ODAIR HENRIQUE DA SILVA

AVALIAÇÃO *IN VITRO* DO ATRITO NAS DIFERENTES FORMAS E MATERIAIS DA LIGAÇÃO DO BRAQUETE VERSÁTIL AO FIO ORTODÔNTICO DURANTE A RETRAÇÃO DOS CANINOS

CAMPINAS
2008

ODAIR HENRIQUE DA SILVA

AVALIAÇÀO *IN VITRO* DO ATRITO NAS DIFERENTES FORMAS E MATERIAIS DA LIGAÇÃO DO BRAQUETE VERSÁTIL AO FIO ORTODÔNTICO DURANTE A RETRAÇÃO DOS CANINOS

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

Área de Concentração: Ortodontia.

Orientadora: Profa. Dra Adriana Silva de Carvalho.

CAMPINAS
2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

Silva, Odair Henrique da.
Si586a Avaliação *in vitro* do atrito nas diferentes formas e materiais da ligação do braquete versátil ao fio ortodôntico durante a retração dos caninos / Odair Henrique da Silva. – Campinas: [s.n.], 2008.
58f.: il.

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

1. Atrito dentário. 2. Braquetes. 3. Ortodontia. I. Carvalho, Adriana Silva de. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

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

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: **"AVALIAÇÀO *IN VITRO* DO ATRITO NAS DIFERENTES FORMAS E MATERIAIS DA LIGAÇÃO DO BRAQUETE VERSÁTIL AO FIO ORTODÔNTICO DURANTE A RETRAÇÃO DOS CANINOS"** apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: _____ em __/__/____, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

_____

Prof. (a) Dr (a)
Orientador

_____

Prof. (a) Dr (a)
1º Membro

_____

Prof. (a) Dr (a)
2º Membro

DEDICATÓRIA

AOS MEUS PAIS:

NEUSA - Pelo apoio, carinho, compreensão e admirável dedicação em todos os momentos de minha vida.

Com todo meu amor, sinto-me honrado de ser seu filho.

OSWALDO - Pelo exemplo de caráter, humildade e força. Pelo exemplo de vida honesta e honrada, que me presenteou.

Com todo meu amor, sinto-me honrado de ser seu filho.

A MINHA AMADA ESPOSA DANIELA

Por todo seu carinho e companheirismo nos momentos de estudo procurando sempre estar ao meu lado me ajudando na busca do conhecimento.

Com todo meu amor, sinto-me honrado de tê-la ao meu lado.

AOS MEUS AMADOS FILHOS VICTOR, JÚLIA E MARINA

Pelo amor e ”injeções” diárias de alegria e carinho.

Com todo meu amor, sinto-me honrado de tê-los ao meu lado.

.

AGRADECIMENTOS

Ao C.P.O. São Leopoldo Mandic, pela oportunidade de meu enriquecimento técnico científico do mais alto nível.

À Profa. Dra. Adriana Silva Carvalho, minha orientadora, pelos conselhos e amizade, permitindo-me a realização deste trabalho.

Aos meus queridos professores: Jurandir Barbosa; Hideo Suzuki, Leonardo Filizzola, Mônica Pereira, Eliana Barbosa e Alba Gonçalves, por terem me dado condições de seguir em minha profissão com dignidade e humildade através dos seus ensinamentos.

A Sra. Tatiana Ricci, técnica do laboratório do C.P.O. São Leopoldo Mandic, pela atenção e auxilio durante a fase laboratorial.

Aos meus colegas de turma pela amizade e companheirismo.

E a todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para elaboração deste trabalho.

O homem verdadeiramente previdente não diz tudo quanto pensa, mas pensa em tudo quanto diz.

Aristóteles

RESUMO

O objetivo do presente trabalho foi comparar *in vitro* as forças de atrito geradas entre o braquete Barbosa Versátil e o fio ortodôntico quando amarrados com ligadura elastomérica ou de aço, e ainda, alternando-se o local da amarração do arco no braquete (aleta central ou aleta lateral), durante a retração dos caninos. Foi utilizado um sistema que simula o movimento de retração do dente canino superior direito, fazendo com que o braquete deslize pelo fio ortodôntico a uma velocidade de 5 mm/min.por uma distância de 8 mm. Os resultados foram medidos pela máquina de ensaios universais EMIC DL2000. A amostra foi constituida de 60 corpos-de-prova divididos em 6 grupos (n=10): LM - ligadura metálica 0,010" ligada ao braquete pelas aletas laterais; CM- ligadura metálica 0,010" ligada ao braquete pelas aletas centrais; LE- ligadura elastomérica ligada ao braquete pelas aletas laterais; CE- ligadura elastomérica ligada ao braquete pelas aletas centrais; LES- ligadura elastomérica siliconada ligada ao braquete pelas aletas laterais; CES- ligadura elastomérica siliconada ligada ao braquete pelas aletas centrais. A LE apresentou a maior força de atrito entre todos os grupos estudados, entretanto, não houve diferença significativa entre os grupos LES e LM, assim como entre os grupos CM, CE CES, que apresentaram forças de atrito menores em comparação aos demais grupos. Foi concluído que quando se realiza a retração dos caninos por meio da ligação do fio ortodôntico às aletas centrais do braquete Barbosa Versátil, utilizando-se qualquer uma das ligaduras estudadas, o atrito é inferior em comparação à ligação nas aletas laterais.

Palavras-chave: Atrito. Ligadura. Ancoragem. Braquete Barbosa versátil.

ABSTRACT

The objective of this study was to compare *in vitro* the forces of friction between the bracket Barbosa Versatile and orthodontic wire when connected with metal or elastomeric ligatures and also alternating the ligation place in the bracket (central or mesial and distal tie wings), during the retraction of canines. It was used a system that simulate the movement of retraction of the upper right canine tooth, making the brackets slide by orthodontic wire in a speed of 5mm/min for a distance of 8 mm.The results were measured by a testing machine for assays EMIC DL 2000. The sample was 60 experimental models divided into 6 groups (n=10): LM- metallic ligature 0,010" linked by mesial and distal tie wings; CM- metallic ligature 0,010" linked by central tie wings; LE- elastomeric ligature linked by mesial and distal tie wings; CE- elastomeric ligature linked by central tie wings; LES- silicone elastomeric ligatures linked by mesial and distal tie wings; CES- silicone elastomeric ligatures linked by central tie wings. Elastomeric ligation had the greatest friction force between all the groups studied., however, there was no statistically difference between the groups LES and LM. The same in the groups CM, CE and CES,that had the smaller forces of friction between all the groups. Thus, it was concluded that when the bracket Barbosa Versatile is connected by the central tie wings, using any of the ligatures studied the friction is significantly lower when connected to the mesial and distal tie wings.

Keywords: Friction. Ligature. Ancorage. Bracket Barbosa versatile.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Organograma 1 - Grupos experimentais. 32

Figura 1 - Braquete Barbosa Versátil amarração central e lateral. 33

Figura 2 - Fio para amarril metálico Morelli. 33

Figura 3 - Ligadura elastomérica Morelli. 33

Figura 4 - Ligadura elastomérica siliconada Sili-Tie-Clear GAC. 33

Figura 5 - Desenho esquemático da placa de acrílico. 34

Figura 6 - Desenho esquemático para fixação dos braquetes. 35

Figura 7 - Desenho esquemático para fixação do fio ortodôntico. 35

Figura 8 - Braquete teste. 36

Figura 9 - Dispositivo para tracionamento do braquete 37

Figura 10 - Ilustração do aparato para realização dos testes de atrito. 37

Figura 11 - Realização dos testes na máquina.de ensaio EMIC 2000 38

Tabela 1 - Média e desvio-padrão dos valores da força necessária para deslizar o braquete através dos fios ortodônticos 40

Gráfico 1 - Força em gramas necessária para deslizar o braquete através do fio ortodôntico. 41

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 11
2 REVISÃO DA LITERATURA 14
2.1 Atrito 14
2.2 Ancoragem em ortodontia 19
2.3 Técnica de ligadura 25
3 PROPOSIÇÃO 31
4 MATERIAL E MÉTODO 32
4.1 Delineamento experimental 32
4.2 Preparo dos corpos de prova 34
4.3 Realização dos testes 36
4.4 Análise estatística 39
5 RESULTADOS 40
6 DISCUSSÃO 42
7 CONCLUSÃO 46
REFERÊNCIAS 47
ANEXO A - RESULTADOS ORIGINAIS 50
ANEXO B - ANÁLISE ESTATÍSTICA 56
ANEXO C - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA 58

1 INTRODUÇÃO

Ao longo dos anos tem-se observado a preocupação dos ortodontistas com o controle de ancoragem durante o movimento de um dente ou grupos de dentes, quando se utiliza braquetes pré-ajustados na técnica do "Straight Wire". Considera-se controle de ancoragem a capacidade de controlar ou não o movimento dos primeiros molares na fase de retração dos dentes anteriores em casos com exodontia de pré-molares (Gerom et al., 2003).

No tratamento ortodôntico, a perda de ancoragem causada por uma mecânica inadequada, é um potencial fator para o insucesso do tratamento. Em casos onde são necessárias as extrações dentárias para a correção da má-oclusão, muitos são os fatores que podem levar à perda de ancoragem (Urias, 2005), interferindo na movimentação dentária. Kapila et al., em 1990, listaram diversas variáveis que afetam a força de atrito. Elas podem ser tanto mecânicas como biológicas. Saliva, placa bacteriana, película adquirida e corrosão têm sido incluídas como alguns dos fatores biológicos que afetam a força de atrito entre braquete e fio. Variáveis mecânicas incluem material do braquete, forma do fio, espessura e material do fio, bem como material da ligadura e a força de ligação.

Considerando-se que o movimento dentário ocorre em uma série de pequenos passos ao invés de um movimento suave e contínuo (Frank, Nikolai, 1980), o movimento controlado do dente no qual o braquete desliza pelo arco, denominado Mecânica de Deslize, ocorre pela movimentação da coroa antes do ápice da raiz, inclinando o braquete em relação ao fio e fazendo com que o mesmo toque o braquete por meio de dois pontos de contato, gerando atrito (Secco, 1999).

Na mecânica do deslize o não conhecimento da força de atrito gerada no sistema braquete – fio – ligadura faz com que o ortodontista utilize muitas vezes forças abaixo das ideais fazendo com que o tratamento se prolongue por mais tempo ou utilize forças acima das ideais o que pode causar um certo desconforto ao paciente, gerando dor. O atrito entre fio e braquete é um fator que aumenta a resistência ao movimento, implicando em um aumento de forças (Taylor et al., 1996).

De acordo com Frank & Nicolai (1980), a força de ligadura influência a quantidade de atrito. As várias técnicas de amarração do braquete de aço ao arco, considerando-se os novos desenhos de alguns braquetes, as ligaduras elastoméricas que se diferenciam pelos tamanhos e composição, as relações entre a dimensão da ligadura e a força, a degradação da força e as alterações dimensionais ao receber a influência do meio úmido e calor (Taloumis et al., 1997), são fatores que alteram a resistência ao movimento, implicando em um aumento de forças, maior atrito, com reflexos na ancoragem.

Com o surgimento de novos materiais e novas técnicas, o estudo dos fatores que influenciam o atrito entre braquete e arco, e também o controle da ancoragem, parecem ter muita importância na mecânica ortodôntica.

O braquete Barbosa Versátil® é um braquete que foi desenvolvido especialmente para o canino, possui um desenho inovador diferente dos tradicionais, tem seis aletas para colocação das ligaduras, canaletas com seu fundo apresentando conformação côncava, aumento na largura e profundidade (0,030") tornando-o um braquete versátil, diminuindo o atrito e aumentando o deslize (Barbosa, 2006).

Esta pesquisa teve como objetivo avaliar a força de atrito durante uma simulação do movimento de retração do canino superior utilizando-se o braquete

Barbosa Versátil por suas características diferenciadas em relação aos tradicionais na ligação braquete-arco. Além disso, é importante a comparação de ligaduras em suas diversas formas e materiais de confecção, obtendo-se as forças de atrito produzidas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor compreensão, a revisão da literatura foi dividida conforme os assuntos relacionados: atrito, ancoragem em ortodontia e métodos de ligação braquete - fio ortodôntico.

2.1 Atrito

Frank & Nikolai (1980) estudaram *in vitro* a força de atrito em modelo que reproduzia a retração de um canino através de um arco contínuo. Observaram que o movimento dentário ocorre com uma série de pequenos passos ao invés de um movimento suave e contínuo. Primeiramente, a força de atrito estática entre o arco e o braquete deve ser vencida para iniciar o movimento do dente. Quando o dente é movimentado, a força de atrito cinética ocorre, visto que a coroa do dente inclina-se na direção da força aplicada. Concluíram que a largura dos braquetes e a força de ligadura influenciam a quantidade de atrito, arcos retangulares produzem mais atrito que os redondos e os braquetes largos produzem mais atrito que os braquetes estreitos.

Quinn & Yoshida (1986) estudaram os dados de seis estudos encontrados na literatura onde relatavam a relação da magnitude e distribuição da força nos aparelhos ortodônticos com a taxa de deslocamento do dente. Várias hipóteses foram estudadas pelos autores e concluíram que a mais aceita é a de que aumentando a taxa de força dos dentes posteriores, estes tiveram maior deslocamento, isto é explicado devido ao fato de que o segmento dos molares apresentavam menos carga por centímetro quadrado, comparado com o canino,

portanto, iria se movimentar com uma taxa maior quando o nível de carga fosse aumentado. O canino não aumentou a taxa de movimento, pois provavelmente já estava se movendo próximo à taxa máxima. O estudo revelou ainda que uma força eficiente de retração de caninos superior, segundo dados clínicos, está entre 100 e 200g.

Tidy (1989) avaliou a força de atrito nos pontos de contato duplos dos braquetes durante o movimento em um arco contínuo de um aparelho fixo. Seus estudos foram realizados a seco, em uma máquina de ensaios Instron, simulando o movimento de um dente em um arco com ação de uma força de 50 g, 100 g, 150 g e 200 g na superfície da raiz do dente, agindo no centro de resistência a 10 mm da canaleta do braquete, a uma velocidade de 5 mm/min. Concluiu que a força de atrito aumenta em braquetes estreitos, afirmou que a força de atrito é inversamente proporcional a largura do braquete e que a dimensão do arco e da canaleta tem pouca influência na força de atrito. A força de atrito pode ser minimizada usando-se braquetes largos e arcos de aço no lugar dos de Nitinol ou TMA.

Kapila et al. (1990) realizaram um estudo para avaliar os efeitos da espessura e da liga metálica do arco, na força de atrito gerada entre braquete e fio. Utilizaram e avaliaram os fios de aço, cromo cobalto, níquel titânio e beta titânio, testados em braquetes de aço estreitos simples, duplo médio e duplo largo. Os fios foram ligados aos braquetes com ligaduras elastoméricas. O teste foi realizado com instrumento mecânico e as forças de atrito foram medidas por uma célula de compressão. Os autores relataram que a magnitude da força de atrito é proporcional à quantidade de força normal que empurra as duas superfícies juntas durante o movimento ortodôntico, como na retração de um canino. Foram listadas diversas variáveis que afetam a força de atrito. Elas podem ser tanto mecânicas como

biológicas. Saliva, placa bacteriana, película adquirida e corrosão têm sido incluídas como alguns dos fatores biológicos que influenciam a força de atrito entre braquete e fio. Variáveis mecânicas incluem material do braquete, tamanho da canaleta, largura e angulação do braquete, forma do fio, espessura e material do fio, bem como material da ligadura e a força da ligação. O aumento na espessura do fio resultava em aumento do atrito braquete-fio.

Edwards et al. (1994) apresentaram um trabalho que comparava a resistência ao atrito em várias técnicas de amarração do braquete de aço ao arco em condições seca e molhada. Foram avaliadas as técnicas de amarração com módulos elastoméricos de maneira convencional, figura de um 8, ligaduras revestidas de teflon e ligaduras de aço. Foi desenvolvido e construído um mecanismo para medir a força de atrito gerada pelas ligaduras. Os resultados mostraram que o módulo elastoméricos amarrado com a forma de “8” produz atrito significativamente maior que os outros métodos testados em ambas as condições seca e molhada. Não houve significativamente diferença na resistência ao atrito entre módulo elastoméricos amarrado de maneira convencional e ligaduras de aço. A ligadura de teflon apresentou menor força de atrito.

Downing et al. (1995) estudaram o efeito da saliva artificial nas forças de atrito cinético e estático. Utilizou braquetes de aço inoxidável da marca Dentaurum e braquetes de cerâmica policristalina da marca Transcend. Os arcos utilizados foram de níquel titânio, beta titânio e de aço inoxidável, redondo de 0,018 polegadas e fios retangulares 0,019 x 0,025 polegadas. Os arcos foram presos aos braquetes através de ligaduras de módulos elastomérico. Concluíram que a saliva artificial aumenta a força de atrito, se comparada com o experimento a seco.

Taylor et al. (1996) enfatizaram que a mecânica de deslize é muito utilizada para retração dos dentes da região anterior. Nesta técnica uma força é distalmente aplicada para que o arco deslize através dos braquetes pré-ajustados e conseqüentemente movimente os dentes. O atrito entre fio e braquete é um fator que aumenta a resistência ao movimento, implicando em um aumento de forças. Utilizaram uma máquina de ensaios Instron para realizarem os testes e três tipos de braquetes de aço pré-ajustados Straight Wire (padrão), Activa e Speed. Os fios utilizados foram de cinco tamanhos: (0,018, 0,020, 0,016x0,022, 0,018x0,025, 0,019x0,025). Após simular os movimentos em um segmento de arco concluiu que os braquetes Activa produziram o menor atrito para todos os fios testados. Os braquetes Speed apresentaram pouca força de atrito com fios redondos, porém níveis altos de atrito com fio retangular. Encontraram atrito estático de 178 a 275 gramas com braquetes padrões e fios redondos. Investigaram a força de atrito estática nos vários métodos de ligação do fio ao braquete. A menor força de atrito foi encontrada nos braquetes Straight Wire padrão utilizando fio redondo que foram amarrados com amarrilho de aço colocados frouxamente ou com módulos elastoméricos esticados. Comparativamente os fios redondos apresentam menos atrito que os fios retangulares quando amarrados com amarrilho de aço colocado frouxamente.

Secco (1999) avaliou a magnitude da força necessária para que ocorra o deslizamento do braquete no fio, o percentual da força despendida com o atrito, o efeito da espessura dos fios na força de atrito e o coeficiente de atrito entre braquete e os fios. Foram estudadas três marcas de fios e braquetes. Os testes foram realizados em uma máquina de ensaios universais Instron onde foi reproduzido o movimento de deslize do braquete no fio ortodôntico em um intervalo de 8 mm a

uma velocidade de 5 mm/min. O sistema gerou uma tensão de 100 g no centro de resistência a 10 mm da canaleta do braquete, agindo no sentido oposto ao da força aplicada para mover o dente. Os resultados mostraram as médias de força para o fio Tecnident (198 g) e Morelli (199 g), superiores ao nível de significância de 5% da força requerida para deslizar o braquete no fio importado Dentaurim (178 g). A variação da espessura dos arcos não interferiu significativamente na força de deslizamento assim como na força de atrito. O material da marca Tecnident apresentou o maior coeficiente de atrito (0,164534); a Morelli (0,150190) não diferiu estatisticamente da Dentaurum, que apresentou o menor coeficiente de atrito (0,147943).

Chimenti et al. (2005) estudaram *in vitro* a resistência friccional durante a mecânica de deslize causada pelas ligaduras elastoméricas em seus diferentes tamanhos (pequeno, médio e grande) e dois protótipos de ligaduras lubrificadas com silicone. Um modelo experimental foi construído para simular a retração dos dentes incisivos superiores, utilizou-se três braquetes pré-ajustados com slot 0,022' de um segmento de aparelho ortodôntico superior direito, canino, 1º pré-molar, 2º pré-molar, tubo reversível de 1º molar 0,022' em seu estado reversível e tubo de 2º molar 0,022'. Todos os materiais utilizados eram da Leone Orthodontic Products. O movimento foi realizado através de um fio de aço 0,019 x 0,025 e medido por uma máquina de ensaios universais Instrom 4301. O fio foi preso ao segmento de aparelho, cada vez, por um tipo de ligadura das cinco analisadas e realizado dez movimentos cada a uma velocidade de 20 mm/min, em uma distancia de 5 mm. Após analisarem os resultados os autores concluíram que a variação do tamanho influencia significativamente na fricção. As ligaduras pequenas e médias tiveram de 13 a 17% menos fricção quando comparada com as grandes. Os protótipos de

ligaduras tratadas com silicone tiveram significativamente menos fricção quando comparados com todas as ligaduras convencionais. As ligaduras elastoméricas tratadas com silicone apresentam redução de 23 a 34% quando comparadas com as ligaduras pequenas e médias não tratadas e redução de 36 a 43% comparadas com as ligaduras não tratadas de tamanho grande.

Barbosa (2006), após anos de experiência clínica, observou que na maioria dos casos onde se faz necessário a extração de pré-molares para correção da má oclusão ocorria efeitos indesejáveis durante a fase de nivelamento e alinhamento, entre eles a abertura da mordida na região dos pré-molares, o aprofundamento da sobremordida anterior e grande quantidade de atrito com alto consumo de ancoragem. Atribuiu a causa desses efeitos indesejáveis à angulação excessiva no slot dos braquetes caninos, 13 graus.

2.2 Ancoragem em ortodontia

Kloehn et al. (1947), em uma vasta revisão da literatura e através da análise de casos clínicos de pacientes tratados, apontaram as vantagens da ancoragem extrabucal para redirecionar o crescimento ósseo em idades precoces. Afirmavam que o comprimento do arco inferior, bem como o do superior, poderiam ser aumentados. Porém, se o aumento acontecesse no arco inferior, certamente ocorreriam problemas quando os dentes inferiores fossem utilizados como ancoragem intermaxilar.

Epstein et al. (1948) estudaram em uma amostra de 138 cefalogramas de pacientes entre cinco e dezoito anos o efeito da utilização da ancoragem extrabucal no tratamento das más oclusões de classe II divisão 1 e observaram uma correção

molar no sentido antero-posterior, em razão do crescimento ósseo e da colaboração do paciente na correta utilização do aparelho extra-bucal.

Kloehn et al. (1950) estudaram a evolução de casos clínicos analisando vários pacientes que apresentavam dentição mista e considerou a ancoragem do tipo intermaxilar como ineficiente levando-se em conta o aspecto fisiológico do movimento dentário. Defendiam a utilização do aparelho extra-bucal como responsável pelo movimento dentário do tipo ideal.

Prezzano et al. (1951) após revisão da literatura e coleta de dados clínicos afirmaram que não se pode concluir que um dente que sirva de ancoragem não se movimente quando se aplica uma determinada força. Porém, a perda de ancoragem pode ser administrada de acordo com a filosofia de tratamento a ser adotada, pela relação entre o paciente e o profissional, pela exatidão dos resultados desejados e pela limitação individual de cada caso.

Stoner et al. (1958) consideraram que o termo “ancoragem” englobava a utilização da ancoragem existente, o preparo de ancoragem e o reforço de ancoragem. Enfatizaram que o procedimento de preparo de ancoragem, apesar de apresentar excelentes resultados clinicamente, contraria os princípios biológicos e fisiológicos. Durante o tratamento, se a ancoragem existente não fosse suficiente, as forças occipitais ou cervicais poderiam ser utilizadas como reforço de ancoragem.

Guay & Baker (1967) estudaram cefalometricamente 40 casos de pacientes tratados ortodonticamente com extração de quatro pré-molares, utilizando ancoragem máxima. Observaram uma ancoragem menor quando fora utilizado aparelhos auxiliares para ancoragem, em comparação ao emprego de forças direcionais.

Walker et al. (1968) descreveram uma técnica indicada para casos com extrações de quatro pré-molares com ancoragem máxima, utilizando cursores nos arcos superiores e inferiores. Nos ganchos dos cursores superiores adaptava-se o aparelho extra-bucal com apoio occipital, enquanto que os ganchos dos cursores inferiores serviam de encaixe para os elásticos de Classe III. Com esta técnica obtinha-se a retração de caninos sem perda de ancoragem ou até com uma certa distalização do segmento posterior, quando desejado.

Paulson et al. (1970) pesquisaram a perda de ancoragem superior durante a fase de retração dos caninos por meio de estudo laminográfico. A amostra constituída com seis casos de pacientes com má oclusão de Classe I, tratados com extração dos quatro pré-molares. Para realizar a retração de caninos foram utilizados elásticos de látex entre os caninos e os molares, que liberavam uma força entre 50 e 70 gramas. A ancoragem superior foi obtida com uma barra palatina e com o uso noturno do aparelho extra-bucal cervical. Com a sobreposição dos traçados das laminografias pôde-se observar a retração de caninos que foi em média de 3,9 mm. Adicionalmente, constatou-se a ausência completa de movimento para mesial dos primeiros molares superiores durante esta fase.

Caputo et al. (1974) estudaram através de modelo fotoelástico, as forças ortodônticas durante a retração de caninos por meio de vários tipos de molas. Observaram que quando há uma combinação adequada do efeito “gable” com angulação de 45 a 60 com uma intensidade de força inferior a 300 g, pode-se conseguir o movimento de corpo durante a retração de caninos. Porém, se a força for excessiva, independe da angulação do efeito “gable”, haverá o movimento de inclinação juntamente com perda de ancoragem.

Ricketts et al. (1976) apresentaram a Técnica Bioprogressiva, preconizando a ancoragem do molar inferior no osso cortical que, por ser mais compacto e menos vascularizado, não se reabsorve facilmente. Utilizava para este procedimento o arco base inferior, no qual incorporava torque vestibular de raiz nos molares, enquanto produzia a expansão ao nível da coroa destes dentes. Para aumentar ainda mais a ancoragem, o arco base possuía um ângulo caudal que produzia uma inclinação distal dos molares inferiores. Afirmavam que os molares inferiores posicionados desta forma resistiriam às forças dos elásticos intermaxilares e às forças de mesialização provenientes das alças de retração dos dentes anteriores. O arco base ou arco de utilidade, como também é conhecido, apoiava-se nos incisivos, resultando na intrusão destes dentes, sem que ocorresse a vestibularização.

Geron et al. (2003) estudaram a perda da ancoragem como um efeito potencial da mecanoterapia ortodôntica. Consideraram como perda de ancoragem a quantidade de movimento mesial dos primeiros molares superiores em casos com exodontia de pré-molares, na fase de retração dos dentes anteriores. Para o estudo, 87 pacientes de clínicas universitárias e particulares, definidos como casos que necessitavam de ancoragem máxima, foram selecionados e divididos de quatro em quatro grupos de acordo com o local das extrações (primeiros e segundos pré-molares), mecânica (aparelhagem vestibular ou lingual), e a idade (adolescentes ou adultos). O trespasse horizontal e o apinhamento foram avaliados em todos os grupos. Os dados foram estudados sobre cefalogramas e modelos. Concluíram que à medida que o apinhamento aumentava a perda de ancoragem diminuía significamente. A aparelhagem vestibular demonstrou significativamente mais perda de ancoragem do que lingual quando avaliado os dados cefalométricos. Foi

encontrada mais perda de ancoragem em adultos que em adolescente; constatou-se uma maior perda de ancoragem quando os segundos pré-molares foram extraídos em relação aos primeiros, o trespasse horizontal teve pouca correlação com a perda de ancoragem. O estudo mostrou ainda que a perda de ancoragem depende de respostas multifatoriais, e que os cinco fatores examinados poderiam ser divididos em dois grupos: primários (apinhamento e mecânica) e secundários (idade, local da extração e sobressaliência) em uma ordem decrescente de importância.

Roberts-Harri & Sandy (2004) definiram a ancoragem como sendo a resistência ao movimento indesejado dos dentes, da mucosa oral, de implantes e de forças extra bucais. Observaram que a perda de ancoragem seria um movimento não planejado e inesperado dos dentes durante o tratamento ortodôntico e que muitas causas poderiam promovê-la, tais como: problemas na montagem do aparelho ortodôntico, deficiência no ajuste do aparelho ou na cooperação do paciente. Quanto à montagem do aparelho, os autores relatam que o número de dentes na unidade de ancoragem, no caso de aparelhagem fixa, ou a retenção do aparelho removível, eram fatores que poderiam interferir na ancoragem. No que tange aos problemas relacionados ao ajuste do aparelho, quatro aspectos foram ressaltados como de suma importância: o material com que o fio é produzido, a quantidade de deflexão do arco assim como seu comprimento e a sua espessura. Quanto à cooperação do paciente, os autores recomendaram a utilização de aparelhagem fixa para evitar que os acessórios pudessem ser removidos pelo paciente, no entanto quando a utilização de aparelhos removíveis se fizesse necessária, os pacientes só o deveriam removê-los para higienização.

Urias et al. (2005) realizaram um estudo onde compararam duas técnicas de tratamento ortodôntico, a bioprogressiva de Rickets e a Straight-Wire, analisando

a efetividade do controle de ancoragem. Foram avaliados os tratamentos realizados em dois grupos de 20 pacientes cada, que apresentavam má oclusão de CL I e CL II de molares e que necessitavam de extração de primeiros pré-molares para o tratamento. Todos os pacientes selecionados necessitavam de máxima ancoragem. Foi utilizado aparelho extra-bucal com tração cervical para ancoragem superior nos dois casos. O grupo tratado pela técnica Bioprogressiva contava ainda com a ancoragem cortical como preconizava Rickts. O grupo I foi tratado com a técnica Bioprogressiva de Rickets (braquetes 3M Unitek, 0,0018 x 0,0025) e o grupo II foi tratado pela técnica do Straight-Wire prescrição Roth (braquetes A-Company, 0,0021 x 0,0028). Os autores concluíram que não houve diferença significante na perda de ancoragem, o que indicou que uma técnica não é superior a outra no quesito ancoragem. A baixa perda de ancoragem, na média 3,1 mm na Bioprogressiva e 4 mm no Straight-Wire, foi causada pela mesialização dos dentes posteriores superiores.

Park et al. (2008) avaliaram os efeitos do tratamento utilizando ancoragem com implantes de titânio comparada com a utilização de aparelho extra oral com puxada alta durante a retração da bateria dos dentes anteriores. Foram selecionados dois grupos com dezesseis pacientes cada, que apresentavam bi-protrusão e foram tratados com extração dos pré-molares Os resultados mostraram não haver mais perda de ancoragem dos dentes posteriores da maxila no grupo tratado com implantes de titânio do que com os tratados com aparelho extra bucal. Ambos os grupos apresentaram um excelente controle vertical dos dentes posteriores da maxila.

2.3 Técnica de ligadura

Adams et al. (1987) estudaram em um modelo ortodôntico a influência dos diversos tamanhos de braquetes (médio simples, marrow twin, wide twin e Lewis), a distância inter-braquetes e os tipos de ligaduras (metálicas e elastoméricas). Um modelo que simulava dentes com braquetes foi construído e um fio ortodôntico (0,018 aço) foi fixado. Um gancho com a finalidade de pressionar o fio entre os braquetes foi colocado. Uma máquina modelo TT-BM da Instron Corporation foi utilizada para medir os resultados. Os autores concluíram e relataram não haver diferenças entre as forças obtidas com as ligaduras elastoméricas e as obtidas com ligaduras metálicas.

Berger et al. (1990) apresentaram um trabalho onde se estudou a força necessária para movimentar dois tipos diferentes de braquetes, um da A Company e outro da American Orthodontics. Estes braquetes foram ligados com ligaduras elastoméricas e ligaduras metálicas e deveriam percorrer uma mesma distância em quatro fios com diferentes espessuras 0,16'', 0,175'', 0,18''e 0,16'' x 0,20''. Um terceiro braquete também foi avaliado, o self-ligation Speed. Os resultados indicaram que o atrito produzido pelo braquete Speed é muito baixo, utiliza-se pouca força para movimentá-lo quando comparado aos outros dois braquetes estudados.

Bednar et al. (1991) avaliaram a resistência friccional em uma simulação de retração do canino utilizando braquetes (Ormico Mini Diamond), braquetes cerâmicos (GAC Allure) ligados com ligaduras elastoméricas e metálicas a fios de aço inoxidável (0,14", 0,16", 0,18", 0,16"x0,16", 0,16"x0,22"), e braquetes Self-ligation (Speed). Os resultados mostraram que o braquete Ormico amarrado com ligadura metálica apresentou menor atrito quando comparado com os braquetes Speed e GAC. O mesmo ocorreu quando os mesmos tipos de braquetes foram

amarrados com ligaduras elastoméricas. Os braquetes Speed (Self-ligation) quando comparados com os braquetes ligados com ligaduras elastoméricas ou metálicas não apresentaram menos atrito.

Bedner & Gruendeman (1993) realizaram um estudo para verificar a influência da largura do braquete e o método de ligação na produção do momento durante a rotação axial dos braquetes convencionais e Self-ligation. Avaliaram os efeitos das ligaduras metálicas (0,25 mm) e elastoméricas (Ormco) nos braquetes, Ormco Mini-Diamond, A Company Attract, Ormco Diamond e braquetes Self-ligation Orec Speed. Concluíram que o tipo de ligadura teve uma participação significantemente maior no momento produzido que a largura do braquete. O desenho do braquete, as propriedades dos fios e a degradação e propriedades elásticas das ligaduras que sofrem alteração durante o tratamento são fatores que estão relacionados com o atrito da rotação axial.

Shivapuja et al. (1994) analisaram a força de atrito que ocorria entre braquetes de aço inoxidável e braquetes cerâmicos, sendo que ambos foram ligados ao fio através de ligaduras metálicas e ligaduras de elastômeros. Foram analisados também três braquetes self-ligation (Activa, Speed e Edgelock). Os resultados mostraram que os braquetes que apresentaram as maiores quantidades de atritos foram os braquetes cerâmicos ligados com elastômeros, seguidos pelos braquetes cerâmicos com ligaduras metálicas, braquetes de aço com ligaduras elastoméricas e braquetes de aço com ligaduras metálicas. Para os braquetes self-ligation as maiores quantidades de atritos foram encontradas no braquete Edgelock, seguida pelo Speed e o Activa.

Edwards et al. (1994) estudaram a ligação dos fios metálicos aos braquetes, em seco e úmido. Os métodos avaliados foram: ligaduras metálicas,

ligaduras elastoméricas ligadas em forma de anel e em forma de oito e ligaduras de teflon. As ligaduras de teflon apresentaram o menor coeficiente de atrito, enquanto as ligaduras elastoméricas ligadas em forma de oito apresentaram o maior atrito entre os métodos comparados. Os conjuntos ligados com ligaduras elastoméricas em forma de anel e as ligadas com ligaduras metálicas não apresentaram diferenças significantes.

Taloumis et al. (1997) apresentaram um trabalho onde foram avaliadas as relações entre a dimensão da ligadura e a força, a degradação da força e as alterações dimensionais. O estudo foi realizado com módulos elastoméricos de sete fabricantes e foram divididas em quatro grupos e submetidas a alterações de temperatura, umidade e força. No grupo 1 as ligaduras elastoméricas foram estendidas e deixadas úmidas em temperatura ambiente durante 28 dias. No grupo 2 foram estendidas e permaneceram úmidas por saliva artificial a uma temperatura de 37°C e PH neutro durante 28 dias. No grupo 3 foram estendidas e permaneceram úmidas por saliva artificial a uma temperatura de 37°C e PH neutro e a força exercida pela ligadura foi medida após 24 horas, 7, 14 e 28 dias. No grupo 4 foram estendidas e permaneceram úmidas por saliva artificial a uma temperatura de 37°C e PH neutro por 28 dias para observar a absorção do material. Os autores concluíram que as ligaduras estendidas sofrem alterações dimensionais, recebem influencia do meio úmido e calor e reduz mais da metade sua força em um curto espaço de tempo.

Dowling et al. (1998) avaliaram em dois tipos de braquetes (Standard e Minitwin) a resistência friccional e a liberação de força de cinco tipos diferentes de módulos elastoméricos (retangulares cinzas, redondos cinzas, transparentes, laranjas e cinzas com flúor impregnado). Concluíram que os módulos elastoméricos

impregnados com flúor não apresentaram uma maior degradação quando comparado às demais, contudo a liberação do flúor pode influenciar na eficiência dos módulos. Os módulos elastoméricos transparentes apresentaram o menor atrito. Relataram ainda que os módulos elastoméricos não apresentaram uma alteração significante na força.

Mckamey & Kusy (1999) analisaram a eficiência de uma ligadura elastomérica composta por fibras de polietileno de ultra-alto peso molecular em diminuir o estresse, diminuindo desta forma a força de fricção. Os autores concluíram que a utilização destas ligaduras é capaz de reduzir a força de ligação com o tempo, tornando sua utilização como uma opção melhor até mesmo do que as ligaduras metálicas quando se deseja movimento dental com baixo atrito devido ao método de ligação.

Thorstenson & Kusy (2002) enfatizaram em seu trabalho que uma das características dos braquetes self-ligation é a capacidade de reproduzir a força de ligação de uma maneira constante, o que não acontece com as ligaduras elastoméricas e ligaduras metálicas que perdem a força de ligação após sua colocação. Os autores enfatizaram ainda que saber a quantidade de ligação permite ao ortodontista calcular a quantidade de resistência friccional, e em troca, a quantidade de força disponível para o deslizamento, levando assim a uma maior reprodutibilidade e eficiência no tratamento ortodôntico.

Hain et al. (2003) realizaram um estudo para avaliar a influência do método de ligação do fio ao braquete no atrito. Foi utilizado um tipo novo de ligadura elastomérica que foi comparada com as ligaduras convencionais, ligaduras metálicas e braquetes Self-ligation Speed. Foi utilizado para o teste fio de aço inoxidável 0,19” x 0,25” braquetes cerâmicos (Clarity) e braquetes (Minitwin) em

meio seco e úmido (saliva). Os autores constataram que os novos tipos de ligaduras (TP Orthodontics) produziram menos atrito que as ligaduras convencionais ligadas pelo método tradicional e quando ligados em uma forma de “8”, o atrito aumentou consideravelmente. Quando amarrados com ligaduras metálicas frouxas foi observado a menor fricção de todos os métodos de ligação. A utilização de saliva humana como lubrificante reduz o atrito estático em ambas as ligaduras elastoméricas.

Baccetti & Franchi (2006) pesquisaram e compararam a força de atrito gerada por dois tipos de ligaduras elastoméricas, as tradicionais e um tipo não tradicional que fica sobreposto ao braquete sem tocar no fio ortodôntico. Ambas as ligaduras são produzidas pela Leone Orthodontic Products. O experimento foi realizado a seco em um modelo que reproduzia um segmento do arco superior direito contendo cinco braquetes pré-ajustados (straight-Wire) com slot 0,22' de segundo pré-molar a incisivos centrais. Uma secção de fio de aço 0,019 x 0,025 e outra de 0,014 de níquel titânio foram utilizadas para deslizar pelos braquetes. Uma máquina de ensaios Instrom 4301 foi utilizada para medir a quantidade de atrito a cada movimento do corpo de prova testado num total de 60 (30 para cada tipo de ligadura). Concluíram que o recente desenvolvimento do sistema de ligadura passiva produz significativamente menos atrito quando comparado com as ligaduras convencionais.

Camporesi et al. (2007) compararam as forças geradas por dois tipos de braquetes estéticos (Aqua, Leone Orthodontic Products e Mystique, GAC International) utilizando ligaduras de baixa fricção (Slide, Leone e Neo-clips, GAC) e braquetes com ligaduras elastoméricas convencionais, durante a fase de nivelamento e alinhamento. Os testes foram realizados em um modelo composto por

cinco braquetes estéticos cerâmicos, segundo pré-molar, primeiro pré-molar, canino, Incisivo lateral e incisivo central. Foram medidas as forças durante a mesialização do canino utilizando um fio de níquel titânio 0,014" com os braquetes estéticos cerâmico e os braquetes e ligaduras tradicionais. Os autores concluíram que os braquetes cerâmicos combinados com as ligaduras de baixa fricção produzem pouca fricção durante a fase de nivelamento e alinhamento na técnica do straigth-wire.

3 PROPOSIÇÃO

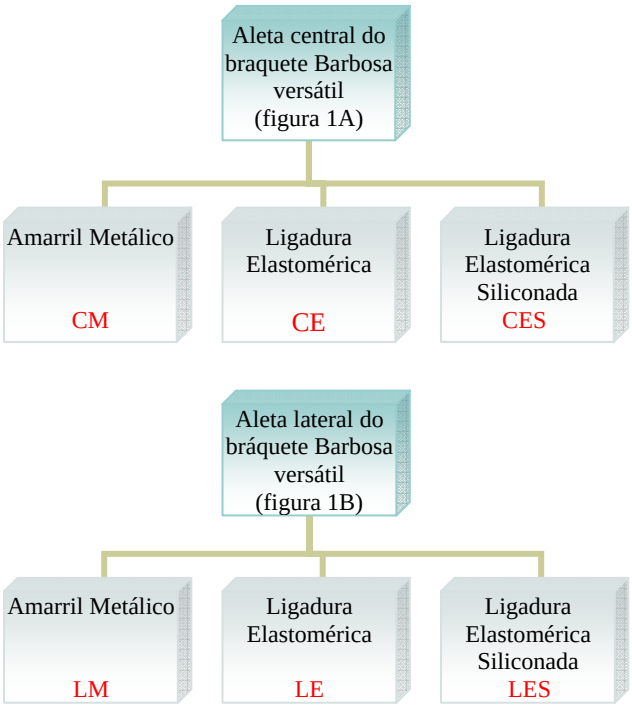
O presente trabalho teve como objetivo comparar *in vitro* a força de atrito durante a retração dos caninos, quando se utiliza como forma de ligação braquete-fio as aletas centrais ou laterais do braquete Barbosa Versátil, ligados ao fio ortodôntico por ligadura metálica, ligadura elastomérica e ligadura elastomérica impregnada com silicone.

4 MATERIAL E MÉTODO

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic conforme projeto protocolado sob o n°.06/223 (Anexo C).

4.1 Delineamento experimental

A unidade experimental deste trabalho *in vitro* foi o braquete Barbosa versátil em suas diversas formas de ligação ao fio, utilizando-se ligadura elastomérica, ligadura elastomérica siliconada e amarril metálico. O fator em estudo foi atrito gerado por cada método de ligação no conjunto braquete-fio. Os ensaios foram realizados um a um e a ordem foi aleatória através de sorteio. Foram utilizados 60 corpos de prova, divididos nos seguintes grupos experimentais (n=10).



Organograma 1- Grupos experimentais

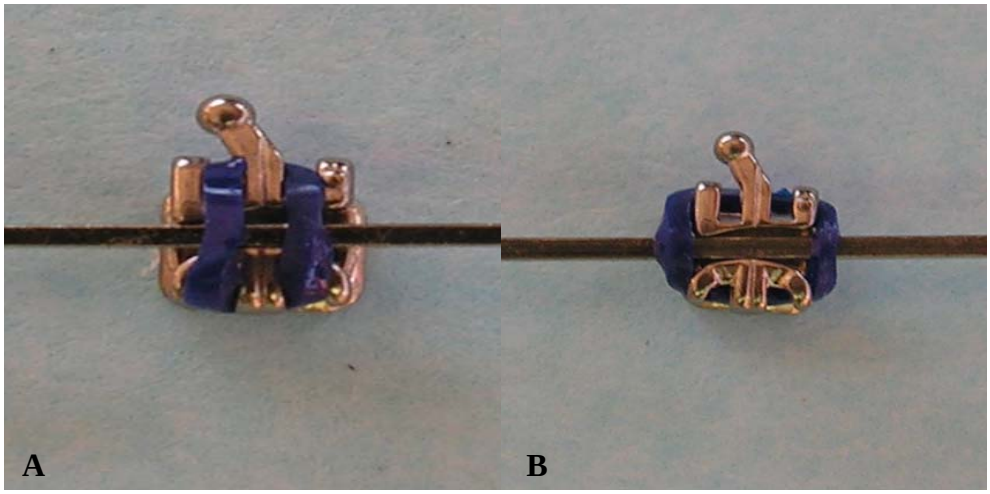


Figura 1- Braquete Barbosa Versátil amarração central (A) e lateral (B)

Figura 2 - Fio para amarril metálico Morelli.

Figura 3 - Ligadura elastomérica Morelli.

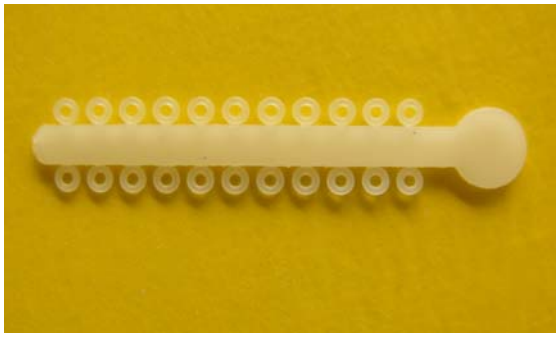


Figura 4 - Ligadura elastomérica Siliconada GAC.

4.2 Preparo dos corpos de prova

Foi confeccionado um aparato para realização do ensaio de atrito recortando uma placa de acrílico de 4,0 x 14,0 x 0,5 cm. Foi feito um entalhe a 2 cm de uma das extremidades com 1,0 x 1,2 cm na qual foi montado um segmento de aparelho fixo composto de quatro braquetes "Edgewise" slot 0,022” por não possuir torque e angulação (figura 5).

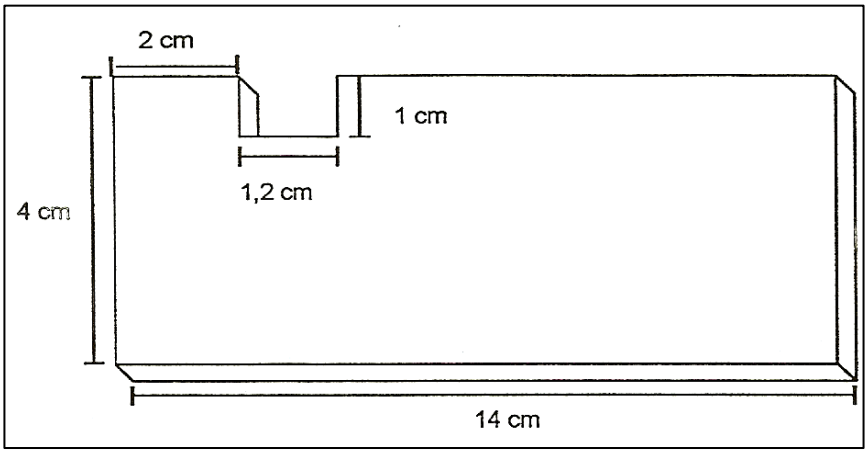


Figura 5 - Desenho esquemático da placa de acrílico.

Foi demarcada, na placa de acrílico, a posição de colagem de cada um dos quatro braquetes "Edgewise"; a seguir foi realizada abrasão no local de fixação dos braquetes com uma broca esférica diamantada para garantir a retenção dos mesmos e estes foram colados a 2 mm do entalhe, a uma distância de 8 mm entre si, e mais dois braquetes, do lado oposto do entalhe. A distância entre os dois conjuntos de braquetes foi de 16 mm (figura 6).

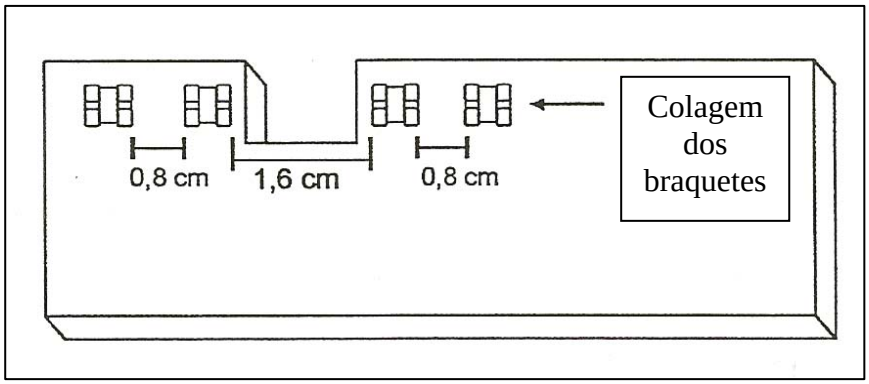


Figura 6 – Desenho esquemático para fixação dos braquetes.

Os braquetes foram fixados com resina fotopolimerisavel Z100® (3M) conforme instruções do fabricante. Antes de fotopolimerizar, um fio 0,021” X 0,025” foi encaixado nas canaletas dos braquetes para garantir o alinhamento dos mesmos. As extremidades do fio foram dobradas justas aos braquetes para que não deslizassem através da canaleta durante os testes. Posteriormente, este mesmo fio foi fixado com amarril 0,010” (figura 7).

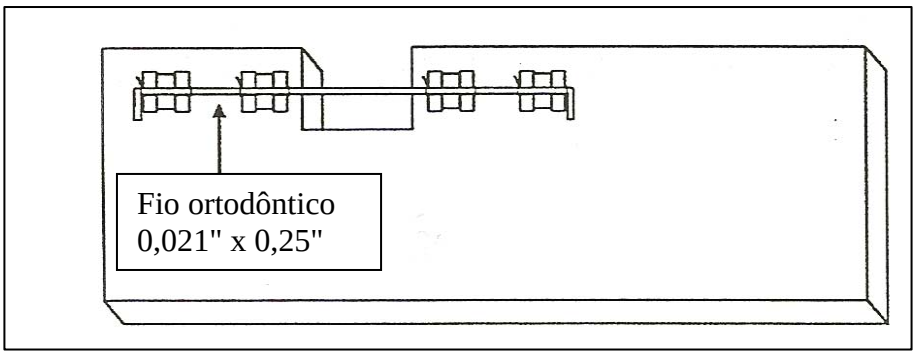


Figura 7 – Desenho esquemático da fixação do fio ortodôntico.

Foi soldado no centro da base e perpendicular à canaleta do braquete Barbosa Versátil, um fio com 14 mm de comprimento e 1 mm de espessura, que representa a raiz do dente canino. Nesse fio, a 10 mm do centro da canaleta do

braquete, foi confeccionada, uma pequena ranhura, para demarcar e representar o centro de resistência da raiz, para a aplicação de uma força de 100 g para gerar uma força de atrito entre a canaleta do braquete e o fio ortodôntico durante os ensaios (figura 8).

Figura 8 - Braquete teste simulando um canino.

4.3 Realização dos testes

Para a realização dos ensaios, o aparato para o teste de atrito foi fixado verticalmente na base inferior da máquina de Ensaio Universal Emic DL2000, ficando o fio ortodôntico que passa pelas canaletas dos braquetes do aparato alinhado com o centro da célula de carga na base superior da máquina de ensaios (figura11).

Um fio 0,016" X 0,022” de aço foi dobrado em forma de “U“ com a base medindo 0,5 cm e as extremidades medindo 14 cm. As extremidades foram soldadas ao parafuso central da célula de carga (figura 9) e a base ficou apoiada no braquete teste (figura 10).

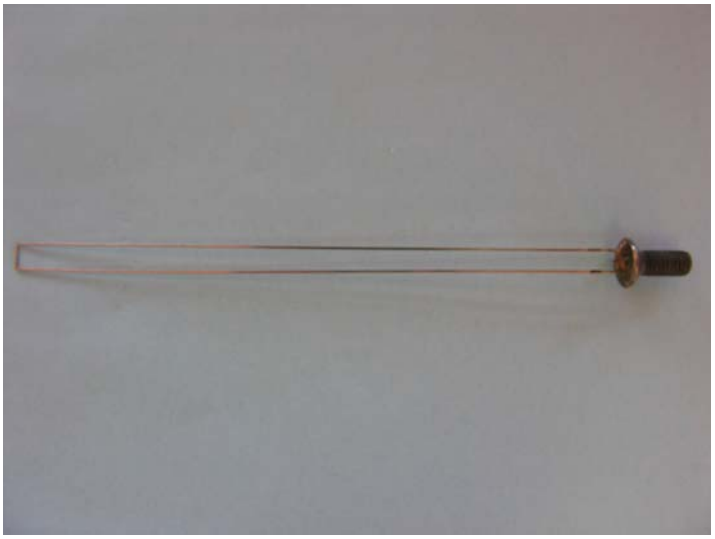


Figura 9 - Dispositivo para tracionamento do braquete.

A seguir, respeitando-se as características de cada grupo experimental,o braquete teste foi amarrado ao fio, no espaço de 16 mm entre os dois conjuntos de bráquetes, e ajustado de maneira que o deslizasse no fio, sob o seu próprio peso, quando a placa de acrílico fosse posicionada perpendicular ao solo.

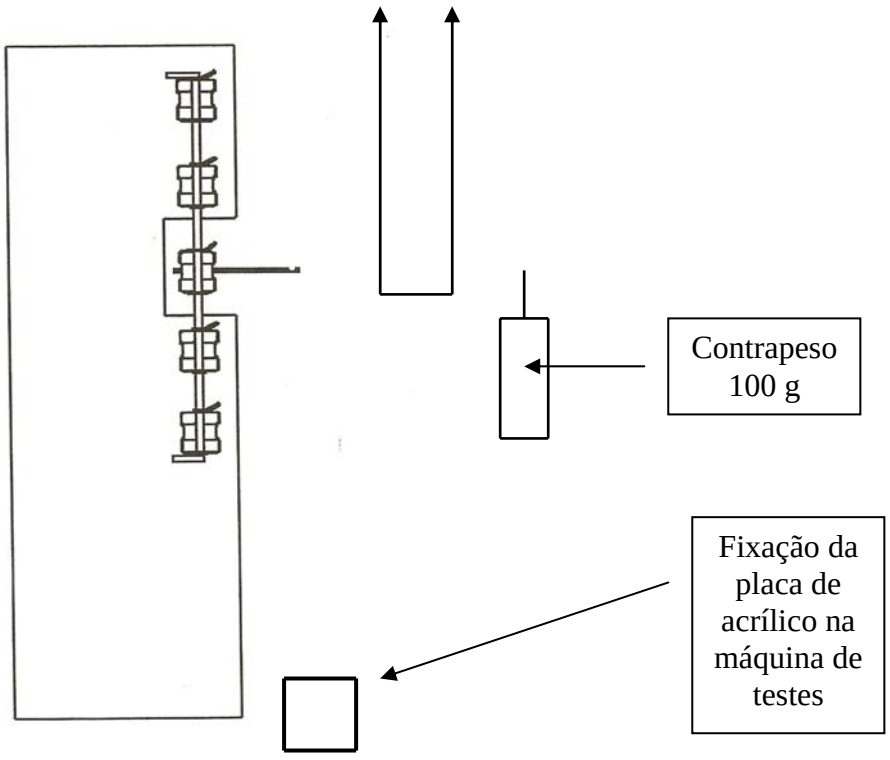


Figura 10 – Ilustração do aparato para realização dos testes de atrito.

Um peso de 100 g, simulando uma força atuante no centro de resistência da raiz do dente, foi colocado na ranhura do fio soldado na base do braquete teste. (figura 10). O braquete teste foi puxado a uma velocidade de 5 mm/min através do segmento de fio, por uma distância de 8 mm (Tidy et al., 1989; Secco, 1999) (figura 11).

O resultado obtido foi a força (em gramas) de deslizamento para cada ensaio.

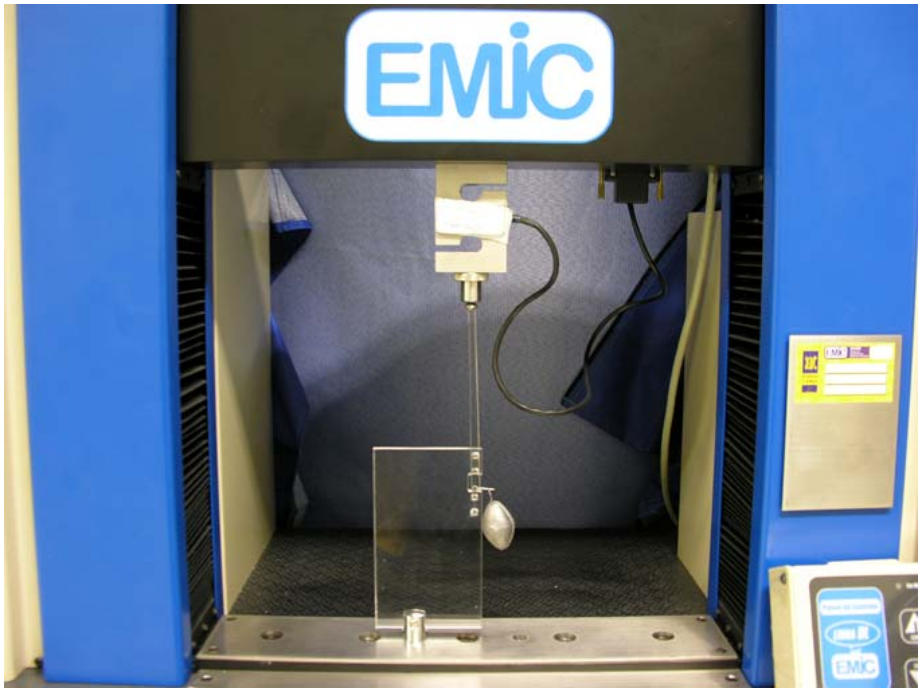


Figura 11 - Realização dos testes na máquina de ensaios EMIC.

4.4 Análise estatística

Os resultados foram submetidos à análise de variância (ANOVA), um critério (one-way), seguida pelo teste de Tukey com nível de probabilidade de 5% de significância.

5 RESULTADOS

As análises dos resultados mostraram que o grupo LE (ligadura elastomérica Morelli ligada pelas aletas laterais) foi o que apresentou a maior força de atrito entre todos os grupos estudados. Os grupos LM (ligadura metálica ligada pelas aletas laterais) e LES (ligadura elastomérica siliconada GAC ligada pelas aletas laterais) não tiveram diferenças estatisticamente significantes entre si apresentando as menores forças de atrito entre os grupos de ligaduras ligadas pelas aletas laterais. Os Grupos CE (ligadura elastomérica Morelli ligada pelas aletas centrais), CM (ligadura metálica ligada pelas aletas centrais) e CES (ligadura elastomérica siliconada GAC ligada pelas aletas centrais) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si apresentando as menores forças de atrito entre todos os grupos estudados, conforme demonstrado na tabela 1 e gráfico 1.

Tabela 1 - Média e desvio-padrão dos valores da força necessária para deslizar o braquete através dos fios ortodônticos.

Grupos	Médias força (g)
LM	238,34 (±33,99) B
CM	123,20 (±21,23) C
LE	291,69 (±16,38) A
CE	139,85 (±42,08) C
LES	245,08 (±46,99) B
CES	116,44 (±11,89) C

Letras diferentes diferem estatisticamente entre si pelo teste de Tukey (p≤0,05).

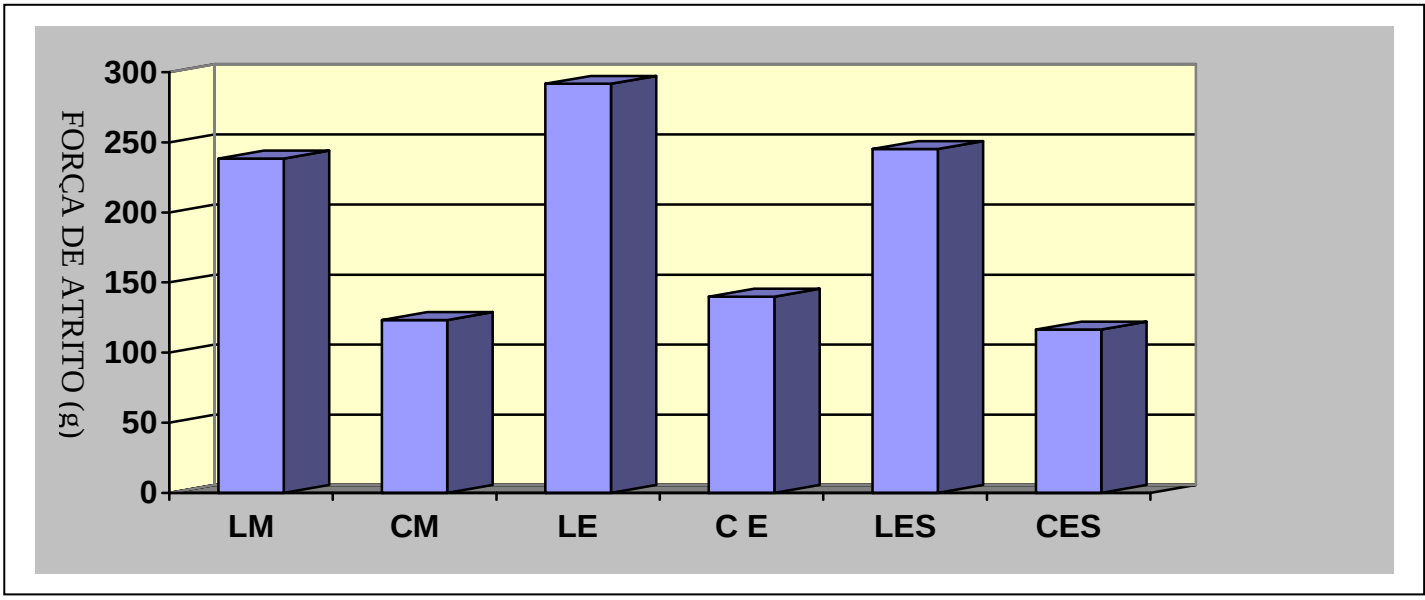


Gráfico 1 - Força (g) necessária para deslizar o braquete através do fio ortodôntico.

6 DISCUSSÃO

Esta pesquisa teve por objetivo avaliar a força de atrito nas diferentes formas e materiais da ligação do braquete Barbosa Versátil ao fio ortodôntico utilizando ligadura metálica, elastomérica e elastomérica siliconada, durante a retração distal dos caninos ocupando o espaço da extração de um pré-molar, com intuito de contribuir cientificamente para futuros planejamentos, avaliando como estas forças se comportam frente ao movimento dentário. Entre as metas do tratamento ortodôntico, o controle de ancoragem durante a movimentação dental e retração dos caninos em casos de extração de pré-molares, é algo almejado pelo profissional.

Os métodos de ligação exercem uma pressão sobre o conjunto braquete-fio e esta pressão é intensificada quando o ortodontista utiliza materiais que causam mais fricção, como é o caso das ligaduras elastoméricas. A fricção gerada pelo contato entre o fio ortodôntico metálico com a ligadura de polipropileno gera uma força de atrito maior, interferindo desta forma na ancoragem. Em adição, Roberts-Harri & Sandy (2004) observaram que a perda de ancoragem é em muitos casos um movimento não planejado e inesperado dos dentes durante o tratamento ortodôntico e que muitas coisas poderiam promovê-las, apontando a força de ligação e o atrito gerado pelo conjunto braquete-fio e ligadura como alguns destes fatores.

Durante a realização dos ensaios uma força de 100 g foi aplicada a 10 mm da canaleta do braquete para simular a resultante no centro de resistência do dente, caracterizando a resistência biológica ao movimento do dente. Centro de resistência é o termo usado em biomecânica ortodôntica no lugar de centro de

massa ou centro de gravidade, visto que os dentes não são corpos livres, e sim rigidamente fixados em sua porção radicular pelo periodonto. Em dentes de raiz única, o centro de resistência está ao longo do eixo do dente, de um terço à metade em direção ao ápice.

Não existe um método padronizado para determinar a força de atrito entre os fios e braquetes ortodônticos. Em função disso, têm sido desenvolvidas muitas metodologias e formas de ensaios para esse fim, o que tem gerado uma grande variação nos resultados publicados referindo-se à força de atrito entre braquete e fio ortodôntico. Esses estudos podem ser classificados em dois tipos básicos, de acordo com o tipo de movimento utilizado. O primeiro tipo seria aquele em que um braquete desliza ao longo de um arco, simulando a retração de um dente canino, e no segundo, o arco desliza dentro das canaletas dos braquetes simulando a retração em massa dos dentes anteriores. A metodologia para este trabalho é a mais indicada para os objetivos propostos, pois ela considera a maioria das variáveis conhecidas que afetam a magnitude das forças envolvidas durante a retração de um canino pela técnica do deslize, como por exemplo: a força utilizada na retração, a força de atrito e a resistência biológica ao movimento do dente (Frank, Nikolai, 1980, Tidy, 1989; Kapila et al., 1990; Edwards et al., 1994; Taylor et al., 1996; Secco, 1999; Chiment et al., 2005).

Neste estudo, verificaram-se diferenças significantes do atrito entre os vários métodos de ligação estudada. Quando o braquete é ligado pelo método tradicional, ou seja, pelas aletas laterais, os grupos ligados com ligaduras elastoméricas siliconadas marca GAC e ligaduras metálicas apresentaram menor força de atrito que o grupo ligado com ligaduras elastoméricas marca Morelli. As possíveis causas podem estar relacionadas pelo material da ligadura, bem como o

tamanho e bordas arredondadas das ligaduras siliconadas GAC, dados que foram encontrados também nas pesquisas de Edwards et al. (1995), Thorstenson & Kusy (2002) e Chimenti et al. (2005).

Por outro lado, quando o braquete é ligado pela aleta central, todos os grupos estudados apresentaram quantidade de atrito significativamente inferior aos grupos ligados pelo método tradicional. Isso ocorreu devido ao desenho do braquete Barbosa Versátil que produz um afastamento entre fio e ligadura, não havendo um contato entre ambas, semelhante aos relatados por Baccetti & Franchi (2006) que estudaram um tipo de ligadura que devido também ao seu desenho produz um afastamento entre fio e ligadura.

Durante a mecânica de deslize, termo usualmente aplicado em ortodontia para designar o movimento controlado dos dentes, obtido pela condução dos braquetes através de um arco, uma força de atrito é gerada no momento em que o dente é transladado, pois a coroa move-se antes do ápice da raiz inclinando o braquete em relação ao fio produzindo dois pontos de contato (Secco, 1999). Se somado a isto, uma força de ligação excessiva pode acentuar ainda mais a força de atrito produzida pelo sistema implicando em um aumento da força de atrito e consequentemente resistência ao movimento (Taylor et al., 1996). A força ideal aplicada nas retrações do canino superior segundo dados clínicos esta entre 100 e 200 g (Quinn, Yoshida, 1986).

Há uma grande quantidade de tipos de ligadura hoje encontrada no mercado que se diferenciam em sua forma, composição, tamanho, maneira de aplicação e fabricantes tornando difícil a escolha pelo profissional ao utilizá-las.

Os módulos elastoméricos amarrados com o formato se 8 produz mais atrito que os métodos tradicionais. A explicação está em uma maior pressão e contato produzida pela ligadura ao fio ortodôntico (Edwards et al., 1994).

Com surgimento de novas tecnologias foi apresentada ao mercado as ligaduras revestidas de teflon e as ligaduras que possuem silicone em sua composição, ambas apresentam uma menor força de atrito durante a mecânica de deslize. Estas ligaduras apresentam superfícies mais lisas e ao contato com a saliva que assume um papel de lubrificante, aumentando desta forma a capacidade de deslize do braquete sobre o fio ortodôntico (Chimet et al., 2005).

A relação entre a dimensão da ligadura e a força, a degradação da força e as alterações dimensionais estão de certa forma relacionada com a quantidade de atrito produzida no conjunto bráquete-fio, pois demonstram que as ligaduras estendidas sofrem alterações dimensionais, recebendo influência do meio úmido e calor, reduzindo em mais da metade sua força em um curto espaço de tempo (Taloumis et al., 1997).

Com base nos resultados obtidos, pode-se afirmar que o conjunto braquete-fio e ligadura exercem influência sobre a força de atrito, fator que irá refletir na ancoragem, exigindo atenção do ortodontista. Futuros estudos com o objetivo de ajudar no desenvolvimento de novos materiais utilizados nos tratamentos, poderão ser necessários para contribuir com a redução do atrito durante a mecânica ortodôntica.

7 CONCLUSÃO

Por meio dos resultados obtidos no presente estudo pode-se concluir que:

a) as aletas centrais, utilizando qualquer uma das ligaduras estudadas, apresentam a menor força de atrito entre todos os métodos de ligação;

b) as aletas laterais, utilizando as ligaduras metálicas e elastoméricas siliconadas, apresentaram menor força de atrito que a ligadura elastomérica a qual apresentou maior força de atrito entre todos os grupos.

REFERÊNCIAS[1]

Adams DM, Powers JM, Asgar K. Effects of brackets and ties on stiffness of an arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1987 Feb;91(2):131-6.

Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. Angle Orthod. 2006;76(2):211-16.

Barbosa JA. Nova visão em orthodontia, ortopedia funcional dos maxilares. Livro SPO. São Paulo: Santos; 2006. cap. 18, p. 207-14.

Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of friccional forces between orthodontic brackets and wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991 Dec;100(6):513-22.

Bednar JR, Grendeman GW. The influence of bracket design on moment production during axial rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1993 Sept;104(3):254-61

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. 1990 Mar;97(3):219-28.

Caputo AA, Chaconas SJ**,** Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retration. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1974 Mar;65(3):250-9.

Chimenti C, Franchi L, Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. Angle Orthod. 2005;75(3):421-25.

Comporesi M, Baccetti T, Franchi L. Forces released by esthetic preajusted appliances with low-friction and conventional elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007 June;131(6):772-6.

Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L. An investigation into the behavioural characteristics of orthodontic elastomeric modules. Br J Orthod. 1998 Aug;25(3):41-6.

Downing A, Mccabe J, Gordon P. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Br J Orthod. 1995 Feb;22(1):41-46.

Edwards GD, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. Br J Orthod. 1995 May;22(2):145-53.

Epstein WN. Analysis of changes in molar relationships by means of extra-oral anchorage (head-cap) in treatment of malocclusion. Angle Orthod. 1948;18(3):63-9.

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

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

Trorstenson GA, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. Angle Orthod. 2003;73(4):418-30.

Guay AH, Baker RW. A roentgenographic cephalometric evaluation of anchorage management in maximum anchorage cases. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1967 Feb;53(2):148.

Hain M, Dhopatkar A, Rock P. the effect of ligation method on friction in sliding with 3 types of elastomeric modules. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003 Apr;123(4):416-22.

Kapila S. Evaluation of friccional between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990 Aug;98(2):117-26.

Kloehn SJ. Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. Angle Orthod. 1947;17(1/2):10-33.

Kloehn SJ. Mixed dentition treatment. Angle Orthod. 1950 Apr;20(2):75-96.

Mckamey RP, Kusy RP. Stress-relaxing composite ligature wires: formulations and characteristics. Angle Orthod. 1999;69(5):441-9.

Park HS, Yoon DY, Park CS, Jeoung SH. Treatment effects and anchorage potential of sliding mechanics with titanium screws compared with the Tweed-Merrifield technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008 Apr; 133(4):593-600.

Paulson RC, Speidel TM, Isaacson Rj. A laminagraphic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss. Angle Orthod. 1970;40(1):20-7.

Prezzano WJ, Anchorage and the mandibular arch. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1951 Sept; 37(9): 688-97.

Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986 Sept; 88(3): 252-260.

Ricketts RM, Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs Part I. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1976 Sept;70(3):241-68.

Ricketts RM, Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs Part I I. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1976 Oct;70(4): 359-97.

Roberts-Harry D, Sandy J. Part 9: anchorage control and distal movement. Br Dent J. 2004 Mar;196(5):255-63.

Rohde AC, Fundamentals of anchorage force and movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1948 Oct;34(10):860-7.

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

Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994 Nov;106(5):472-80.

Stoner MM, Past and present concepts of anchorage preparation. Angle Orthod. 1958;28(3):176-87.

Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997 Jan;111(1):1-11.

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

Thorstenson GA, Kusy RP. The effect of archwire size and material on the resistance to sliding on self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002 Sept;122(3):295-305.

Tidy DC, Friccional forces in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989 Sept; 96(3):249-54.

Walker WW. A simplified approach to demanding anchorage cases. J Pract Orthodont. 1968 Sept;2(7):354-8.

Urias D, Mustafa FIA. Anchorage Control in Biograssive vs Straight-wire Treatment. Angle Orthod. 2005;75(6):987-92.

ANEXO A - RESULTADOS ORIGINAIS

Grupo 1 - Valores da força necessária para deslizar o braquete através do fio ortodôntico ligado por ligadura metálica as aletas laterais do braquete Barbosa Versátil.

Leituras – Valores da força em gramas

Corpo de prova	
CP 1	**189,48**
CP 2	**238,00**
CP 3	**291,11**
CP 4	**268,16**
CP 5	**246,52**
CP 6	**263,57**
CP 7	**258,32**
CP 8	**220,30**
CP 9	**220,55**
CP 10	**187,51**
Média geral	**238,35**

Resultados originais

Grupo 2 - Valores da força necessária para deslizar o braquete através do fio ortodôntico ligado por ligadura metálica as aletas centrais do braquete Barbosa Versátil.

Leituras – Valores da força em gramas

Corpo de prova	
CP 1	**107,53**
CP 2	**135,72**
CP 3	**106.87**
CP 4	**115,39**
CP 5	**114,74**
CP 6	**107,57**
CP 7	**171,12**
CP 8	**109,49**
CP 9	**118,02**
CP 10	**145,55**
Média geral	**123,20**

Resultados originais

Grupo 3 - Valores da força necessária para deslizar o braquete através do fio ortodôntico ligado por ligadura elastomérica Morelli as aletas laterais do braquete Barbosa Versátil.

Leituras – Valores da força em gramas

Corpo de prova	
CP 1	**319,30**
CP 2	**296,35**
CP 3	**308,81**
CP 4	**264,22**
CP 5	**288,48**
CP 6	**295,04**
CP 7	**301,60**
CP 8	**272,75**
CP 9	**281,93**
CP10	**288,48**
Média geral	**291,70**

Resultados originais

Grupo 4 - Valores da força necessária para deslizar o braquete através do fio ortodôntico ligado por ligadura elastomérica Morelli as aletas centrais do braquete Versátil.

Leituras – Valores da força em gramas

Corpo de prova	
CP 1	**216,36**
CP 2	**118.02**
CP 3	**116,70**
CP 4	**203,90**
CP 5	**116,05**
CP 6	**139,00**
CP 7	**102,94**
CP 8	**100,97**
CP 9	**114,74**
CP 10	**169,81**
Média geral	**139,85**

Resultados originais

Grupo 5 - Valores da força necessária para deslizar o braquete através do fio ortodôntico ligado por ligadura elastomérica GAC as aletas laterais do braquete Babosa Versátil.

Leituras – Valores da força em gramas

Corpo de prova	
CP 1	**267.50**
CP 2	**285,20**
CP 3	**264,88**
CP 4	**272,75**
CP 5	**225,54**
CP 6	**300,94**
CP 7	**230,13**
CP 8	**266,85**
CP 9	**150,14**
CP 10	**186,86**
Média geral	**245.08**

Resultados originais

Grupo 6 - Valores da força necessária para deslizar o braquete através do fio ortodôntico ligado por ligadura elastomérica GAC as aletas centrais do braquete Barbosa Versátil.

Leituras – Valores da força em gramas

Corpo de prova	
CP 1	**115,39**
CP 2	**114,74**
CP 3	**112,11**
CP 4	**129,82**
CP 5	**104,25**
CP 6	**108,18**
CP 7	**139,65**
CP 8	**123,92**
CP 9	**100,31**
CP 10	**116,05**
Média geral	**116.44**

ANEXO B – ANÁLISE ESTATÍSTICA

O experimento foi constituído por amostras apresentando 10 amostras por grupo.

A análise estatística utilizada foi a Análise de variância, um critério (one-way), apresentando 6 níveis (grupos).

Teste de normalidade:

Os dados foram submetidos ao teste de normalidade para a verificação das suposições necessárias para a análise de variância. O resultados demonstraram que os dados apresentaram normalidade, segundo o teste de Shapiro-wilk, conforme demonstrado abaixo:

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.00000	Std Deviation	30.24024
Median	-2.45900	Variance	914.47202
Mode	-3.21600	Range	171.45000
		Interquartile Range	37.93550

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-		-----p Value------	
Student's t	t	0	Pr > |t|	1.0000
Sign	M	-5	Pr >= |M|	0.2451
Signed Rank	S	-7	Pr >= |S|	0.9594

Tests for Normality

Test	--Statistic---		-----p Value------	
Shapiro-Wilk	W	0.977739	Pr < W	0.3405
Kolmogorov-Smirnov	D	0.087871	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.077282	Pr > W-Sq	0.2269
Anderson-Darling	A-Sq	0.484989	Pr > A-Sq	0.2265

Após a exploração dos dados e verificação da normalidade dos erros, a análise de variância foi aplicada, utilizando-se o programa estatística SAS Program (SAS INSTITUTE), conforme demonstrado abaixo:

The SAS System 10:54 Wednesday, April 26, 2000 7

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
grupo	6	1 2 3 4 5 6

Number of observations 60

Quadro da análise de variância:

Dependent Variable: valor

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	5	280654.8181	56130.9636	56.18	<.0001
Error	54	53953.8494	999.1454		
Corrected Total	59	334608.6675			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	valor Mean
0.838755	16.42594	31.60926	192.4350

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	5	280654.8181	56130.9636	56.18	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	5	280654.8181	56130.9636	56.18	<.0001

A análise de variância demonstrou que houve diferença estatística significante entre os grupos analisados (p<0,0001). Desta forma, foi aplicado o teste de Tukey para a verificação da diferença entre os grupos.

ANEXO C – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

SÃO LEOPOLDO MANDIC
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Aprovado pelo CEP

Campinas, 01 de Setembro de 2006.

Ao
C. D. Odair Henrique da Silva
Curso: Mestrado em Ortodontia

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria: "ESTUDO COMPARATIVO DA FORÇA DE ATRITO NAS DIFERENTES FORMAS E MATERIAIS DA LIGAÇÃO DE BRÁQUETE "VERSÁTIL" AO FIO ORTODONTICO DURANTE A RETRAÇÃO DOS CANINOS".
Orientado pelo(a) Prof.(a) Dr.(a) Adriana Silva de Carvalho
Entregue na Secretaria de Pós-Graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 20/06/2006, com número de protocolo nº 06/223 foi APROVADO pelo Comitê de Ética e Pesquisa, instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196 / 1.996 do CNS – Ministério da Saúde, em reunião realizada no dia 20/08/2006.

Cordialmente

Coordenador de Pós-Graduação
Prof. Dr. Thomaz Wassall