GILBERTO VILANOVA QUEIROZ

Avaliação das forças, momentos e *binding*, produzidos por deformação de primeira ordem do fio NiTi .014” superelástico, em braquetes autoligáveis passivos – estudo *in vitro*

São Paulo

2010

GILBERTO VILANOVA QUEIROZ

Avaliação das forças, momentos e *binding*, produzidos por deformação de primeira ordem do fio NiTi .014” superelástico, em braquetes autoligáveis passivos – estudo *in vitro*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o Título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. José Rino Neto

São Paulo

2010

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Queiroz, Gilberto Vilanova

Avaliação das forças, momentos e *binding*, produzidos por deformação de primeira ordem do fio NiTi.014" superelástico, em braquetes autoligáveis passivos: estudo in *vitro* / Gilberto Vilanova Queiroz; orientador José Rino Neto. -- São Paulo, 2010.

74p. : fig.; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Ortodontia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Braquetes ortodônticos -- Fio ortodôntico -- Deformação -- Avaliação. 2. Ortodontia. I. Rino Neto, José. II. Título.

CDD 617.64
BLACK D42

Queiroz GV. Avaliação das forças, momentos e *binding*, produzidos por deformação de primeira ordem do fio NiTi .014" superelástico, em braquetes autoligáveis passivos – estudo *in vitro*. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: FOU SP _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: FOU SP _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: FOU SP _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: FOU SP _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: FOU SP _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

AGRADECIMENTO

À DEUS,

Que em Sua grandeza se importa com o ser humano, ainda que em nossa passividade, nos importemos tão pouco;

Que em Sua sabedoria nos compreende integralmente, ainda que compreendamos tão pouco nosso próximo;

Que por Sua misericórdia nos indica diariamente seus caminhos, por mais que viremos às costas e sigamos apenas os nossos.....

DEDICATÓRIA

À minha amada esposa Giselle e aos meus queridos filhos Giovanna e Guilherme,
você forneceram o estímulo e a energia para este trabalho,
criaram o ambiente ideal, com apoio permanente,
esta conquista é nossa.

Aos meus pais Antônio e Belmira,

Avós Dorival e Rosa,

Ao Neto, Mila e Thaís

AGRADECIMENTO

Ao amigo e orientador Prof. José Rino Neto, pela liberdade concedida na escolha da pesquisa, pela orientação sem cobranças e pela paciência e companheirismo na finalização do trabalho.

Aos Professores João Batista de Paiva, Júlio Wilson Vigorito, Jorge Abrão, Gladys Cristina Dominguez, Solange Mongeli de Fantini, André Tortamano, Lilian Kanashiro, pelos ensinamentos e convivência amigável.

Aos funcionários do departamento de Ortodontia e Odontopediatria da FOUSP, Viviane Passiano, Édina de Souza, Marinalva de Jesus, Antônio Edílson Rodrigues e Ronaldo Carvalho pelo bom humor e presteza em nos atender.

Às amigas Lilian Kanashiro e Glauci, pela generosidade ao me auxiliarem na formatação final deste trabalho.

Ao Professor Rafael, pela gentileza com que me recebeu no Departamento de Materiais Dentários e pelas “conversas mecânicas”, que colaboraram decisivamente para execução deste trabalho.

Aos funcionários do departamento de Materiais Dentários da FOUSP, Antônio e Sílvia pelas instruções técnicas detalhadas e pelas idéias que aperfeiçoaram a metodologia; às funcionárias Rosinha e Elidamar pela disposição em ajudar sempre.

Ao funcionário da Física Walter, pelo auxílio nos desenhos e rápida execução dos dispositivos utilizados nesta pesquisa.

À Aditek, que confeccionou o dispositivo de simulação clínica.

Aos amigos Ricardo Fidos Horliana, Belini Freire-Maia e Luciana Flaquer Martins pelo companheirismo e ambiente harmônico.

Ao Doutorando Klaus Barreto Lopes, pela demonstração de confiança e amizade. Espero que uma Universidade fluminense tenha o privilégio de contar com seus ensinamentos ortodônticos e com sua ética pessoal e profissional.

Aos colegas da Pós-graduação da Universidade de São Paulo, Ana Cristina Soares Santos Haddad, André Abrão, Annelise, Alael Barreiro Fernandes de Paiva Lino, Carolina Pedrinhas, Cristiane Aparecida de Assis Claro, Edson, Gustavo Adolfo Watanabe-Kano, Hiroshi Miasiro Junior, Luis Vicente, Miguel Ferragut Attizzani, Mônica Nacao, Fábio Vigorito, José Hermenegildo dos Santos Júnior, Priscilla Chibebe, Sílvia Augusta Braga Reis, Siddharta, Soo Young Kim Weffort, Tarcila e Vilmar Antônio Ferrazo pela convivência harmônica e troca de experiências que auxiliaram de alguma forma no desenvolvimento desta pesquisa.

Ao Dr. Hermenegildo, pelo empréstimo do dinamômetro Lutron

Aos meus sogros Adacir e Augusta, aos cunhados Cris e Manoel pela hospitalidade ao longo do curso.

À CAPES pela bolsa de Doutorado que auxiliou nas despesas com a pesquisa.

RESUMO

Queiroz GV. Avaliação das forças, momentos e *binding*, produzidos por deformação de primeira ordem do fio NiTi .014" superelástico, em braquetes autoligáveis passivos – estudo *in vitro* [Tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

Os efeitos mecânicos exercidos sobre os dentes pela deformação do fio de níquel-titânio dependem de sua rigidez e das características dos braquetes. Os fatores associados ao braquete são a largura, que influencia o comprimento de fio inter-braquetes e o coeficiente de atrito. O objetivo desta pesquisa foi comparar a influência dos braquetes autoligáveis passivos Damon, Easy Clip e Smart Clip, sobre as forças, momentos e *binding* produzidos pela deformação do fio Contour NiTi .014". Metodologia: um dispositivo de simulação clínica com 3 braquetes .022"x.028" de aço, correspondentes ao canino e pré-molares, foi acoplado à máquina de tração universal Instron para registro das forças e ao dinamômetro Lutron para registro dos momentos na unidade de ancoragem. A deformação de primeira ordem do fio superelástico Contour NiTi .014" foi propiciada pelo deslocamento do braquete do primeiro pré-molar fixo à máquina Instron. Foi utilizada célula de carga de 500 Newtons e velocidade de 0,05mm/segundo durante a deformação. As forças e momentos foram registrados até deslocamento máximo de 4,5 mm e durante retorno à zero. Foram realizadas dez repetições para cada modelo de braquete. O registro do *binding* foi obtido em teste separado por meio da tração contínua do fio Contour NiTi durante deformação de primeira ordem até 4,8 mm e retorno até zero. Os efeitos mecânicos foram comparados com deformação de 4 mm. Resultados: na unidade de movimentação as forças de ativação apresentaram diferenças significantes (Damon 224, Easy Clip 241 e Smart Clip 299 cN) enquanto as forças de desativação foram menores no Damon (62 Cn) e semelhantes entre os braquetes Easy Clip (71 cN) e Smart Clip (76 Cn). Na unidade de ancoragem os momentos de ativação apresentaram diferenças significantes (Damon 314, Easy Clip 356 e Smart Clip 438 cN/mm) enquanto os momentos de desativação foram semelhantes entre os braquetes Damon e Easy Clip (239/242 cN/mm) e significativamente maiores no

Smart Clip (317 cN/mm). Os valores de *binding* na ativação e desativação foram semelhantes. O percentual de histerese das forças foi 70% e dos momentos 28%. Conclusões: 1) as forças de desativação produzidas pelo fio Contour NiTi .014" foram semelhantes, o que indicou equivalência mecânica entre os braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip na unidade de movimentação; 2) os momentos de desativação produzidos pelo fio Contour NiTi .014" foram semelhantes entre os braquetes Damon e Easy Clip, e maiores no Smart Clip, o que indicou equivalência mecânica apenas entre os braquetes Damon e Easy Clip na unidade de ancoragem ; 3) a medição das forças de atrito por meio da tração contínua do fio ortodôntico não se mostrou adequada para medir o *binding* associado à força de desativação; 4) a histerese acentuada observada no início da desativação das forças foi influenciada pela superelasticidade do fio e pelo *binding* na unidade de ancoragem.

Palavras-chave: Braquetes autoligáveis. Fios ortodônticos de níquel-titânio. Superelasticidade. *Binding*.

ABSTRACT

Queiroz GV. Evaluation of force, moment and binding produced by first order deformation on a superelastic .014" Niti wire using passive self-ligated brackets – *in vitro* study [Tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

Bracket characteristics and wire stiffness dictate the mechanical effects that nickel titanium wire deformation will cause upon teeth. The main variables associated to bracket characteristics include bracket length (that influence interbracket distance), and coefficient of friction. The purpose of this research was to compare how self ligated brackets such as Damon, Easy Clip and Smart Clip influence moments, forces, and binding produced by the deformation of a .014" Niti Contour wire. Methods: a clinical simulation device with three .022"x.028" stainless steel brackets representing canine and bicuspid was attached to an Instron universal traction machine in order to register the forces, and to a Lutron dynamometer to register the moments produced on the anchor unit. The displacement of the first bicuspid fixed on the Instron machine produced a first order deformation on the superelastic .014" Niti Contour wire. A load cell of 500 Newtons under a speed of 0,05mm/second was used during the deformation. Forces and moments were registered up to 4,5mm maximum displacement and during the return to zero. For each bracket model ten repetitions were performed. Binding registration was obtained on a separate test, by continuous traction of the Contour Niti wire during first order deformation up to 4,8mm and back to zero. The mechanical effects were compared with a 4mm deformation. Results: on the moving unit, the activation forces presented significant differences (Damon 224, Easy Clip 241 and Smart Clip 299cN), while the deactivation forces were smaller on Damon (62cN) and similar on the Easy Clip (71cN) and Smart Clip (76 cN). The activation moments on the anchor unit presented significant differences (Damon 314, Easy Clip 356 and Smart Clip 438 cN/mm), while the deactivation moments were similar in the Damon (239 cN/mm) and Easy Clip (242 cN/mm) brackets, and significantly larger on Smart Clip (317cN/mm). Activation and deactivation binding values were similar. The hysteresis percentage on forces was 70% and on moments

28%. Conclusions: 1) the forces produced by the .014" Contour Niti at the movement unit are similar among the Damon, Easy Clip and Smart Clip brackets; 2) the moments produced by the .014" Contour Niti at the anchor unit are similar between Damon and Easy Clip brackets, while the Smart Clip produces larger moments; 3) the method of measuring friction forces by continuous traction of the orthodontic wire is not adequate to measure the binding associated with deactivation forces; 4) hysteresis observed at the beginning of deactivation is influenced by binding.

Keywords: Self-ligated brackets. Nickel titanium orthodontic wires. Superelasticity. Binding.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Braquetes autoligáveis passivos: A) Damon, B) Smart Clip e C) Easy Clip.....	23
Figura 2.2 - Registro da magnitude do <i>binding</i>	24
Figura 2.3 - Variações percentuais da força de atrito entre os braquetes avaliados tomando como referência o braquete Damon (Fat. = 270cN).....	25
Figura 2.4 - Distância inter-braquetes total (DIB _T) e efetiva (DIB _E)	26
Figura 2.5 - Curvas de carga/deflexão do fio NiTi.014" com braquetes Damon, EasyClip, In-Ovation e Smart Clip. A linha vermelha indica histerese com 4 mm deformação	27
Figura 2.6 - Curvas de carga-deformação em diferentes fios produzidas em teste de 3 pontos	28
Figura 2.7 - (a) Um cristal esquematizado. Os átomos ocupam posições bem definidas e repetitivas na rede cristalina. Em destaque está uma célula unitária cúbica de face centrada (cfc), a unidade fundamental da estrutura. Em (b) estão esquematizadas dois tipos de células unitárias: cúbica de corpo centrada e tetragonal de corpo centrado. A figura esquematizada é útil para se visualizar as dimensões e o volume da célula, porém uma representação mais realista é o caso (c) onde os átomos se tangenciam tentando ocupar da melhor maneira possível o volume disponível.	29
Figura 2.8 - Diagrama de corpo livre durante ativação do arco	30
Figura 4.1 - Dispositivo acoplado à máquina Instron e dinamômetro Lutron em vista frontal.....	35

- Figura 4.2 - A) Dispositivo em vista frontal. B) Dispositivo com cilindros em baixo relevo para colagem dos braquetes do canino e segundo pré-molar. C) Suporte acoplado à máquina Instron interposto entre os cilindros fixados ao dispositivo. D) Deformação de primeira ordem produzida pelo movimento inferior do primeiro pré-molar colado ao suporte da máquina Instron e tendência de giro nos cilindros adjacentes de ancoragem.....36
- Figura 4.3 - A) Vista posterior do dispositivo com barra metálica apoiada na ponta do dinamômetro.B) Vista anterior com rolamento na entrada do canal. C) Vista posterior do dispositivo com rolamento na saída do canal37
- Figura 4.4 - A) Marcas no fio de aço .021"x.025" eqüidistantes 7,5 mm. B) Fixação do fio .021"x.025" ao braquete com ligadura elástica e marcas de identificação coincidentes com os centros dos braquetes. C) Deslocamento inferior do suporte; D) Colagem dos braquetes do canino e segundo pré-molar; E) Aplicação de resina composta no suporte; F) Elevação do suporte e finalização da colagem.....39
- Figura 4.5 - A) Dispositivo na posição vertical com fio nas canaletas dos braquetes e no tubo metálico fixo na morsa. B) Detalhe do tubo metálico e do fio Contour NiTi com resina na extremidade; C) Deformações de primeira ordem provocadas por ativações no parafuso lateral ao cilindro do primeiro pré-molar.....41
- Figura 5.1 - Curvas de ativação e desativação do fio Contour NiTi .014" nos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip.....44
- Figura 5.2 - Curvas de ativação e desativação dos momentos do fio Contour NiTi .014" nos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip.....46
- Figura 5.3 - *Binding* de ativação e desativação em função da deformação do fio48
- Figura 5.4 - Curvas médias de força/deformação na unidade de movimentação e momento deformação na unidade de ancoragem51
- Figura 6.1 - Registro das forças com reutilizações de braquetes (n = 12)52
- Figura 6.2 - Relações espaciais entre braquetes e arco superelástico com deformação 50°.....53
- Figura 6.3 - Gráfico das forças de ativação, desativação e histerese nos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip com deformação de 4 mm57

Figura 6.4 - Gráfico dos momentos de ativação, desativação e histerese nos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip com deformação de 4 mm ..	59
Figura 6.5 - Curva binding/deformação do fio Contour NiTi .014” nos braquetes Easy Clip.....	61
Figura 6.6 - Gráfico com variações percentuais dos momentos e <i>binding</i> com 4 mm de deformação do fio Contour NiTi .014”, tomando como referência o braquete Damon (100%).....	62
Figura 6.7 - Curva força-deformação do fio Contour NiTi .014” avaliada em teste mecânico com cantilever	64
Figura 6.8 - Curva força-deformação do fio Contour NiTi .014”	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Testes de distribuição de probabilidades Kolmogorov-Smirnov para as forças, momentos e respectivas histereses	43
Tabela 5.2 - Resultados do testes de distribuição de probabilidades Kolmogorov-Smirnov para o <i>binding</i> nas fases de ativação e desativação	43
Tabela 5.3 - Estatística descritiva das forças de ativação com 4 mm de deformação e comparações entre braquetes autoligáveis com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)	45
Tabela 5.4 - Estatística descritiva das forças de desativação com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)	45
Tabela 5.5 - Estatística descritiva da histerese das forças com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)	45
Tabela 5.6 - Estatística descritiva dos momentos de ativação com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)	47
Tabela 5.7 - Estatística descritiva dos momentos de desativação com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)	47
Tabela 5.8 - Estatística descritiva da histerese dos momentos com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)	47
Tabela 5.9 - Estatística descritiva entre valores médios do <i>binding</i>	49
Tabela 5.10 - Resultados da análise de variância (ANOVA) com dois fatores e medidas repetidas nos dois fatores, supondo matriz de correlações componente simétrica	49

Tabela 5.11 - Estatística descritiva da histerese percentual das forças com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)	50
Tabela 5.12 - Estatística descritiva da histerese percentual dos momentos com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)	50
Tabela 5.13 - Estatística descritiva dos percentuais de histerese das forças e momentos com deformação de 4 mm e resultado da comparação com teste t	51

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

cN	centiNewton
mm	milímetro
NiTi	níquel-titânio
%	porcentagem
DIB _T	distância inter-braquetes total
DIB _E	distância inter-braquetes efetiva
F _N	força normal
M	momento
F _{ATI}	força de ativação
P	nível de significância

LISTA DE SÍMBOLOS

”	polegadas
C	graus Celsius

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
3 PROPOSIÇÃO	33
4 MATERIAL E MÉTODOS	34
5 RESULTADOS.....	43
6 DISCUSSÃO	52
7 CONCLUSÕES	66
REFERÊNCIAS.....	67
APÊNDICES	72

1 INTRODUÇÃO

O primeiro estágio do tratamento ortodôntico corresponde ao alinhamento e nivelamento dos elementos dentários. Tal objetivo é rotineiramente alcançado por meio de aparelho multibraquetes associado a fios flexíveis, que ao serem deformados, acumulam energia e liberam forças que conduzem ao alinhamento dos dentes.

Durante muitos anos predominaram na ortodontia fios de aço inoxidável e braquetes gêmeos que necessitavam ligaduras elásticas para manutenção dos arcos no interior das canaletas. A partir da década de 70 surgiu a liga superelástica de níquel-titânio, que associa força constante com grande intervalo de trabalho, além do braquete autoligável, que dispensa as ligaduras elásticas para fixação dos arcos nas canaletas.

As pesquisas *in vitro*, a respeito dos fatores mecânicos envolvidos no binômio braquete autoligável/fio superelástico, incluem geralmente avaliações das forças de atrito clássico, provocadas pelos métodos de ligação dos arcos ao comprimirem o fio ortodôntico contra o fundo das canaletas dos braquetes, das forças de atrito tipo *binding*, provocadas pela deformação do arco que comprime as paredes das canaletas e das forças de ativação e desativação na unidade de movimentação.

De maneira geral, as pesquisas *in vitro* são realizadas avaliando-se cada fator mecânico isoladamente; entretanto, a deformação do fio ortodôntico produz efeitos interdependentes na unidade de movimentação e na unidade de ancoragem. A deformação do fio ortodôntico exerce uma ação para corrigir a posição de um determinado dente e uma reação nos dentes adjacentes, que exibem tendências de rotação e deslocamento no sentido da força de ativação. Adicionalmente as forças na unidade de ancoragem produzem atrito que se opõe ao deslizamento entre arco e braquete. O ideal, portanto, seria avaliar em conjunto os efeitos mecânicos produzidos pelo binômio fio superelástico/braquete autoligável.

No final de 2007 foi lançado o primeiro braquete autoligável produzido no Brasil, denominado Easy Clip e fabricado pela empresa Aditek. Este novo produto despertou nosso interesse em compará-lo a outros braquetes autoligáveis por meio de avaliação *in vitro*, que considere a análise integrada dos efeitos mecânicos

produzidos pelo binômio fio superelástico/braquete autoligável. Seguindo essa linha de raciocínio, o objetivo desta pesquisa foi comparar os efeitos mecânicos produzidos pela deformação do fio NiTi .014 superelástico entre os braquetes Easy Clip, Damon e Smart Clip, por meio das forças, momentos e *binding* que atuam nas unidades de movimentação e ancoragem.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Nos primórdios da ortodontia os movimentos dentários eram realizados por meio de aparelhos removíveis associados a molas e elásticos. A principal limitação nestes dispositivos mecânicos estava relacionada às inclinações dentárias indesejáveis. O controle preciso da movimentação dentária tornou-se possível a partir da introdução do aparelho *edgewise*, que revolucionou a ortodontia ao propiciar movimentos dentários controlados por meio de arcos ortodônticos inseridos no interior das canaletas dos braquetes, os quais têm finalidades distintas de acordo com sua rigidez.

Os fios flexíveis exercem forças sobre os dentes mal posicionados, os quais se movimentam à medida que o fio desliza nos braquetes adjacentes, enquanto fios rígidos atuam como guias durante fechamento de espaços e impedem inclinações indesejáveis. Nas duas situações ocorre deslizamento entre fio e braquete.

O efeito secundário da mecânica de deslizamento é o atrito, que se opõe ao movimento relativo entre fio ortodôntico e braquete. As forças de atrito variam entre 12 a 60% da força aplicada e, portanto, reduzem a reprodutibilidade na mecânica de deslizamento porque as forças ortodônticas aplicadas às coroas dentárias não são integralmente transmitidas ao periodonto (Articolar; Kusy, 1999; Kusy; Whitley, 1997).

Kusy e Whitley (1999) classificam a força de atrito em três tipos fundamentais:

- 1- Atrito clássico: provocado pela ligadura elástica ao comprimir o arco contra o fundo da canaleta.
- 2- *Binding*: atrito produzido pela deformação do arco ao comprimir as paredes da canaleta do braquete.
- 3- *Notching*: atrito produzido pela deformação excessiva do arco que provoca “engastamento” entre fio e braquete e impede o movimento dentário.

O *binding* é inerente ao estágio de alinhamento dentário porque nesta fase, as canaletas em diferentes planos, provocam deformações nos arcos, que por sua vez produzem as forças responsáveis pela movimentação dentária. Por outro lado, o

atrito clássico é opcional, porque somente estará presente se forem utilizadas ligaduras elásticas convencionais para manter o arco nas canaletas dos braquetes.

Dentre os sistemas disponíveis para reduzir o atrito clássico destacam-se os braquetes autoligáveis, que dispensam ligaduras elásticas ou metálicas porque possuem dispositivos próprios para reter o arco ortodôntico na canaleta.

A associação entre braquetes autoligáveis e fios superelásticos na fase do alinhamento dentário cria um sistema bioeficiente onde os movimentos ortodônticos são executados por forças leves que respeitam a capacidade de remodelação alveolar. Além disso, os fios superelásticos exercem forças contínuas que permitem aumentar os intervalos entre as consultas (Damon, 1998; Damon, 2005).

Os braquetes autoligáveis são classificados em dois tipos: passivos e ativos. O termo passivo refere-se ao braquete que independente do diâmetro do fio ortodôntico, retém o fio com folga no interior da canaleta, sem nenhum tipo de compressão. O termo ativo refere-se ao braquete cuja tampa da canaleta exerce força programada sobre o fio ortodôntico a partir de certo diâmetro.

Em 1996, Dwight Damon concebeu um braquete autoligável passivo com desenho semelhante aos braquetes gêmeos (Figura 2.1 A). Na posição fechada, a tampa cria uma parede absolutamente passiva, sem nenhum contato com o arco ortodôntico. Por esse motivo Damon refere-se a este braquete como tubo com aletas (Damon, 1998; Damon, 2005).

Trevisi (2007) idealizou um sistema autoligável passivo denominado SmartClip, que descarta a necessidade de tampa para reter o arco nas canaletas. Trata-se de um braquete gêmeo com dois cliques de níquel-titânio localizados nas bordas laterais externas das aletas (Figura 2.1B). Ao serem pressionados pelo arco ortodôntico os cliques sofrem deformação elástica e se abrem, o que permite inserção ou remoção do arco, retomando em seguida seu formato original.

Em 2007 foi introduzido no mercado o primeiro braquete autoligável nacional, denominado Easy Clip, desenvolvido pela empresa Aditek. A principal diferença em relação aos demais braquetes autoligáveis passivos encontra-se na tampa confeccionada em níquel-titânio com um vazio na parte central o que lhe confere suficiente flexibilidade para se contrair e retomar seu formato original nas manobras de abertura e fechamento da canaleta (Figura 2.1C).

Figura 2.1 - Braquetes autoligáveis passivos: A) Damon, B) Smart Clip e C) Easy Clip

A relação entre arco e braquete também é classificada em configuração passiva ou ativa. A configuração passiva ocorre quando existe folga entre o fio e a canaleta, sem deformação capaz de pressionar a parede do braquete. A configuração ativa ocorre quando as deformações nos arcos ortodônticos pressionam as canaletas dos dentes de ancoragem e geram atrito (Articolo;Kusy, 1999).

A redução do atrito clássico é especialmente importante no início do tratamento ortodôntico, quando são empregados arcos superelásticos que geram forças de baixa magnitude. Tais forças devem primeiramente vencer o atrito, e a fração remanescente promover a movimentação dentária (Baccetti;Franchi, 2006; Gandini et al., 2008). Ensaios mecânicos com fios ortodônticos redondos em configuração passiva comprovaram que os braquetes autoligáveis são eficientes e equivalentes para eliminar o atrito clássico (Baccetti;Franchi, 2006; Cacciafesta et al., 2003; Demicheli et al., 2006; Gandini et al., 2008; Ehsani et al., 2009; Queiroz et al., 2010*).

É importante destacar que o emprego de braquetes autoligáveis elimina somente o atrito clássico durante a mecânica de deslizamento. Quando a folga entre fio e canaleta desaparece, surge o *binding*, que aumenta de acordo com a deformação do fio até se tornar o principal fator de atrito, superando largamente o atrito clássico (Articolo; Kusy, 1999).

*Queiroz GV, Rino JN, Paiva JB, Rossi J. Alternativas para redução do atrito clássico. Rev Dental Press Ortod Ortop Fac. Encaminhado para publicação [2010].

A magnitude do *binding* depende da intensidade de força com que o arco pressiona as paredes das canaletas dos braquetes de ancoragem, sendo influenciada pela distância inter-braquetes, largura do braquete, diâmetro e tipo de liga do fio ortodôntico.

Na correção dos dentes posicionados por vestibular ou lingual, ocorre deformação de primeira ordem no fio, o qual pressiona as tampas das canaletas. Considerando as diferenças nas larguras dos braquetes e nos coeficientes de atrito das tampas, Queiroz et al. (2010)**, compararam a magnitude do *binding* entre os braquetes Easy Clip, Damon e Smart Clip. Para simular uma linguoversão, o braquete correspondente ao canino superior foi deslocado 4 mm (Figura 2.2). O registro das forças de atrito foi obtido tracionando-se o fio Contour NiTi .014" (Aditek) até que ocorresse deslizamento de 2 mm no interior das canaletas dos braquetes. Foi utilizada máquina universal de ensaios mecânicos Instron, modelo 5565, com célula de carga de 500 Newtons e velocidade de ponte de 3 mm/minuto.

Figura 2.2 - Registro da magnitude do *binding*

Os braquetes Damon, Easy Clip, In-Ovation e Smart Clip exibiram grandes variações nas forças de atrito, com valores respectivos de 270, 317, 405 e 543 cN. Utilizados como controle, os braquetes gêmeos Morelli com ligaduras elásticas convencionais alcançaram valores mais elevados, com média de 770 cN. Na figura 2.3 observam-se as diferenças percentuais na magnitude de atrito tomando-se como referência o valor de 270 cN obtido no braquete Damon. Os incrementos na magnitude de *binding* nos braquetes Easy Clip, In-Ovation, Smart Clip e Morelli com ligaduras elásticas convencionais foram respectivamente 17%, 50%, 100% e 185%.

**Queiroz GV, Rino JN, Paiva JB, Ballester RY. Estudo comparativo da força de atrito produzida pela deformação de arco NiTi em diferentes braquetes ortodônticos. Avaliação in vitro. Rev Dental Press Ortod Ortop Fac. Encaminhado para publicação [2010].

Figura 2.3 - Variações percentuais da força de atrito entre os braquetes avaliados tomando como referência o braquete Damon (Fat. = 270cN)

Fonte: Queiroz et al. (2010)

Uma explicação para as diferenças encontradas na magnitude do *binding* está relacionada às larguras dos braquetes avaliados. A intensidade da força de contato entre fio ortodôntico e braquete depende de sua rigidez, propriedade influenciada pelo diâmetro, tipo de liga, magnitude da deformação e distância inter-braquetes. A largura do braquete influencia a rigidez do fio porque modifica a distância inter-braquetes efetiva. De acordo com Whitley e Kusy (2007), a distância inter-braquetes total (DIB_T) é medida entre os centros dos braquetes de ancoragem (Figura 2.4). A distância inter-braquetes efetiva (DIB_E) corresponde à distância inter-braquetes total menos metade da largura do braquete de ancoragem direito ($L1$), a largura do braquete interposto ($L2$) e metade da largura do braquete de ancoragem esquerdo ($L3$). Desta forma, quanto maior largura do braquete, menor comprimento efetivo do fio, o que provoca aumento em sua rigidez e na força de compressão entre arco e canaleta. Uma vez que a rigidez de uma viga de secção redonda é inversamente proporcional à terceira potência de seu comprimento (Nikolay, 1989; Garrec; Jordan, 2004), pequenas diferenças na distância inter-braquetes efetiva podem influenciar as forças produzidas pela deformação do arco.

Figura 2.4 - Distância inter-braquetes total (DIB_T) e efetiva (DIB_E)
Adaptado de Whitley e Kusy.

Considerando que a magnitude de atrito influencia as forças de ativação e desativação na unidade de movimentação (Kusy; Whitley, 1999; Meling et al., 1997; Hemigway et al., 2001; Baccetti; Franchi, 2006; Camporesi et al., 2007; Kasuya et al., 2007; Franchi et al., 2009), e que os braquetes autoligáveis exibiram diferenças significativas no *binding* de primeira ordem, Rino et al.^{***} realizaram estudo com intuito de comparar as forças de ativação, desativação e histerese produzidas pela deformação de primeira ordem do fio Contour NiTi .014" entre os braquetes Damon, Easy Clip, In-Ovation e Smart Clip.

A figura 2.5 mostra as curvas médias de carga-deformação, onde se observam platôs de ativação e desativação em todos os testes. Além disso, houve nítida histerese, que corresponde à diferença entre a força de ativação e desativação para a mesma deformação do fio (Garrec; Jordan, 2004; Garrec et al., 2005). A histerese foi calculada com deformação de 4mm.

^{***}Rino JN, Queiroz GV, Paiva JB, Ballester RY. Comparação das forças de ativação, desativação e histerese produzidas pela deformação de fio NiTi redondo entre bráquetes autoligáveis. Estudo in vitro. Rev Dental Press Ortod Ortop Fac. Encaminhado para publicação [2010].

Figura 2.5 - Curvas de carga/deflexão do fio NiTi.014" com braquetes Damon, Easy Clip, In-Ovation e Smart Clip. A linha vermelha indica histerese com 4 mm deformação

As forças de ativação foram crescentes na mesma ordem observada nas forças de atrito: Damon 222 cN , Easy Clip 228 cN, In-Ovation 240 cN e Smart Clip 306 cN, reforçando associação entre elas. Embora o incremento na força de ativação possa aumentar o desconforto do paciente na instalação do arco (Kasuya, 2007), sua importância é limitada porque a verdadeira força transmitida ao periodonto durante o tratamento ortodôntico corresponde à força de desativação do arco (Nakano et al., 1999). Desta forma, sob a ótica clínica, comparações entre forças de desativação dos braquetes autoligáveis são mais significativas. No estudo de Rino et al^{***} as forças de desativação entre braquetes autoligáveis foram clinicamente semelhantes, oscilando entre 88 e 100 cN.

A histerese mecânica foi significativamente diferente entre os braquetes autoligáveis, com valores crescentes na mesma ordem observada na força de ativação: Damon 128 cN, Easy Clip 140 cN, In-Ovation 150 cN e Smart Clip 206 cN. Desta forma, diferenças significativas encontradas entre as forças de ativação, foram absorvidas pelo arco NiTi SE, tornando as forças de desativação semelhantes entre os braquetes autoligáveis. Tal comportamento é geralmente explicado por duas propriedades das ligas de níquel-titânio: memória de forma e superelasticidade.

^{***}Rino JN, Queiroz GV, Paiva JB, Ballester RY. Comparação das forças de ativação, desativação e histerese produzidas pela deformação de fio NiTi redondo entre bráquetes autoligáveis. Estudo in vitro. Rev Dental Press Ortod Ortod Fac. Encaminhado para publicação [2010].

Memória de forma é a capacidade de um material aparentemente submetido à deformação plástica recuperar sua forma original. Superelasticidade relaciona-se às duas fases presentes na curva carga-deformação do fio: a primeira fase com deformação diretamente proporcional à força aplicada e a segunda fase caracterizada por aumento na deformação do arco acompanhado por forças praticamente constantes; da mesma forma, quando a deformação diminui, novamente surge um platô onde as forças permanecem constantes (Miura et al., 1986; Bartzela et al., 2007; Reis, 2001) (Figura 2.6)

Figura 2.6 – Curvas de carga-deformação em diferentes fios produzidas em teste de 3 pontos

Fonte: Miura et al. (1986)

As propriedades de memória de forma e superelasticidade estão relacionadas à modificação que ocorre na rede cristalina das ligas NiTi, denominada transformação martensítica em homenagem ao metalografista alemão Adolf Martens.

Em um metal os átomos se encontram em posições ordenadas e definidas formando uma grade chamada de rede cristalina. A menor porção desta rede cristalina, que ainda guarda as propriedades de todo o cristal é chamada de célula

unitária (Figura 2.7 a). As propriedades mecânicas de um material, como dureza, resistência mecânica e ductilidade são conseqüências do arranjo cristalino e do tipo de célula unitária. Contudo, mais de um tipo de célula unitária podem estar presentes no mesmo material. Neste caso diz-se que o material apresenta *polimorfismo* e cada estrutura é uma *fase cristalina*, que guarda propriedades físicas semelhantes. Fornecendo-se energia aos átomos, na forma de calor, por exemplo, a rede é capaz de se modificar e por conseqüência mudar também a célula unitária. Neste caso diz-se que ocorre uma mudança de fase. Numa liga NiTi existem duas fases cristalinas presentes de acordo com a temperatura do material: austenita e martensita. A austenita possui estrutura *cúbica de corpo centrado*, ao passo que a martensita, possui estrutura hexagonal compacta (Gurgel et al., 2001; Hemingway et al., 2001; Reis, 2001; Jacobus et al., 1996) (Figuras 2.7b e 2.7c).

Figura 2.7 - (a) Um cristal esquematizado. Os átomos ocupam posições bem definidas e repetitivas na rede cristalina. Em destaque está uma célula unitária cúbica de face centrada (cfc), a unidade fundamental da estrutura. Em (b) estão esquematizadas dois tipos de células unitárias: cúbica de corpo centrado e tetragonal de corpo centrado. A figura esquematizada é útil para se visualizar as dimensões e o volume da célula, porém uma representação mais realista é o caso (c) onde os átomos se tangenciam tentando ocupar da melhor maneira possível o volume disponível.

Fonte: Reis (2001).

Nos arcos superelásticos a rigidez não é constante, ela varia em função da estrutura cristalina vigente. Desta forma, ao ocorrer transformação martensítica por indução térmica ou mecânica, a rigidez do arco sofre um colapso, que resulta em forças constantes durante ativação e desativação do fio ortodôntico (Gurgel et al., 2001; Garrec; Jordan, 2004; Garrec et al., 2005; Miura et al., 1986). A fase

martensítica é instável na ausência de força, portanto, ao cessar a compressão do fio, o processo se inverte, com transformação martensítica para austenítica. É necessária menor quantidade de energia para a reversão da estrutura cristalina o que justifica marcante histerese no início da desativação (Garrec; Jordan, 2004; Garrec et al., 2005).

A deformação do arco produz efeitos mecânicos tanto na unidade de movimentação como na unidade de ancoragem (Meling et al., 1997; Damon, 2005). Nikolay (1989) descreve mecanicamente a deformação de um arco como uma viga cujos apoios nas extremidades são representados pelos braquetes. A força de ativação (F_{ATI}) deforma o fio na linha média gerando reações simétricas nos pontos de apoio direito e esquerdo. As forças de reação podem ser representadas por uma força normal (F_N) perpendicular ao arco no ponto de contato com a canaleta, a força de atrito (F_{ATRITO}) oposta ao sentido de deslizamento do arco e momentos (M) opostos no interior de cada braquete de apoio (Figura 2.8). Desta forma, na deformação do fio ortodôntico, os momentos e atrito na unidade de ancoragem estão associados às forças de ativação e desativação na unidade de movimentação.

Figura 2.8 - Diagrama de corpo livre durante ativação do arco
Adaptado de Nikolay(1989)

Ao cessar a força de ativação o fio NiTi sofre reversão em direção ao formato original da estrutura cristalina, momento em que se observa acentuada histerese (Figura 2.5). Tal fato é geralmente explicado pela alteração na rigidez do fio em decorrência das modificações que ocorrem entre as fases austenítica e martensítica

(Hemingway et al., 2001; Garrec; Jordan, 2004; Garrec et al., 2005; Reznikov et al., 2010). Entretanto, a redução abrupta da força no início da desativação também pode estar relacionada ao atrito (Garrec et al., 2005; Nakano et al., 1997; Nikolay, 1989), em virtude de sua ação oposta durante as forças de ativação e desativação do fio ortodôntico. Durante a ativação o atrito dificulta o deslize do arco, exigindo aumento na magnitude da força de ativação para deformá-lo. Durante a desativação o fenômeno é inverso, o atrito resiste ao deslizamento do arco e reduz a magnitude da força de desativação (Bartzela et al., 2007; Meling et al., 1997; Nakano et al., 1999; Garrec; Jordan, 2004). Não é possível identificar tais situações quando se avalia isoladamente os efeitos mecânicos na unidade de movimentação.

A revisão de literatura originou três observações que definiram o delineamento desta pesquisa.

- 1) Nas pesquisas “*in vitro*” com fios de secção redonda, os braquetes autoligáveis exibiram resultados semelhantes no controle do atrito clássico e na magnitude das forças de desativação produzidas pela deformação do fio, o que sugere equivalência mecânica entre eles. No entanto, avaliar isoladamente as forças de ativação e desativação na unidade de movimentação, revela apenas parte da mecânica envolvida na deformação do fio ortodôntico, uma vez que existe interdependência entre os efeitos mecânicos nas unidades de movimentação e ancoragem. Portanto, para atestar a equivalência mecânica entre os braquetes autoligáveis Easy Clip, Damon e Smart Clip seria importante comparar tanto as forças presentes na unidade de movimentação como os momentos reativos que atuam na unidade de ancoragem.
- 2) As avaliações *in vitro* do *binding*, foram geralmente realizadas com tração do fio ortodôntico após deformação inicial, método que reproduz as forças de ativação, porém, quando são utilizados fios superelásticos de níquel-titânio, a magnitude das forças de desativação é significativamente menor, por este motivo, seria importante avaliar tanto o *binding* produzido pela força de ativação, como o *binding* produzido pela força de desativação.

- 3) A propriedade de superelasticidade do fio de níquel-titânio justifica as diferenças entre os platôs de ativação e desativação das forças na unidade de movimentação, no entanto, uma vez que a força de atrito se opõe ao deslizamento entre fio ortodôntico e canaleta na fase de desativação, seria importante avaliar sua influência sobre a acentuada histerese observada no início da fase de desativação.

Diante do exposto, o intuito desta pesquisa foi avaliar as forças, momentos e *binding*, produzidos pela deformação do fio NiTi .014” superelástico, nos braquetes autoligáveis passivos Easy Clip, Damon e Smart Clip.

3 PROPOSIÇÃO

- 1) Comparar entre os braquetes autoligáveis Easy Clip, Damon e Smart Clip, os seguintes efeitos mecânicos produzidos pela deformação de primeira ordem do fio Contour NiTi .014" :
 - forças de ativação, desativação e histerese na unidade de movimentação;
 - momentos de ativação, desativação e histerese na unidade de ancoragem;
 - *binding* de ativação e desativação.
- 2) Avaliar a influência do *binding* sobre a histerese observada no início da desativação, por meio da comparação entre os percentuais de histerese das forças e momentos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material, Instrumental, Dispositivos e Aparelhos

- braquetes autoligáveis metálicos passivos com dimensões .022"x.028"
- Damon MX (Ormco), Easy Clip (Aditek) e Smart Clip (Unitek)
correspondentes aos pré-molares e canino do hemiarco superior esquerdo;
- fios de níquel-titânio Contour NiTi (Aditek) com propriedades de
superelasticidade, de secção redonda com diâmetro de .014" (14 milésimos
de polegada);
- pinça para colagem;
- pinça porta braquetes;
- resina composta Tetric Flow da marca Ivoclar Vivadent;
- alicate de corte;
- fio .021"x.025" de aço da marca Aditek;
- régua padrão com dimensão .022"x.028";
- ligadura elástica cinza da marca Morelli;
- instrumento para instalação e remoção de ligaduras elásticas;
- dispositivo de simulação clínica;
- suporte para colagem de braquete acoplável à máquina Instron;
- 1 par de rolamentos com diâmetro externo de 9,5 mm e interno de 6,4 mm;
- termômetro digital para controlar temperatura no ambiente de ensaio.
- máquina universal de ensaio mecânicos Instron, modelo 5565 (Instron
Co.,Canton, MA, USA);
- morsa acoplável à máquina Instron;
- dinamômetro Lutron FG 5000 A;
- software para registro de dados do dinamômetro, marca Impac;
notebook.

4.2 Métodos

4.2.1 Registros das forças e momentos

Um dispositivo metálico com 3 braquetes .022"x.028" de aço, correspondentes ao canino, primeiro e segundo pré-molar do hemiarco superior esquerdo, foi acoplado à máquina de tração universal Instron e ao dinamômetro Lutron para registro simultâneo das forças e momentos produzidos pela deformação de primeira ordem do fio Contour NiTi .014" (Figura 4.1).

Figura 4.1 – Dispositivo acoplado à máquina Instron e dinamômetro Lutron em vista frontal

O dispositivo foi baseado no modelo de Franchi e Baccetti (2006), ao qual foram incorporados canais redondos para encaixe de cilindros que funcionaram como bases para colagem dos braquetes (Figura 4.2 A e B). Foram utilizados dois cilindros correspondentes ao canino e segundo pré-molar mantendo um canal vazio entre eles, os quais possuíam entalhe em baixo relevo para colagem do braquete próximo ao seu eixo central (4.2C). O braquete do primeiro pré-molar foi colado na base de um suporte acoplado à máquina Instron, interposto entre os cilindros do canino e segundo pré-molar. As forças de ativação e desativação foram registradas durante a deformação de primeira ordem produzida pelo deslocamento inferior do braquete do primeiro pré-molar fixado ao suporte da máquina Instron. A deformação do fio também produziu momentos opostos nos braquetes de ancoragem (Figuras. 4.2 D).

Figura 4.2 - A) Dispositivo em vista frontal. B) Dispositivo com cilindros em baixo relevo para colagem dos braquetes do canino e segundo pré-molar. C) Suporte acoplado à máquina Instron interposto entre os cilindros fixados ao dispositivo. D) Deformação de primeira ordem produzida pelo movimento inferior do primeiro pré-molar colado ao suporte da máquina Instron e tendência de giro nos cilindros adjacentes de ancoragem

Com intuito de medir os momentos de primeira ordem atuando no braquete do canino de ancoragem, foi fixada uma barra metálica perpendicular ao longo eixo de seu cilindro. A barra metálica permaneceu apoiada sobre a ponta do dinamômetro Lutron, distante 15 cm do eixo central do cilindro (Figuras 4.3 A). À medida que o fio Contour NiTi .014" sofreu deformação, os momentos foram registrados por meio das forças que a

barra metálica exerceu sobre a ponta do dinamômetro. Isto foi possível porque o cilindro do canino permaneceu livre, sem fixação, com crescente tendência de girar à medida que o fio era submetido à deformação e aumentavam as forças de ativação. Foram instalados dois rolamentos na entrada e saída do canal de encaixe do cilindro do canino para facilitar a livre rotação (Figuras 4.3 B,C).

Figura 4.3 – A) Vista posterior do dispositivo com barra metálica apoiada na ponta do dinamômetro. B) Vista anterior com rolamento na entrada do canal. C) Vista posterior do dispositivo com rolamento na saída do canal

Sequência para colagem dos braquetes

A colagem direta foi iniciada pelos braquetes do canino e segundo pré-molar e complementada com a colagem do braquete do primeiro pré-molar obedecendo à seguinte sequência (Figura 4.4 A-F):

- a) identificação de marcas eqüidistantes 7,5mm no fio de aço .021"x.025" para obtenção de distância padronizada entre os braquetes;
- b) encaixe de fio de aço retilíneo .021"X.025" nas canaletas com as marcas de identificação coincidentes com os centros dos braquetes e fixação do fio ao braquete com ligadura elástica;
- c) deslocamento inferior do suporte acoplado à máquina Instron para posicionar o prolongamento horizontal abaixo dos cilindros adjacentes e permitir colagem dos braquetes;
- d) aplicação de resina composta nos cilindros e posicionamento do braquetes do canino e segundo pré-molar coincidentes com os eixos centrais dos cilindros e fotopolimerização;
- e) aplicação de resina composta na base do suporte ;
- f) elevação gradual da trave da máquina Instron até escoamento da resina composta indicando compressão adequada entre a base do suporte e a base do braquete do primeiro pré-molar ;
- g) fotopolimerização;
- h) remoção das ligaduras elásticas;
- i) checagem do deslizamento do fio de aço .021"X.025".

Figura 4.4 – A) Marcas no fio de aço .021"x.025" eqüidistantes 7,5 mm. B) Fixação do fio .021"x.025" ao braquete com ligadura elástica e marcas de identificação coincidentes com os centros dos braquetes. C) Deslocamento inferior do suporte; D) Colagem dos braquetes do canino e segundo pré-molar; E) Aplicação de resina composta no suporte; F) Elevação do suporte e finalização da colagem

Optou-se pelo fio .014" de níquel-titânio pelo interesse em abordar a magnitude das forças na fase inicial do tratamento ortodôntico, quando fios com baixo módulo elástico, ao serem deformados, acumulam energia e exercem forças que conduzem ao alinhamento dos dentes (Ghersel, 2005).

Para medição das forças de ativação e desativação foi utilizada máquina de ensaios mecânicos Instron com célula de carga de 500 Newtons e velocidade de ponte de 0,05 mm/segundo. As forças foram registradas a cada 0,1mm até o deslocamento máximo até 4,5mm e durante o retorno até zero. Foram realizadas 10 repetições para cada modelo de braquete, com trocas dos fios a cada teste e dos braquetes a cada 5 ensaios. Os testes foram realizados em meio seco e temperatura entre 24 e 26 graus Celsius.

Para medição dos momentos de ativação e desativação, o dinamômetro Lutron registrou as forças a cada 2 segundos até a deformação máxima de 4,5 mm e durante o retorno até zero. Para obtenção dos momentos, as forças registradas pelo dinamômetro foram multiplicadas por 15, valor correspondente à distância em milímetros entre a ponta do dinamômetro e o centro do cilindro (Figura 4.3 A)

4.2.2 Registro do *binding* de ativação e desativação

O dispositivo foi posicionado no sentido vertical e braquetes de canino e pré-molares foram colados aos respectivos cilindros de acordo com os preceitos já descritos. O suporte acoplado à máquina Instron foi substituído por uma morsa para tração do fio Contour NiTi .014". Para evitar diferentes compressões da morsa em cada troca de fio, um tubo metálico foi fixado entre as paredes da morsa e funcionou como posicionador do fio NiTi. Ao ser inserido no tubo metálico, o fio encaixava passivamente nas canaletas dos braquetes (Figura 4.5 A).

Com objetivo de promover tração contínua do fio juntamente com o deslocamento superior da morsa, cada segmento de fio recebeu resina composta na extremidade (Figura 4.5 B). A deformação de primeira ordem no fio foi obtida por meio da ativação de um parafuso, que deslocou o cilindro do primeiro pré-molar numa taxa de 0,8 mm por volta. Desta forma, a máquina Instron tracionou continuamente o fio enquanto ele foi submetido a deformações crescentes de zero até 4,8 mm e decrescentes de 4,8 mm até zero. No total foram 12 ativações: 6 crescentes de ativação e 6 decrescentes para desativação (Figura. 4.5 C).

Figura 4.5 – A) Dispositivo na posição vertical com fio nas canaletas dos braquetes e no tubo metálico fixo na morsa. B) Detalhe do tubo metálico e do fio Contour NiTi com resina na extremidade; C) Deformações de primeira ordem provocadas por ativações no parafuso lateral ao cilindro do primeiro pré-molar

Para tração do fio foi utilizada máquina Instron modelo 5565 com célula de carga de 500 Newtons e velocidade de ponte de 3 mm/minuto durante ativação e 1mm/minuto durante desativação. A partir do movimento inicial do fio as forças foram registradas a cada 0,1mm até o deslocamento total de 9,6 mm. Foram realizadas 10 repetições com novos fios a cada ensaio e troca de braquetes a cada cinco ensaios. Os testes foram realizados em meio seco e temperatura entre 24 e 26 graus Celsius.

4.2.3 Histerese das forças e momentos

As histereses das forças e momentos foram calculadas com deformações de 4 milímetros subtraindo-se aos valores de ativação, os valores de desativação correspondentes. Para o cálculo das histereses percentuais, os valores máximos das

forças e momentos em cada modelo de braquete foram definidos como 100 % (cem por cento), a seguir, os demais valores foram comparados e convertidos em frações percentuais.

4.2.4 Análise estatística

Foram calculados os valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos e aplicados testes de Kolmogorov-Smirnov para cada combinação fio ortodôntico-braquete. Confirmada a normalidade de distribuição, as diferenças entre os três braquetes autoligáveis foram testadas comparando-se os valores médios com ANOVA. Para verificar entre quais marcas ocorreram diferenças, foi utilizado teste de comparações múltiplas de Bonferroni. Para comparação entre o *binding* de ativação e desativação foi utilizada análise de variância com dois fatores e medidas repetidas nos dois fatores e para comparação entre as histereses percentuais das forças e momentos o teste t de Student

Os testes foram realizados com nível de significância de 1% ($p < 0.01$).

5 RESULTADOS

Teste de Normalidade

Para seleção dos métodos estatísticos foi avaliada distribuição de probabilidades das medidas por meio do teste Kolmogorov-Smirnov. Nas tabelas 5.1 e 5.2 observam-se os resultados do teste, sendo que a normalidade de distribuição não foi rejeitada ($p > 0,01$).

Tabela 5.1 – Testes de distribuição de probabilidades Kolmogorov-Smirnov para as forças, momentos e respectivas histereses

Variável	Damon	p	Easy Clip	p	Smart Clip	p
Força ativação	0,40	0,997	0,59	0,872	0,83	0,496
Força desativação	0,57	0,903	0,75	0,629	0,55	0,919
Histerese força	0,54	0,936	0,44	0,991	0,70	0,714
% histerese força	0,53	0,944	0,86	0,447	0,62	0,841
Momento ativação	0,78	0,570	0,82	0,511	0,77	0,599
Momento desat.	0,87	0,431	1,17	0,130	1,17	0,130
Histerese momento	0,56	0,908	0,65	0,798	0,52	0,953
% histerese momento	0,54	0,936	0,44	0,991	0,70	0,714

Tabela 5.2 – Resultados do testes de distribuição de probabilidades Kolmogorov- Smirnov para o *binding* nas fases de ativação e desativação

Variável	Atrito	p
Ativação	0,63	0,81
Desativação	0,78	0,58

I) Forças de ativação, desativação e histerese na unidade de movimentação

A figura 5.1 exibe os dados da curva força-deformação durante ativação e desativação do fio Contour NiTi .014” nos três braquetes autoligáveis. A Tabela 5.3 mostra que as forças médias de ativação do fio com 4 mm de deformação foram crescentes na seguinte ordem: Damon (224 cN), Easy Clip (241 cN) e Smart Clip (299 cN). As diferenças foram estatisticamente significativas.

A Tabela 5.4 mostra que as forças médias de desativação do fio com 4 mm de deformação exibiram amplitude de 14 cN. Estatisticamente os braquetes Easy Clip (71cN) e Smart Clip (76 cN) apresentaram resultados semelhantes enquanto o Damon (62Cn) exibiu valor significativamente menor.

A tabela 5.5 mostra que os valores médios de histerese com 4 mm de deformação foram semelhantes entre os braquetes Damon (162 cN) e Easy Clip (169 cN) enquanto o Smart Clip (223 cN) apresentou valor significativamente maior.

Figura 5.1 – Curvas de ativação e desativação do fio Contour NiTi .014” nos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip

Tabela 5.3 – Estatística descritiva das forças de ativação com 4 mm de deformação e comparações entre braquetes autoligáveis com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)

Grupos	Braquetes	Média	Sd	Mín	Máx	≠ significantes
A	Damon	224	10	209	238	BC
B	Easy Clip	241	8	229	253	AC
C	Smart Clip	299	13	287	332	AB

Tabela 5.4 – Estatística descritiva das forças de desativação com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)

Grupos	Braquetes	Média	Sd	Mín	Máx	≠ significantes
A	Damon	62	4	54	66	BC
B	Easy Clip	71	8	52	80	A
C	Smart Clip	76	6	64	84	A

Tabela 5.5 – Estatística descritiva da histerese das forças com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)

Grupos	Braquetes	Média	Sd	Mín	Máx	≠ significantes
A	Damon	162	13	145	183	C
B	Easy Clip	169	15	150	201	C
C	Smart Clip	223	18	208	268	AB

II) Momentos de ativação, desativação e histerese na unidade de ancoragem

A figura 5.2 exibe os dados da curva momento-deformação durante ativação e desativação do fio Contour NiTi .014" nos três braquetes autoligáveis. A Tabela 5.6 mostra que os momentos médios de ativação do fio com 4 mm de deformação foram crescentes na seguinte ordem: Damon (314 cN/mm), Easy Clip (356 cN/mm) e Smart Clip (438 cN/mm). As diferenças foram estatisticamente significativas.

A Tabela 5.7 mostra que os momentos médios de desativação com 4 mm de deformação foram semelhantes entre os braquetes Damon (194 cN/mm) e Easy Clip (197 cN/mm) enquanto o Smart Clip (266 cN/mm) apresentou valor significativamente maior.

A tabela 5.8 mostra que os valores médios de histerese com 4 mm de deformação foram semelhantes entre os braquetes Easy Clip (114 cN/mm) e Smart Clip (122 cN/mm) enquanto o Damon (161cN) apresentou valor significativamente menor.

Figura 5.2 – Curvas de ativação e desativação dos momentos do fio Contour NiTi .014" nos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip

Tabela 5.6 – Estatística descritiva dos momentos de ativação com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)

Grupos	Braquetes	Média	Sd	Mín	Máx	≠ significantes
A	Damon	314	13	300	330	BC
B	Easy Clip	356	26	315	390	AC
C	Smart Clip	438	18	405	465	AB

Tabela 5.7 – Estatística descritiva dos momentos de desativação com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)

Grupos	Braquetes	Média	Sd	Mín	Máx	≠ significantes
A	Damon	239	22	195	255	C
B	Easy Clip	242	9	225	255	C
C	Smart Clip	317	9	300	330	AB

Tabela 5.8 – Estatística descritiva da histerese dos momentos com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)

Grupos	Braquetes	Média	Sd	Mín	Máx	≠ significantes
A	Damon	75	19	45	105	BC
B	Easy Clip	114	27	75	150	A
C	Smart Clip	122	17	90	150	A

III) *Binding* de ativação e desativação

A figura 5.3 exibe as curvas de *binding*-deformação obtidas a partir de estudo piloto com uma repetição em cada modelo de braquete autoligável, onde se destaca a proximidade entre as linhas de ativação e desativação, sem os platôs característicos de superelasticidade (Apêndice A). Estes resultados sugeriram que o estudo in vitro com tração do fio ortodôntico não era adequado para medir o *binding* associado à força de desativação. Com objetivo de avaliar esta hipótese foram realizados 10 testes com o braquete Easy Clip e comparados os valores de *binding* na ativação e desativação.

Figura 5.3 – *Binding* de ativação e desativação em função da deformação do fio

Na tabela 5.9 encontram-se as médias e desvios padrão onde se observa aumento no *binding* de acordo com a deformação progressiva do fio.

A tabela 5.10 exibe os resultados da análise de variância (ANOVA) com dois fatores e medidas repetidas onde se verifica que o comportamento do *binding* na ativação e desativação nas diferentes deformações é estatisticamente o mesmo ($p = 0,645$) e não há diferença no *binding* entre ativação e desativação ($p = 0,038$). As magnitudes de *binding* foram estatisticamente diferentes entre as deformações ($p < 0,001$).

Tabela 5.9 - Estatística descritiva entre valores médios do *binding*

Deformação	Ativação		Desativação	
	Média	Sd	Média	Sd
Mm				
0,8	37	12	33	13
1,6	140	36	122	40
2,4	222	52	207	52
3,2	279	63	278	59
4	343	73	328	66

Tabela 5.10 – Resultados da análise de variância (ANOVA) com dois fatores e medidas repetidas nos dois fatores, supondo matriz de correlações componente simétrica

Fator	GL num.	GL den.	Valor F	P
<i>Binding</i> (ativação x desativação)	1	9	6,04	0,038
<i>Binding</i> (diferentes deformações)	4	36	596,74	<0,001
Comportamento <i>binding</i> (at x desat)	4	36	0,63	0,645

IV) Percentuais de histerese das forças e momentos

A tabela 5.11 exibe os percentuais médios de histerese das forças, onde se observa que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os braquetes Damon (72%), Easy Clip (70%) e Smart Clip (74%).

Tabela 5.11 – Estatística descritiva da histerese percentual das forças com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)

<i>Grupos</i>	<i>Braquetes</i>	<i>Média</i>	<i>Sd</i>	<i>Mín</i>	<i>Máx</i>	<i>≠ significantes</i>
A	Damon	72	2,6	69	77	ns
B	Easy Clip	70	3,9	65	79	ns
C	Smart Clip	74	2,8	71	80	ns

A tabela 5.12 exibe os percentuais médios de histerese dos momentos, onde se observa diferenças estatisticamente significantes entre os braquetes Damon (24%) e Easy Clip (32%), enquanto o Smart Clip (28%) foi semelhante a ambos.

Tabela 5.12 – Estatística descritiva da histerese percentual dos momentos com 4 mm de deformação e comparações entre valores médios com teste de Bonferroni ($p < 0.01$)

<i>Grupos</i>	<i>Braquetes</i>	<i>Média</i>	<i>Sd</i>	<i>Mín</i>	<i>Máx</i>	<i>≠ significantes</i>
A	Damon	24	6	15	35	B
B	Easy Clip	32	5	23	39	A
C	Smart Clip	28	3	22	32	ns

A figura 5.4 exibe as curvas de força/deformação e momento/deformação expressos em porcentagem. As curvas representam as médias dos braquetes avaliados porque foram obtidas agrupando-se os valores dos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip. Observa-se que os platôs de ativação das forças e momentos foram semelhantes enquanto os platôs de desativação foram diferentes. Verifica-se na tabela 5.13 que a histerese das forças com 4 mm de deformação do fio foi 70%, enquanto a histerese dos momentos foi 28%, diferenças estatisticamente significantes.

Figura 5.4 – Curvas médias de força/deformação na unidade de movimentação e momento de deformação na unidade de ancoragem

Tabela 5.13 - Estatística descritiva dos percentuais de histerese das forças e momentos com deformação de 4 mm e resultado da comparação com teste t

% Histerese	Médias	Sd	Mín	Máx	significância
Forças	70	3	69	77	<0,001
Momentos	28	2	18	24	

6 DISCUSSÃO

Previamente à discussão dos resultados serão abordados dois itens da metodologia empregada: ensaios mecânicos com 5 repetições de braquetes e ausência de braquetes convencionais com ligaduras elásticas e braquetes autoligáveis ativos.

Os ensaios mecânicos de três pontos que utilizam braquetes convencionais ou autoligáveis como apoios, propiciam um modelo experimental que provoca atrito entre fio ortodôntico e canaletas durante a deformação do fio. Uma vez que o atrito interfere na magnitude das forças, é importante determinar se o uso repetido dos mesmos braquetes nos ensaios mecânicos altera a magnitude de atrito e, por conseguinte das forças. Ao comparar a magnitude de atrito entre braquetes novos e reutilizados, com fios retangulares de aço em configuração passiva, fixados aos braquetes por meio de ligaduras elásticas, Kapur et al. (1999) verificaram aumento na magnitude de atrito em função da reutilização dos mesmos braquetes nos ensaios mecânicos. Para avaliar a influência da reutilização dos braquetes em nossa pesquisa, foi realizado um estudo piloto das forças produzidas por fios Contour NiTi .014” novos, com 12 repetições no mesmo jogo de braquetes Easy Clip. Na figura 6.1 observa-se que não houve aumento das forças em função das repetições, o que nos permitiu utilizar os mesmos braquetes em cinco ensaios (Apêndice B).

Figura 6.1 – Registro das forças com reutilizações de braquetes (n = 12)

Os braquetes convencionais e In-Ovation foram não foram incluídos nesta pesquisa porque possuem sistemas flexíveis de ligação dos fios ortodônticos que poderiam diminuir a deformação dos fios e modificar as forças de desativação. (Figura 6.2). Nosso objetivo foi comparar as forças de ativação, desativação e histerese entre os braquetes autoligáveis, por esse motivo, o fio ortodôntico foi encaixado em braquetes alinhados, sem nenhuma deformação no fio; a partir deste ponto, o braquete do primeiro pré-molar foi deslocado gradualmente até atingir deformação máxima do fio, e a seguir retornou à posição zero. Durante este trajeto as tampas rígidas receberam forças de ativação e desativação registradas pela máquina Instron. Nos braquetes com mecanismos flexíveis de ligação dos arcos, o registro da histerese seria comprometido porque a elevada magnitude da força de ativação poderia provocar deflexão no clipe do In-Ovation e nas ligaduras elásticas, o que reduziria a deformação do fio e as forças de desativação (Figura 6.2). Este fato constitui uma limitação porque em condições clínicas o arco é inserido na canaleta pelo profissional e a força real aplicada sobre o mecanismo flexível de ligação do arco corresponde à força de desativação, significativamente menor que a força de ativação, cujo valor máximo verificado na presente pesquisa foi 84 cN, valor provavelmente insuficiente para deformar o clipe do In-Ovation, que exerce pressão média de 160 cN sobre o fio (Pandis et al., 2007) ou as ligaduras elásticas que exibem valores médios de compressão do arco entre 50 e 300 cN (Nanda, 1997; Hain et al., 2006)

Figura 6.2 – Relações espaciais entre braquetes e arco superelástico com deformação 50°

Fonte: Reznikov et al. (2010)

Após estes 2 itens a respeito da metodologia, discutiremos os efeitos mecânicos produzidos pela deformação de primeira ordem do fio Contour NiTi .014” nos braquetes autoligáveis passivos Damon, Smart Clip e Easy Clip, de acordo com os seguintes tópicos:

- I) forças de ativação, desativação e histerese na unidade de movimentação;
- II) momentos de ativação, desativação e histerese na unidade de ancoragem
- III) *binding* de ativação e desativação;
- IV) percentuais de histerese entre forças e momentos.

I) Forças de ativação, desativação e histerese na unidade de movimentação

Os efeitos mecânicos exercidos pela deformação do fio NiTi superelástico na unidade de movimentação dependem de sua rigidez e da magnitude de atrito na interface fio-braquete. Os fatores dependentes do fio são o diâmetro e o grau de superelasticidade, o fator relacionado ao braquete é sua largura, que determina o comprimento de fio, e o fator dependente tanto do fio como do braquete é o coeficiente de atrito.

Já foram publicados vários estudos a respeito das forças e propriedades superelásticas dos fios NiTi superelásticos (Miura et al., 1986; Nakano et al., 1999; Gurgel et al., 2001), porém, é importante determinar a influência do modelo de braquete sobre as forças produzidas pelos fios NiTi. Hemingway et al. (2001), verificaram que fios NiTi .014” superelásticos, submetidos à deformação de 3 mm apresentaram picos de ativação mais elevados nos braquetes convencionais do que nos braquetes Damon, porém, as forças de desativação foram semelhantes. Baccetti e Franchi (2006), constataram que as forças de desativação do fio NiTi .014” superelástico desapareceram a partir de 3 mm de deformação no braquete convencional com ligadura elástica, enquanto nos autoligáveis, as forças de

desativação continuaram presentes com deformações de até 6 mm. Kasuya et al. (2007) também encontraram diferenças nas forças produzidas pelos fios NiTi entre braquetes que utilizam ligaduras elásticas, fios de amarelo ou tampas.

Nosso objetivo foi avaliar se as forças produzidas pela deformação do fio NiTi variam em função do braquete autoligável empregado. A comparação entre as curvas de força-deformação do fio Contour NiTi .014" nos três braquetes autoligáveis avaliados se encontram na figura 5.1, onde se observam distintos platôs de ativação. Com deformação de 4 mm, as forças de ativação foram crescentes na seguinte ordem: Damon 224cN, Easy Clip 241cN e Smart Clip 299 cN, cujas diferenças foram estatisticamente significantes. (Tabela 5.3).

Embora todos os ensaios tenham utilizado o mesmo tipo de liga e secção transversal, as larguras crescentes dos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip propiciaram aumento na rigidez em função da diminuição nos comprimentos de fio inter-braquetes (Figura 2.4). Ainda que pequenas, as diferenças podem ser significativas porque a rigidez de uma viga de secção redonda é inversamente proporcional à terceira potência de seu comprimento (Nikolay, 1989; Garrec; Jordan, 2004). Outros motivos para as diferenças encontradas nas forças de ativação entre os braquetes autoligáveis estão relacionados aos distintos materiais empregados na fabricação das tampas, que originam diferenças nos coeficientes de atrito e ao aumento na rigidez do fio provocado pela redução na distância inter-braquetes, que eleva a força de contato fio/braquete e o *binding*. A ordem crescente nas forças de ativação entre os braquetes avaliados, foi a mesma encontrada na magnitude de *binding* (Figura 2.3), confirmando que, quanto maior o atrito, maior a força de ativação. (Kusy; Whitley, 1999; Meling et al., 1997; Baccetti; Franchi, 2006; Camporesi et al., 2007; Kasuya et al., 2007; Franchi et al., 2009).

Embora o incremento na força de ativação possa aumentar o desconforto do paciente na instalação do arco, sua importância clínica é limitada porque a verdadeira força transmitida ao periodonto durante o alinhamento e nivelamento dentário corresponde à força de desativação do arco (Bartzela et al., 2007; Kasuya et al., 2007; Nakano et al., 1999). Franchi et al. (2009), ao compararem as forças de desativação produzidas por fios NiTi superelásticos .014", com deformações de

primeira ordem de 4,5mm entre os braquetes Carrière, Opal, Damon e Smart Clip, verificaram que a variação média entre os braquetes foi 24 cN, diferença considerada sem relevância clínica. No presente estudo, os fios Contour NiTi .014” submetidos a deformações horizontais de 4,0 mm, exibiram diferenças médias de apenas 14 cN. Estatisticamente as forças médias de desativação foram semelhantes entre os braquetes Smart Clip e Easy Clip, enquanto o braquete Damon apresentou valor significativamente menor (Tabela 5.4). Embora haja diferenças estatisticamente significantes, as forças de desativação dos três braquetes encontram-se no intervalo de forças ótimas proposto por Proffit et al. (1995), que varia entre 50 e 75 cN, por este motivo as forças de desativação dos braquetes autoligáveis foram consideradas clinicamente semelhantes.

Os valores de histerese na deformação de 4 mm foram crescentes na mesma ordem encontrada para as forças de ativação: Damon 162, Easy Clip 169 e Smart Clip 223 cN/mm. Estatisticamente as histereses médias entre os braquetes Damon e Easy Clip foram semelhantes entre si e significativamente menores que no Smart Clip (Tabela 5.5). Os resultados demonstraram que o aumento na força de ativação foi acompanhado por aumento na histerese e, desta forma, as diferenças entre as forças de ativação dos braquetes autoligáveis foram “absorvidas” em grande parte pelo fio NiTi superelástico, tornando as forças de desativação clinicamente semelhantes entre eles (Figura 6.3). Este comportamento está relacionado às propriedades superelásticas dos fios de níquel-titânio. Na transformação martensítica ocorre colapso na rigidez do fio, o que permite aumento em sua deformação com força praticamente constante, fenômeno evidenciado pelo platô na força de ativação do fio (Miura et al., 1986; Garrec; Jordan, 2004; Jordan et al., 2005; Reznikov et al., 2010; Rino et al., 2010***). A fase martensítica é instável na ausência de força, portanto, ao cessar a compressão do fio o processo se inverte, com transformação austenítica. Quanto maior a força de ativação maior a tensão produzida no fio superelástico e como consequência eleva-se o percentual de transformação martensítica; ao cessar a compressão, a magnitude de histerese é maior porque a reversão da estrutura cristalina ocorre em maior proporção (Garrec; Jordan, 2004). A histerese observada entre os platôs de ativação e desativação

***Rino JN, Queiroz GV, Paiva JB, Ballester RY. Comparação das forças de ativação, desativação e histerese produzidas pela deformação de fio NiTi redondo entre bráquetes autoligáveis. Estudo in vitro. Rev Dental Press Ortod Ortod Fac. Encaminhado para publicação [2010].

representa uma quantidade de energia acumulada, que é despendida na reorganização da grade cristalina (Reznikov et al., 2010).

Após avaliar os efeitos mecânicos produzidos pela deformação do fio Contour NiTi .014” na unidade de movimentação, verificou-se que as diferenças significativas nas forças de ativação foram acompanhadas por aumentos proporcionais na histerese, o que propiciou diferenças clinicamente irrelevantes entre os braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip (Figura 6.3).

Figura 6.3 - Gráfico das forças de ativação, desativação e histerese nos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip com deformação de 4 mm

II) Momentos de ativação, desativação e histerese na unidade de ancoragem

Além da avaliação das forças na unidade de movimentação, é necessário comparar os efeitos mecânicos na unidade de ancoragem, para realmente atestar a equivalência entre os braquetes autoligáveis avaliados. Na figura 5.2 encontram-se as curvas momento-deformação do fio Contour NiTi .014”, onde se observam platôs de ativação e desativação característicos de superelasticidade; tal fato era esperado

porque a redução na rigidez do fio, provocada pela transformação martensítica influencia tanto as forças como os momentos resultantes destas forças. Com deformação de 4 mm, os momentos de ativação foram crescentes na seguinte ordem: Damon 314, Easy Clip 356 e Smart Clip 438 cN/mm, cujas diferenças foram estatisticamente significantes (Tabela 5.6). Os momentos na unidade de ancoragem são efeitos secundários derivados das forças de ativação, portanto, os motivos que justificam as diferenças entre os momentos de ativação são os mesmos que influenciam as forças de ativação: largura do braquete, que determina o comprimento de fio e influencia a força de contato fio-canaleta, e o coeficiente de atrito.

De forma semelhante às forças, a importância clínica dos momentos de ativação é limitada, porque o verdadeiro momento de força transmitido ao periodonto dos dentes de ancoragem durante o tratamento ortodôntico corresponde ao momento de desativação do fio. Com 4 mm deformação, os momentos médios de desativação foram crescentes na seguinte ordem: Damon 239, Easy Clip 242 e Smart Clip 317 cN/mm. Estatisticamente os momentos médios de desativação entre os braquetes Damon e Easy Clip foram semelhantes, enquanto o braquete Smart Clip apresentou momento de desativação significativamente maior (Tabela 5.7).

A ausência de informações a respeito das magnitudes de momentos indicadas para rotações dentárias, não permite afirmar se as diferenças encontradas entre os braquetes avaliados têm relevância clínica, nem se os valores médios encontrados têm magnitude suficiente para promover movimentação na unidade de ancoragem. Diante desta incerteza, seria prudente utilizar o *overlay wire* (Burstone, 1995) para obter ancoragem absoluta e impedir movimento dos dentes adjacentes em direção à unidade de movimentação. Talvez este seja um dos motivos que justifique porque a superioridade dos braquetes autoligáveis em relação aos convencionais, observada nos estudos laboratoriais, não seja reproduzida em estudos clínicos (Miles et al., 2006; Pandis et al., 2007). Neste caso, a limitação mecânica não estaria nos ensaios *in vitro*, mas na limitação clínica em assegurar ancoragem absoluta nos dentes adjacentes à unidade de movimentação.

As histereses dos momentos aumentaram na mesma ordem dos momentos de ativação: Damon 75, Easy Clip 114 e Smart Clip 122 cN/mm (Tabela 5.8), no entanto, as diferenças nas histereses não foram suficientes para tornar os momentos

de desativação semelhantes entre os braquetes avaliados. Por este motivo, a relação entre as magnitudes de ativação, desativação e histerese dos momentos foi acentuadamente diferente da verificada nas forças (Figuras 6.4 e 6.3).

As comparações entre os momentos gerados pela deformação de 4 mm no fio Contour NiTi .014” na unidade de ancoragem demonstraram que tanto os momentos de ativação como os de desativação foram significativamente diferentes, resultados que negam a equivalência mecânica entre os braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip (Tabelas 5.6 e 5.7). No entanto, em virtude da escassa literatura a respeito dos momentos ideais para rotações de primeira ordem, não é possível definir o grau de relevância clínica associado às diferenças entre os momentos de desativação dos braquetes autoligáveis avaliados.

Figura 6.4 - Gráfico dos momentos de ativação, desativação e histerese nos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip com deformação de 4 mm

III) *Binding* de ativação e desativação

O conjunto de efeitos mecânicos interdependentes exercidos pela deformação do fio superelástico Contour NiTi .014" foi completado com avaliação das forças de atrito (*binding*). Nos estudos *in vitro* a respeito do *binding*, os fios são submetidos a deformações e suas extremidades tracionadas por meio de uma máquina de ensaios que registra as forças necessárias para deslizar o fio ortodôntico no interior das canaletas dos braquetes (Figura 2.2). Em estudo *in vitro* com fio NiTi .014" em configuração ativa de primeira ordem, Queiroz et al.** encontraram valores de *binding* semelhantes entre os braquetes Damon e Easy Clip e significativamente maior no Smart Clip (Figura 2.3). Por outro lado, Yeh et al. (2007), ao compararem os braquetes Damon e Smart Clip em configuração ativa de primeira ordem com rotações de 3º e 6º em fio NiTi .016"x.022", concluíram que os braquetes Damon apresentaram *binding* maior que os braquetes Smart Clip.

O *binding* depende da força de contato fio-canaleta produzida pela deformação do fio na unidade de ancoragem, e no caso da liga superelástica de níquel-titânio, as magnitudes de força nas fases de ativação e desativação são diferentes. Por esse motivo, o ideal seria avaliar o *binding* tanto na ativação como na desativação do fio ortodôntico, quando o fenômeno de superelasticidade se manifesta e revela a verdadeira magnitude de atrito que se opõe ao deslize do arco. Com este objetivo foi realizado ensaio com tração contínua do fio Contour NiTi .014" durante deformação crescente do fio até o limite de 4,8 mm e decrescente até zero (Figura 4.5). A figura 6.5 exibe a curva binding-deformação obtida nos ensaios com o braquete Easy Clip, onde se verifica aumento proporcional entre força e deformação, ausência dos platôs de ativação e desativação e mínima histerese com deformação de 4 mm. As deformações de 0.8, 1.6, 2.4, 3.2 e 4 mm do fio Contour NiTi durante ativação e desativação, produziram magnitudes semelhantes de *binding*, sem diferenças estatisticamente significantes (Tabela 5.10). Ensaio pilotos com braquetes Damon e Smart Clip exibiram o mesmo padrão de curva binding-deformação (Figura 5.3 - Apêndice B).

**Queiroz GV, Rino JN, Paiva JB, Ballester RY. Estudo comparativo da força de atrito produzida pela deformação de arco NiTi em diferentes braquetes ortodônticos. Avaliação *in vitro*. Rev Dental Press Ortod Ortop Fac. Encaminhado para publicação [2010].

Figura 6.5 – Curva binding/deformação do fio Contour NiTi .014” nos braquetes Easy Clip

A explicação para ausência de superelasticidade na curva *binding*-deformação provavelmente está relacionada às diferenças mecânicas entre os ensaios laboratoriais e a ação clínica do aparelho. A tração do fio ortodôntico para registro *in vitro* das forças que resistem ao deslizamento gera três eventos diferentes da situação ortodôntica real: 1) em condição clínica a força de desativação gerada pela deformação do fio ortodôntico faz com ele seja empurrado no interior das canaletas dos braquetes de ancoragem, enquanto no teste *in vitro* o fio ortodôntico é puxado; 2) em condição clínica o fio desliza somente nas canaletas dos braquetes adjacentes de ancoragem enquanto no ensaio em laboratório ocorre também deslizamento na canaleta do braquete que necessita movimentação; 3) em condição clínica, a força de ativação exercida pelo ortodontista sobre o fio superelástico de níquel-titânio provoca sua deformação até completo encaixe e ligação na canaleta do braquete, momento em que cessam as tensões provocadas pelas forças de ativação, dando início à fase de desativação das forças associada ao processo de reversão na estrutura cristalina induzida por tensão. No ensaio *in vitro*, o fio recebe tensão permanente durante a tração.

Os valores de *binding* obtidos com este tipo de ensaio não permitem inferência clínica direta, mas permitem identificar o ranking de atrito entre as combinações fio-braquete (Wilkinson et al., 2002). A ordem crescente de magnitude

dos momentos entre os braquetes autoligáveis foi a mesma encontrada para a magnitude de *binding* (Queiroz et al.**), o que confirma a utilidade deste tipo de ensaio para definir o ranking de atrito. No entanto, é necessária cautela ao analisar as diferenças na magnitude de *binding* encontradas nestes rankings, porque aparentemente os ensaios com tração dos fios sob deformação acentuam as diferenças de *binding* entre os braquetes. Isto pode ser constatado na figura 6.6, que exhibe os resultados percentuais do *binding* (figura 2.3) e dos momentos (derivados da tabela 5.7) com 4 mm de deformação no fio Contour NiTi .014"; onde se verifica que, comparado ao braquete Damon, o Smart Clip apresentou o dobro do *binding*, enquanto na magnitude de momento a diferença foi apenas 33%.

Os resultados de nossa pesquisa sugerem que os ensaios in vitro com tração dos fios ortodônticos são úteis para avaliação do atrito em configuração passiva, mas limitados na avaliação dos fios superelásticos de níquel-titânio em configuração ativa.

Figura 6.6 – Gráfico com variações percentuais dos momentos e *binding* com 4 mm deformação do fio Contour NiTi .014", tomando como referência o braquete Damon (100%)

Verificou-se, portanto no tópico III, que a semelhança na magnitude do *binding* entre as fases de ativação e desativação indicou que a força contínua imposta pela tração do fio impediu a reversão na estrutura cristalina interna do fio ortodôntico e a manifestação da superelasticidade, propriedade responsável pela

**Queiroz GV, Rino JN, Paiva JB, Ballester RY. Estudo comparativo da força de atrito produzida pela deformação de arco NiTi em diferentes braquetes ortodônticos. Avaliação in vitro. Rev Dental Press Ortod Ortop Fac. Encaminhado para publicação [2010].

diminuição nas forças, momentos e *binding* associado. Desta forma, o estudo *in vitro* com tração do fio ortodôntico não se mostrou adequado para determinar o *binding* associado à fase de desativação e por este motivo não foram realizadas comparações do *binding* entre os braquetes autoligáveis.

IV) Percentuais de histerese entre forças e momentos

As forças e momentos exibiram nítida histerese no início da desativação. Este fenômeno foi justificado pelas propriedades de superelasticidade e memória de forma da liga de níquel-titânio. Porém, outro fator relacionado à histerese é o *binding*, que provavelmente influencia de forma mais intensa as forças de desativação. Para avaliar esta hipótese foram comparadas as histereses entre as forças e momentos, uma vez que ambas são igualmente influenciadas pela superelasticidade do fio ortodôntico.

Para obtenção de unidades de medida uniformes, os valores das forças e momentos foram convertidos em percentuais a partir dos valores máximos de ativação nas duas grandezas. Os valores correspondentes às forças e momentos dos braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip foram reunidos para formação de apenas dois grupos: um representativo das forças médias e outro grupo dos momentos médios. As curvas médias de força-deformação e momento-deformação encontram-se na figura 5.6, onde se observa que as duas grandezas apresentaram platôs de ativação semelhantes, enquanto os platôs de desativação exibiram magnitudes diferentes. Com deformação de 4 mm, após deformação máxima de 4,5mm, a histerese média das forças na unidade de movimentação foi 70%, enquanto a histerese média dos momentos na unidade de ancoragem foi 28% (Tabela 5.13) . Esta diferença foi atribuída ao *binding*, que influencia de forma distinta as forças na unidade de movimentação e os momentos na unidade de ancoragem.

Na unidade de movimentação, à medida que o fio é deformado, aumenta a força de contato entre fio e braquete, o que eleva a força de ativação necessária para deformar o fio. Durante a desativação do fio o fenômeno é inverso: o *binding*

que resiste ao deslizamento do fio reduz a magnitude da força de desativação (Bartzela et al., 2007; Meling et al., 1997; Nakano et al., 1999; Garrec; Jordan, 2004). Portanto, a histerese das forças na unidade de movimentação, observada no início da desativação, é propiciada tanto pela reversão da estrutura cristalina de martensítica para austenítica como pela resistência ao deslizamento fio-braquete provocada pelo *binding*.

A influência do *binding* na unidade de ancoragem também não é uniforme. Durante a ativação do fio, o aumento na força de contato entre fio e braquete aumenta a magnitude do momento, do *binding* e da força necessária para deformar o arco. Durante a desativação do fio o *binding* exerce pouca influência sobre o momento de desativação, desta forma a histerese dos momentos na unidade de ancoragem, observada no início da desativação, provavelmente é determinada somente pela reversão da estrutura cristalina de martensítica para austenítica.

Outra informação a respeito do percentual de superelasticidade pode ser extraída dos ensaios mecânicos em cantilever, quando ocorre deflexão sem contato entre fio e braquete (Proffit, 1995; Kasuya et al., 2007). Observa-se na figura 6.10 a curva força/deformação do fio Contour NiTi .014" avaliada em teste mecânico tipo cantilever, onde se verifica histerese moderada no início da desativação (Apêndice C). Com deformação de 3,5 mm a histerese percentual foi de 40%, valor significativamente inferior aos 70% encontrado no presente estudo para as forças de desativação na unidade de movimentação (Figura 6.7).

Figura 6.7 – Curva força-deformação do fio Contour NiTi .014" avaliada em teste mecânico com cantilever

As ligas de níquel-titânio também são utilizadas em molas ortodônticas. Nos estudos in vitro que avaliam a superelasticidade das molas de níquel-titânio são realizados ensaios de tração sem presença de atrito, onde se verifica que a histerese percentual observada no início da desativação também é menor que a verificada nos ensaios mecânicos com deformação dos fios ortodônticos (Miura et al., 1988; Bawart, 1996; Tripolt et al., 1999).

A histerese dos momentos na presente pesquisa foi semelhante à verificada nos ensaios mecânicos sem atrito, enquanto a histerese das forças foi acentuadamente maior, o que reforça o conceito de pequena participação do binding na histerese dos momentos. Estes dados nos permitem afirmar é necessário reavaliar o significado da histerese observada na curva força-deformação, uma vez que fios ortodônticos podem exibir forças de desativação semelhantes e histereses significativamente diferentes, o que produzirá magnitudes distintas de momentos na unidade de ancoragem. Neste sentido, seria importante identificar na curva força deformação dos fios superelásticos de níquel-titânio, a parcela de histerese determinada pela superelasticidade, a parcela de histerese provocada pelo atrito clássico e a parcela resultante do binding (Figura 6.8). Tal abordagem permitiria uma estimativa tanto das forças destinadas à movimentação dentária como dos momentos reativos sobre os dentes adjacentes de ancoragem.

Figura 6.8 – Curva força-deformação do fio Contour NiTi .014"

7 CONCLUSÕES

A análise e discussão dos resultados obtidos no presente trabalho permitiram-nos concluir que:

- 1) Os braquetes com maiores valores nas forças de ativação foram acompanhados por maiores valores na histerese, o que resultou em forças de desativação semelhantes entre os braquetes Damon, Easy Clip e Smart Clip.
- 2) Os braquetes Damon e Easy Clip apresentaram momentos de ativação e desativação semelhantes enquanto o braquete Smart Clip exibiu momentos significativamente maiores.
- 3) As magnitudes de *binding* durante ativação e desativação do fio superelástico de níquel-titânio foram semelhantes, indicando que o estudo in-vitro com tração do fio ortodôntico é inadequado para investigação do *binding* associado à força de desativação em fios superelásticos.
- 4) Os percentuais de histerese das forças na unidade de movimentação foram maiores que os percentuais de histerese dos momentos na unidade de ancoragem, o que demonstrou significativa influência do atrito na redução nas forças de desativação.

REFERÊNCIAS¹

Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1978;73:142-51.

Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;115:39-51.

Baccetti, T; Franchi, L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. Angle Orthodontist. 2006; 76:211-6.

Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel titanium wires. Angle Orthod. 2007;77(6):991-8.

Barwart O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;110:553-8.

Burstone CJ, Morton QB. Chinese NiTi wire – a new orthodontic alloy. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1985;87:445-52.

Burstone CJ. Modern Edgewise Mechanics and The Segmented Arch Technique. Copyright 1995, Department of Orthodontics, University of Connecticut Health Center, Farmington. Printed in USA byOrmco Corporation, Glendora, California.

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;124:395-402.

Camporesi M, Baccetti T, Franchi L. Forces released by esthetic preadjusted appliances with low-friction and conventional elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131:772-5.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Damon DH. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *J Clin Orthod*. 1998;32:670-80.

Damon DH. Treatment of the face with biocompatible orthodontics. In: GRABER, T.M.; VANARSDALL, R.L.; VIG, K. W.L. *Orthodontics: Current principles and techniques*. 4 th ed. St. Louis: Elsevier Mosby 2005:753-831.

Demicheli, M.; Migliorati, M.V.; Balboni, C.; Biavati, A.S. Confronto tra differenti sistemi bracket/filo/legatura – Misurazione in vitro dell'attrito su un'intera arcata. *Mondo Ortodontico* 2006;4:273-89.

Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. *Angle Orthod*. 2009;79:592-601.

Franchi L, Baccetti T. Forces released during alignment with a preadjusted appliance with different types of elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129:687-90.

Franchi L, Baccetti T, Giuntini V. Forces released by nonconventional bracket or ligature systems during alignment of buccally displaced teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:316.e-316.e6.

Gandini P, Orsi L, Bertoni C, Massironi S, Franchi L. In vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod*. 2008;78:917-21.

Garrec P, L Jordan. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. *Angle Orthod*. 2004;74:691-6.

Garrec P, Tavernier B, Jordan B. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. *Eur J Orthod*. 2005;27:402-7.

Ghersel H. Relação entre força e deflexão na ativação e desativação de fios ortodônticos de níquel-titânio. [Tese de Doutorado]. São Paulo:Faculdade de Odontologia da USP;2005.

Gurgel JA, Kerr S, Powers JM, LeCrone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;120:378-82.

Hain M, Dhopatkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130:666-70.

Hemingway R, Willians RL, Hunt JA, Rudge SJ. The influence of bracket type on the force delivery of Ni-Ti archwires. *Eur. J. Orthod.* 2001;23:233-41.

Jacobus K, Sehitoglu H, Balzer M. Effect of stress state on the stress induced martensitic transformation in polycrystalline Ni-Ti alloy. *Metallurgical and Materials Transactions.* 1996;27A:3066-73.

Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance in orthodontic brackets with repeated use. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:400-4.

Kasuya S, Nagasaka S, Hanyuda A, Ishimura S, Hirashita A. The effect of ligation on the load deflection characteristics of nickel titanium orthodontic wire. *Eur J Orthod.* 2007;29:578-82.

Khambay B, Millett K, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Eur J Orthod.* 2004;26(3):327-32.

Kusy R, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Sem in Orthod.* 1997;3:166-77.

Kusy R, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for *binding*. *Eur J Orthod.* 1999;21:199-208.

Meling TR, Odegaard J, Holthe K, Segner D. The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: A theoretical and in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:41-9.

Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986; 90:1-10.

Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III: Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988;94:89-96.

Miles PG, Weyant RJ, Rustveld L. A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthod.* 2006;76:480-85.

Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, Katsura H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three point bending tests. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115:390-5.

Nanda R. *Biomechanics in clinical orthodontics*. 1^a ed. Philadelphia, Editora W.B.Saunders Company, 1997.

Nikolay RJ. Flexural activation and de-activation responses of orthodontic wires in single-tooth, occlusogingival corrections. *Dental Materials* September 1989;5:339-45.

Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha PK, Frans Currier G. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1996;109(5):535-542.

Otsuka R, Ren X. *Progress in Materials Science*. 2005;50:511-678.

Pandis N, Bourauel C, Eliades T. Changes in the stiffness of the ligating mechanism in retrieved active self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;132:834-7.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: A prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132:208-15.

Petersen A, Rosenstein S, Kim KB, Israel H. Force decay of elastomeric ligatures: influence on unloading force compared to self-ligation. *Angle Orthod*. 2009;79:934-38.

Proffitt WR, Fields HW, Sarver DM. *Ortodontia Contemporânea*. 2^a ed. Rio de Janeiro, Editora Guanabara-KooganMissouri: Mosby, 1995.

Reis WP. *Caracterização das ligas de Ni-Ti para Ortodontia*. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia. Dissertação (mestrado) - Instituto Militar de Engenharia, 2001.

Reicheneder CA, Gedrange T, Berrisch S, Proff P, Baumert U, Faltermeier A, Muessig D. Conventionally ligated versus self-ligating metal brackets – a comparative study. *Eur J Orthod* 2008, 30:654-60.

Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Influence of friction resistance on expression of superelastic properties of initial NiTi wires in “reduced friction” and conventional bracket systems. J Dent Biomech 2010, Articles ID 613142, doi:10.4061/2010/613142.

Rock WP, Wilson HJ. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. British Journal of Orthodontics 1988;15:255-9.

Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120:361-370.

Trevisi JH. Smart Clip: Tratamento Ortodôntico com Sistema de Aparelho Autoligado. 1ª Ed., Editora Campos – Elsevier, 2007.

Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999;15:498-507.

Yeh CL, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, Drummond JL. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;131:704.e11-704.e22.

Whitley JQ, Kusy RP. Influence of interbracket distances on the resistance to sliding of orthodontic appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;132:360-72.

Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JAA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;121:483-95.

APÊNDICE A - Resultados de estudo piloto com um registro de binding para cada modelo de braquete

volta	mm	Damon	Easy Clip	Smart Clip
0	0	0	0	0
1	0,8	29	45	56
2	1,6	107	162	195
3	2,4	187	245	311
4	3,2	251	302	386
5	4,0	330	356	462
6	4,8	382	462	535
5	4,0	292	353	431
4	3,2	255	293	350
3	2,4	174	246	266
2	1,6	86	157	181
1	0,8	22	48	50

APÊNDICE B - Forças de ativação e desativação do fio Contour NiTi .014" com 12 repetições nos mesmos braquetes Easy Clip (ec)

Bracket	ordem	1,5mm	3mm	4,5mm	4mm	3mm	1,5mm
ec1	1	189	208	228	88	58	70
ec2	2	192	216	244	82	54	65
ec3	3	191	217	239	83	57	67
ec4	4	196	217	235	88	60	68
ec5	5	190	209	227	90	59	66
ec6	6	192	216	238	88	57	66
ec7	7	199	217	238	90	60	72
ec8	8	195	215	236	91	61	69
ec9	9	196	218	239	89	58	68
ec10	10	193	213	235	83	53	63
ec11	11	191	212	230	87	56	64
ec12	12	190	217	243	85	57	67

APÊNDICE C - Forças de ativação e desativação do fio contour niti .014"
registradas em cantilever

Extension (mm)	1 (cN)	2 (cN)	3 (cN)	4 (cN)	5 (cN)	7 (cN)	8 (cN)	9 (cN)	Médias (cN)
0,00	-1,0	-1,0	-3,0	-4,0	-4,0	0,0	-1,0	-2,0	-2,0
0,21	5,0	-2,0	-1,0	-4,0	-3,0	1,0	5,0	3,0	0,5
0,42	9,0	4,0	6,0	3,0	3,0	6,0	6,0	5,0	5,3
0,60	13,0	8,0	9,0	7,0	8,0	10,0	10,0	9,0	9,3
0,81	18,0	10,0	14,0	14,0	13,0	16,0	15,0	14,0	14,3
1,02	22,0	16,0	20,0	19,0	18,0	21,0	20,0	19,0	19,4
1,20	25,0	19,0	24,0	23,0	20,0	25,0	23,0	22,0	22,6
1,41	29,0	22,0	28,0	22,0	25,0	29,0	26,0	25,0	25,8
1,62	31,0	25,0	31,0	25,0	28,0	28,0	29,0	28,0	28,1
1,80	33,0	27,0	33,0	27,0	29,0	30,0	32,0	28,0	29,9
2,01	35,0	29,0	35,0	30,0	30,0	33,0	34,0	31,0	32,1
2,22	35,0	32,0	36,0	32,0	33,0	35,0	35,0	33,0	33,9
2,40	36,0	33,0	36,0	33,0	32,0	36,0	36,0	33,0	34,4
2,61	37,0	34,0	38,0	34,0	33,0	36,0	36,0	34,0	35,3
2,82	38,0	36,0	40,0	35,0	34,0	38,0	38,0	35,0	36,8
3,21	41,0	37,0	43,0	37,0	36,0	40,0	40,0	38,0	39,0
3,42	42,0	38,0	43,0	38,0	38,0	41,0	42,0	38,0	40,0
3,60	44,0	39,0	44,0	38,0	38,0	42,0	42,0	39,0	40,8
3,81	45,0	40,0	46,0	40,0	40,0	43,0	44,0	40,0	42,3
4,02	47,0	41,0	47,0	41,0	41,0	45,0	45,0	42,0	43,6
4,20	49,0	42,0	50,0	43,0	43,0	46,0	47,0	43,0	45,4
4,41	51,0	44,0	51,0	45,0	45,0	48,0	49,0	45,0	47,3
4,50	52,0	44,0	52,0	46,0	46,0	48,0	50,0	45,0	47,9
4,40	45,0	40,0	47,0	41,0	40,0	43,0	45,0	41,0	42,8
4,20	40,0	36,0	40,0	35,0	36,0	38,0	39,0	35,0	37,4
4,00	36,0	33,0	35,0	31,0	31,0	34,0	35,0	32,0	33,4
3,80	31,0	29,0	31,0	27,0	27,0	31,0	30,0	28,0	29,3
3,60	28,0	26,0	28,0	24,0	24,0	28,0	28,0	25,0	26,4
3,40	25,0	23,0	24,0	22,0	21,0	25,0	25,0	23,0	23,5
3,20	23,0	22,0	22,0	20,0	19,0	23,0	22,0	21,0	21,5
3,00	22,0	20,0	21,0	19,0	18,0	22,0	21,0	20,0	20,4
2,80	21,0	20,0	21,0	18,0	17,0	21,0	21,0	19,0	19,8
2,60	20,0	19,0	20,0	18,0	15,0	20,0	20,0	18,0	18,8
2,40	20,0	18,0	20,0	16,0	17,0	20,0	19,0	17,0	18,4
2,20	19,0	18,0	19,0	16,0	16,0	20,0	19,0	17,0	18,0
2,00	18,0	17,0	18,0	15,0	15,0	19,0	18,0	17,0	17,1
1,80	18,0	17,0	17,0	15,0	13,0	18,0	17,0	16,0	16,4
1,60	17,0	16,0	16,0	14,0	13,0	18,0	17,0	16,0	15,9
1,40	16,0	16,0	16,0	15,0	14,0	18,0	16,0	16,0	15,9
1,20	16,0	13,0	16,0	13,0	14,0	16,0	16,0	14,0	14,8
1,00	16,0	11,0	12,0	10,0	10,0	13,0	14,0	12,0	12,3
0,80	13,0	6,0	9,0	6,0	7,0	9,0	10,0	9,0	8,6
0,60	10,0	3,0	4,0	2,0	3,0	5,0	7,0	6,0	5,0
0,40	5,0	-1,0	0,0	-1,0	0,0	1,0	3,0	1,0	1,0
0,20	2,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,9
0,00	0,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-1,0	-1,0	-2,0	-2,3