÈ S.; FESTA F. Friction between archwires of different sizes, cross section and alloy and brackets ligated with low-friction or conventional ligatures. **Angle Orthodontist**, Appleton, v.79, p.111-116, 2009.

THORSTENSON, Glenys A.; KUSY, Robert P. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saline states. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.121, n.5, p.472-482, may.2002a.

THORSTENSON, Glenys A.; KUSY, Robert P. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.122, n.3, p.295-305, sep.2002b.

VOUDOURIS, John C. et al. Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. **Angle Orthodontics**, v.80, n.1, p.188-194, jan. 2010.

YEH, Chin-Liang et al. In vitro-evaluation of frictional resistance between brackets with passive ligation designs. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.131, n.6, p.704.e11-704.e22, jun. 2007.