MARIANA DE AGUIAR BULHÕES GALVÃO

**Avaliação da resistência ao deslocamento na sobreposição de fios de níquel e titânio
superelásticos termoativados em braquetes autoligáveis passivos**

Versão Corrigida

São Paulo

2014

MARIANA DE AGUIAR BULHÕES GALVÃO

**Avaliação da resistência ao deslocamento na sobreposição de fios de níquel e titânio
superelásticos termoativados em braquetes autoligáveis passivos**

Versão Corrigida

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

Orientadora: Profa. Dra. Gladys Cristina
Dominguez-Morea

São Paulo

2014

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

Galvão, Mariana de Aguiar Bulhões.

Avaliação da resistência ao deslocamento na sobreposição de fios de níquel e titânio superelásticos termoativados em braquetes autoligáveis passivos / Mariana de Aguiar Bulhões Galvão; orientadora Gladys Cristina Dominguez-Morea. -- São Paulo, 2014.

103 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

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

Versão Corrigida.

1. Fios ortodônticos. 2. Braquete ortodôntico. I. Dominguez-Morea, Gladys Cristina. II. Título.

Galvão MAB. Avaliação da resistência ao deslocamento na sobreposição de fios de níquel e titânio superelásticos termoativados em braquetes autoligáveis passivos. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em : / /2014

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

A Deus e a Santa Rita de Cássia

que estão sempre presentes no meu caminho, me protegendo e me guiando.

Aos meus queridos pais, Marco Aurélio e Ana Maria, pelo incentivo constante no meu desenvolvimento profissional e pessoal, pelo amor incondicional, por estarem sempre ao meu lado em todos os momentos da minha vida e por me ensinarem a buscar meus sonhos persistindo sempre. Obrigada pelas orações à distância e pelas palavras de força e carinho.

Amo-os demais.

Ao meu marido, Marcelo, homem admirável que me conquistou desde o primeiro olhar. Seu apoio, respeito, carinho e compreensão permitiram que este sonho se tornasse uma realidade.

Agradeço imensamente sua ajuda ao longo do curso e na elaboração e execução deste trabalho. É maravilhoso poder compartilhar a vida ao seu lado.

Eu te Amo.

À minha irmã, Tatiana que, juntamente com meu cunhado Luís, recebeu duas bênçãos de Deus, Maria Luísa e Maria Eduarda que fazem a nossa família cada vez mais feliz. Sua amizade e seu apoio são fundamentais na minha vida. Obrigada pelos conselhos tão sábios em momentos de desânimo. Amo vocês.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À minha Orientadora, Profa. Dra. Gladys Cristina Dominguez-Morea, a minha admiração pela senhora é interminável. Sua conduta ética e dedicação como professora e pesquisadora é um guia para todos que têm a oportunidade de estar ao seu lado. Obrigada por estar sempre disposta a ajudar, orientar e incentivar o meu crescimento profissional e pessoal.

Minha eterna gratidão pela confiança e amizade.

Ao Prof. Dr. André Tortamano, cuja orientação firme, segura e competente tornou possível este trabalho. Não tenho palavras para agradecer sua generosidade, paciência, disponibilidade e apoio. Sua tranquilidade e bom humor durante as discussões científicas motivaram meu desenvolvimento profissional. Foi um privilégio receber seus ensinamentos.

Muito obrigada.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. João Batista de Paiva, Professor Titular da Disciplina de Ortodontia da Universidade de São Paulo, pela oportunidade de cursar este conceituado programa de Doutorado e pelo convívio harmonioso.

Ao Prof. Dr. Júlio Vigorito, obrigada por ter me recebido na FO-USP e por ter me dado a oportunidade de estagiar no Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da Universidade de São Paulo.

Aos Professores Doutores da disciplina de Ortodontia da Universidade de São Paulo, Prof. Dr. João Batista de Paiva, Profa. Dra. Gladys Cristina Dominguez-Morea, Prof. Dr. André Tortamano, Profa. Dra. Lylian Kazumi Kanashiro, Prof. Dr. Jorge Abrão, Profa. Dra. Solange Mongelli de Fantini e Prof. Dr. José Rino Neto, pela amizade e pelo conhecimento científico compartilhado.

Ao Prof. Dr. Tiziano Baccetti (*in memorian*), exemplo de pesquisador e ser humano. Sua perda é irreparável, tanto para a Ortodontia quanto para aqueles que tiveram o prazer de ter convivido ao seu lado, mesmo que por pouco tempo. Jamais esquecerei a maneira carinhosa e respeitosa que fui recebida no Departamento de Ortodontia da Universidade de Florença, obrigada por ter me dado a oportunidade de vivenciar uma experiência científica fora do meu país.

Ao Prof. Dr. Matteo Camporesi, obrigada por ter me recebido na Universidade de Florença. Sua generosidade e paciência tornaram meus dias em Florença agradáveis e proveitosos. Seus ensinamentos foram fundamentais para que eu realizasse este trabalho. Grazie Mille.

À Profa. Dra. Lylian Kazumi Kanashiro, agradeço as palavras de incentivo e pela amizade. Obrigada por ter me permitido acompanhar o desenvolvimento de suas pesquisas científicas.

Ao Prof. Dr. Igor Studart Medeiros, pelas valiosas considerações durante a minha qualificação e por estar sempre disponível no Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Universidade de São Paulo para esclarecimentos científicos. Sua ajuda foi fundamental na compreensão deste trabalho. Muito Obrigada.

Aos Professores da disciplina de Ortodontia da Universidade de Pernambuco, Prof. Dr. Pedro Paulo da Costa Gondim, Prof. Dr. Lauro Soares Bezerra, Prof. Dr. Edvaldo de Melo Pinto, Prof. Dr. Marco Aurélio Medeiros, Profa. Dra. Priscila Prosini da Fonte, Prof. Dr. Roque Wagner e Profa. Dra. Sandra Cadena (*in memorian*) jamais esquecerei que a base de todo meu conhecimento ortodôntico foi obtida através de uma equipe empenhada em passar todos os ensinamentos possíveis para uma prática segura e eficiente da Ortodontia. Obrigada por terem me proporcionado condições de lutar e conseguir meu Doutorado tão longe da minha terra natal.

Ao Prof. Dr. Camillo Morea, seu profissionalismo, seriedade e incentivo à pesquisa é um exemplo para todos nós, obrigada por estar sempre disponível.

À Antônio Carlos Lascala, técnico do departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Universidade de São Paulo, sua ajuda foi essencial na concretização desta pesquisa, sempre disponível quando surgia qualquer problema e pronto a sugerir a melhor maneira de solucioná-los. Sua presença no momento da execução dos testes foi fundamental, pois sem ela este trabalho não poderia ter sido executado. Meu eterno agradecimento.

Ao técnico do departamento de Física, Walter, da Universidade de São Paulo, pela confecção criteriosa e cuidadosa do dispositivo utilizado nesta pesquisa.

À empresa Orthometric, que forneceu todos os fios de níquel e titânio superelásticos termoativados e os braquetes OrthoClip SLB[®] para a realização desta pesquisa.

À empresa 3M/Unitek, pelo fornecimento dos braquetes SmartClip SL3[®] utilizados nesta pesquisa.

Ao Prof. Dr. David Normando e ao Prof. Dr. Fausto Medeiros Mendes, pela disponibilidade e auxílio no entendimento das fases iniciais da análise estatística do trabalho.

À Profa. Mary Caroline Skelton-Macedo (Profa. Maine), pessoa amiga e carinhosa, sempre disponível a ajudar. Obrigada por nos ensinar a importância do Ensino à distância e de como oferecer esta ferramenta de maneira proveitosa.

À Profa. Vera Campos, da Universidade Estadual do Rio de Janeiro, minha querida Tia Vera, obrigada por ter me incentivado e apoiado na busca de meu Doutorado. Seus ensinamentos, orientações e sua amizade são muito importantes para mim.

Ao Prof. Coronel Rinaldo Ramos de Araújo, que me apoia desde os meus primeiros passos como docente na cidade de Recife, obrigada pela oportunidade que tenho de compartilhar a Ortodontia, por ter sempre acreditado em mim e pela amizade.

Aos meus amigos do curso de Doutorado: André Abrão, José Valladares, Luiz Marchi e Paulo Carvalho, não poderia desejar uma melhor turma que a nossa, que mesmo tendo, alguns, a existência da distância geográfica, a presença virtual esteve sempre presente, que possamos continuar nossa amizade e troca de saber. Obrigada pelo apoio constante.

À Pollyana Marques de Moura, minha amiga desde a época de meu Mestrado no Rio de Janeiro, grande incentivadora, seu exemplo de perseverança na busca de ideais foi um estímulo para mim.

À Julissa Janet Robles Ruíz, ex-aluna do Curso de Mestrado em Ortodontia, sua amizade foi um presente que recebi durante o curso. Amizade esta que se consolida, apesar da grande distância que nos separa.

À Thayse Guimarães, aluna do Doutorado em Biomateriais na FO-USP, pela essencial ajuda na obtenção das fotos com a lupa estereoscópica. Obrigada pela atenção, paciência e disponibilidade.

À Gilberto Villanova, aluno do Curso Pós-Doutorado em Ortodontia, por estar sempre disposto a discutir sobre a melhor forma de realizar os testes de tração.

Aos alunos e ex-alunos do Programa de Pós-Graduação da FO-USP: Julissa Janet Robles Ruíz, Simone Peixe, Tarcila Triviño, Daniella Ferreira, Fábio Vigorito, Ricardo Horliana, Fernando Penteado, Alael de Paiva Lino, Ana Cristina Haddad, Giselle Guimarães, Annelise Ribeiro, Maria Carolina Ballastreire, Lúcio Uchida, Michelle Sendyk e Edson Illipronti, agradeço a convivência amigável.

Às funcionárias da disciplina de Ortodontia da Universidade de São Paulo, Viviane Tkaczuk Passiano, Edina Lucia Brito de Souza e Marinalva Januária de Jesus, pela recepção sempre carinhosa no Departamento. Jamais esquecerei a alegria e o café de Nalvinha, a forma decidida e competente de resolver os problemas de Vivi, o companheirismo de Edina. A ajuda de todas vocês durante todo o tempo em que estive na FO-USP foi muito importante pra mim. Obrigada mesmo.

Aos funcionários da disciplina de Ortodontia da Universidade de São Paulo, Antônio Edilson Rodrigues e Ronaldo Carvalho pelo suporte durante o curso de Doutorado.

À Profa. Edircésia Campos, pelo carinho e atenção dedicados à correção ortográfica e gramatical do texto.

À bibliotecária, Glauci Elaine Damásio Fidelis pela disponibilidade e profissionalismo na revisão e adequação deste trabalho nas normas da FO-USP.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudo concedida.

“A ciência vive corrigindo-se a si mesma. Nela não existem ideias definitivas; cada conceito está sujeito aos desafios que representam as novas descobertas.”

Carl Sagan

RESUMO

Galvão MAB. Avaliação da resistência ao deslocamento na sobreposição de fios de níquel e titânio superelásticos termoativados em braquetes autoligáveis passivos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2014. Versão Corrigida.

Objetivos: O objetivo desta pesquisa foi comparar a resistência ao deslocamento de fios de níquel e titânio superelásticos termoativados sobrepostos, em braquetes ortodônticos metálicos autoligáveis passivos. **Material e Métodos:** Foram utilizadas três espessuras de fios de níquel e titânio superelásticos termoativados (NiTi-TA): 0,014” sobreposto ao 0,016” e 0,020” (FlexyNiTi Thermal - Orthometric, Marília, SP, BR), associados a dois tipos de braquetes metálicos autoligáveis passivos: SmartClip SL3® (3M Unitek, Monrovia, CA, EUA) e OrthoClip SLB® (Orthometric, Marília, SP, BR). Um dispositivo que continha 5 braquetes de cada tipo (do incisivo central superior direito ao 2º pré-molar superior direito) foi desenvolvido para realização dos testes. O braquete do canino foi colado em uma barra de aço inoxidável móvel que permitia alterar sua posição vertical, enquanto os demais braquetes foram colados a uma barra fixa de acrílico. As forças obtidas por meio do deslocamento vertical do braquete do canino de 0mm para 1,5mm, 3,0 mm, 4,5mm e 6,0 mm foram registradas. O ambiente de teste foi seco com temperatura controlada de $36,5^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$. Um total de 160 testes foi realizado na máquina de ensaios universal Instron. Os testes estatísticos de Shapiro-Wilk, teste t de Student não pareado e ANOVA com testes post-hoc de Tukey foram aplicados aos dados ($p < 0,05$). **Resultados:** A distribuição normal da amostra foi confirmada, e os testes paramétricos demonstraram que houve diferenças estatisticamente significativas no braquete SmartClip SL3® quando associados aos fios de NiTi-TA 0,020” e 0,014” sobreposto ao 0,016” nas alturas de 1,5mm ($p = 0,003$) e 6mm ($p < 0,0001$). Porém, não foram encontradas diferenças estatísticas nas alturas de 3mm ($p = 0,76$) e 4,5mm ($p = 0,09$). No braquete OrthoClip SLB® houve diferenças estatisticamente significativas entre os fios de NiTi-TA 0,020” e 0,014” sobreposto ao 0,016” em todas as alturas avaliadas ($p < 0,0001$). Na comparação entre os braquetes, quando associados ao fio 0,020” de NiTi-TA houve diferenças estatisticamente significativas na altura de 1,5mm; 3mm e 6mm ($p < 0,0001$). No entanto, na altura de 4,5mm as diferenças não foram significativas estatisticamente ($p = 0,32$). Quando associados aos fios de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos, as diferenças em todas as alturas avaliadas foram significativas estatisticamente (1,5mm - $p = 0,0006$; nas demais

alturas $p < 0,0001$). **Conclusão:** Nos braquetes SmartClip SL3[®], em desnivelamentos de 1,5mm, os fios de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos apresentaram menor resistência ao deslocamento, enquanto que na altura de 6mm a menor resistência foi obtida com o fio de NiTi-TA 0,020”. Nas demais alturas não houve diferenças estatísticas entre os fios. Para os braquetes OrthoClip SLB[®], os fios de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos apresentaram menor resistência ao deslocamento em todas as alturas avaliadas. Na comparação entre os dois tipos de braquetes, associados ao fio de NiTi-TA 0,020” na altura de 1,5mm, o braquete OrthoClip SLB[®] apresentou menor resistência ao deslocamento, ao passo que nas alturas de 3mm e 6mm foi o braquete SmartClip SL3[®]. Na altura de 4,5mm não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os dois braquetes avaliados.

Palavras-chave: Braquetes autoligáveis. Fios ortodônticos de níquel e titânio. Resistência friccional.

ABSTRACT

Galvão MAB. Assessment of the displacement resistance of overlapped heat-activated superelastic nickel titanium wires in passive self-ligating brackets [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2014. Versão Corrigida.

Objective: The objective of this research was to compare the displacement resistance of overlapped heat-activated superelastic nickel titanium wires, in passive self-ligating metallic brackets. **Material and Methods:** Three thicknesses of heat-activated superelastic nickel titanium wires (NiTi-TA) were used: 0.014" overlapped with 0.016" and 0.020" (FlexyNiTi Thermal - Orthometric, Marília, SP, BR), associated with two types of passive self-ligating metallic brackets: SmartClip SL3[®] (3M Unitek, Monrovia, CA, EUA) and OrthoClip SLB[®] (Orthometric, Marília, SP, BR). A device with 5 brackets of each type (from right central incisor to the second maxillary premolar) was developed for this research. The canine bracket was attached to a sliding stainless steel bar which allowed the alteration of its vertical position, while the remaining brackets were attached to a fixed acrylic bar. The forces generated by means of the canine bracket vertical displacement from 0mm to 1.5mm; 3.0mm; 4.5mm and 6.0mm were recorded. The test environment was dry with a controlled temperature of 36.5° C $\pm$ 1° C. A total of 160 tests were carried out in the Instron Testing Machine. The Shapiro-Wilk test, non-paired Student t-test and ANOVA with Tukey post hoc test were applied to the data ($p < 0.05$). **Results:** The normal distribution was confirmed, and the parametric tests showed that there were statistically significant differences in the SmartClip SL3[®] when associated with the NiTi-TA 0.020" and 0.014" wires overlapped to the 0.016" wire in the height of 1.5mm ($p = 0.003$) and 6mm ($p < 0.0001$). However, statistically significant differences were not found in the heights of 3mm ($p = 0.76$) and 4.5mm ($p = 0.09$). For the OrthoClip SLB[®] brackets, there were statistically significant differences between the NiTi-TA 0.020" and 0.014" wires overlapped with the 0.016" wire in all the heights assessed ($p < 0.0001$). In the comparison between the brackets when associated with the NiTi-TA 0.020" wire, there were statistically significant differences in the heights of 1.5mm, 3mm and 6mm ($p < 0.0001$). However, in the height of 4.5mm the differences were not statistically significant ($p = 0.32$). When associated with the overlapped NiTi-TA 0.014" and 0.016" wires, the differences in all assessed heights were statistically significant (1.5mm - $p = 0.0006$; other height - $p < 0.0001$). **Conclusion:** For the SmartClip SL3[®] brackets, with 1.5mm of

displacement, the overlapped NiTi-TA 0.014" and 0.016" wires showed less displacement resistance, while in the height of 6mm the least displacement resistance was found with the NiTi-TA 0.020". In the remaining heights, there were no statistically significant differences between the wires. For the OrthoClip SLB[®] brackets, the overlapped NiTi-TA 0.014" and 0.016" wires showed the least displacement resistance in all the assessed heights. In the comparison between the two types of brackets, associated with the NiTi-TA 0.020" wire, for the height of 1.5mm, the OrthoClip SLB[®] bracket showed less displacement resistance, while for the heights of 3mm and 6mm the SmartClip SL3[®] brackets showed less displacement resistance. For the height of 4.5mm there were no statistically significant differences found between the assessed brackets.

Keywords: Self-ligating brackets. Nickel titanium orthodontic wires. Frictional resistance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1a – Braquete Russel Lock®	27
Figura 2.1b - Braquete Edgelock®	27
Figura 2.2a - Braquete SPEED® com clipe fechado	27
Figura 2.2b - Braquete SPEED® com clipe aberto.....	27
Figura 2.3a - Braquete TIME® com clipe fechado.....	28
Figura 2.3b - Braquete TIME® com clipe aberto	28
Figura 2.4 - Braquete DAMON 2®	28
Figura 2.5 - Braquete In Ovation-R®	29
Figura 2.6a - Desenho esquemático do braquete SmartClip SL3®	29
Figura 2.6b – Braquete SmartClip SL3® do 2º pré-molar superior direito.....	29
Figura 2.7a – Braquete Time 3® e Figura 2.7b – Empower®	30
Figura 2.8 – Braquete EasyClip®	30
Figura 2.9a – Braquete Portia® e Figura 2.9b – Braquete SLI®	30
Figura 2.10a – Desenho esquemático do braquete OrthoClip SLB® , Figura 2.10b – Braquete OrthoClip SLB® do 2º pré-molar superior direito e Figura 2.10c – Desenho esquemático do Braquete Wave®	31

Figura 2.11 – Braquete BioClip®	31
Figura 2.12a – Braquete In-Ovation C®, Figura 2.12b- Braquete Clarity SL®, Figura 2.12c- Damon Clear®	34
Figura 2.13 – Curvas de carga e deformação em diferentes fios. Fonte: Miura et al. (1986) ...	38
Figura 2.14 - Direcionamento oclusal e cervical dos fios sobrepostos, preenchendo totalmente a canaleta do braquete nos sentidos horizontal e vertical. Fonte: Trevisi e Zanelato (2011)	43
Figura 2.15 – Desenho esquemático baseado no trabalho de Nikolai (1989) representando as forças existentes durante a ativação e desativação do fio. (Fa=Força de ativação, Ff=Força de fricção, Fn=Força normal e M=Momento)	45
Figura 2.16 - Exemplo da ligadura Slide® instalada em braquetes metálicos e cerâmicos. Fonte: Baccetti et al. (2008)	46
Figura 2.17 - Exemplo do Neo Clip® instalado em braquetes cerâmicos. Fonte: Camporesi et al. (2007)	47
Figura 4.1a – Dispositivo desenvolvido pela Universidade de Florença para testes de tração..	54
Figura 4.1b – Dispositivo desenvolvido pela Universidade de São Paulo para testes de tração.....	54
Figura 4.2 – Barra de acrílico horizontal com chanfro vertical na região central	55
Figura 4.3 – Barra de aço inoxidável vertical para colagem do braquete do canino	55
Figura 4.4 – Barra de aço inoxidável adaptada à barra de acrílico	56

Figura 4.5a – Barra de aço inoxidável com dispositivo na parte superior para ser acoplado na máquina de ensaios universal Instron	56
Figura 4.5b – Dispositivo de ensaios de tração com barra de aço inoxidável acoplada na máquina de ensaios universal Instron	56
Figura 4.6 – Adesivo Super Bonder [®] utilizado na colagem de todos os braquetes	64
Figura 4.7 – Braquete do canino colado na barra vertical de aço inoxidável e posicionado no chanfro da barra horizontal de acrílico.....	64
Figura 4.8 – Posicionamento dos braquetes no fio de aço inoxidável para colagem.....	65
Figura 4.9 – Braquetes colados nas barras de acrílico e de aço inoxidável.....	66
Figura 4.10 – Estufa posicionada em volta da máquina de ensaios universal Instron.....	67
Figura 4.11 – Vista interna da estufa com o dispositivo de tração adaptado	67
Figura 4.12 – Software da máquina de ensaios universal Instron Bluehill 2 [®]	70
Figura 6.1 – Imagem do braquete do incisivo lateral superior direito OrthoClip SLB [®] na lupa estereoscópica	86
Figura 6.2 – Vista frontal dos braquetes OrthoClip SLB [®] de 2 ° pré-molar, 1° pré-molar, canino, incisivo lateral e incisivo central da arcada superior direita, alinhados a um fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025”	86
Figura 6.3 – Vista frontal dos braquetes SmartClip SL3 [®] de 2 ° pré-molar, 1° pré-molar, canino, incisivo lateral e incisivo central da arcada superior direita, alinhados a um fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025”	86

- Figura 6.4 – Vista frontal dos braquetes do canino superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], alinhados por um fio de aço inoxidável 0,019” x 0,025” 87
- Figura 6.5 – Vista inferior dos braquetes do canino superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], alinhados por um fio de aço inoxidável 0,019” x 0,025” 87
- Figura 6.6 – Vista inferior dos braquetes de incisivo lateral superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], alinhados a um fio de aço inoxidável 0,019” x 0,025” 88
- Figura 6.7 – Vista da lateral distal dos braquetes do canino superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®] e de uma régua milimetrada 88
- Figura 6.8 – Vista da lateral distal do braquete do canino superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®] com fio de NiTi-TA 0,020”89
- Figura 6.9 – Vista da lateral distal do braquete do canino superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®] com fio de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos89

LISTA DE QUADROS

- Quadro 5.1 – Resumo dos resultados obtidos na comparação entre os fios 0,020” de NiTi-TA com a sobreposição dos fios 0,014” ao 0,016” de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3[®] (Menor = menor resistência ao deslocamento)82
- Quadro 5.2 – Resumo dos resultados obtidos na comparação entre os fios 0,020” de NiTi-TA com a sobreposição dos fios 0,014” ao 0,016” de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB[®] (Menor = menor resistência ao deslocamento).....82
- Quadro 5.3 – Resumo dos resultados obtidos na comparação entre os braquetes SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], associados aos fios 0,020” de NiTi-TA e aos fios sobrepostos 0,014” e 0,016” de NiTi-TA (Menor = menor resistência ao deslocamento).....82

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 4.1 – Exemplo de gráfico apresentando curvas de ativação e desativação do fio 0,020” de NiTi-TA com elevação vertical de 6mm em braquetes OrthoClip SLB®59
- Gráfico 4.2 – Comportamento do fio de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos, submetidos a 10 testes consecutivos na altura de 6 milímetros em braquetes SmartClip SL3®.63
- Gráfico 5.1 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3® a 1,5mm.73
- Gráfico 5.2 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3® a 3mm....74
- Gráfico 5.3 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3® a 4,5mm.74
- Gráfico 5.4 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3® a 6mm....75
- Gráfico 5.5 – Histograma da diferença entre as médias em relação à altura (1- altura 1,5mm; 2 - altura de 3mm; 3- altura de 4,5mm e 4 - altura de 6mm).....75
- Gráfico 5.6 – Boxplots da variável altura, em braquetes SmartClip SL3® associados ao fio 0,020” de NiTi-TA.....75
- Gráfico 5.7 – Histograma da diferença entre as médias em relação à altura (1- altura 1,5mm; 2 - altura de 3mm; 3 - altura de 4,5mm e 4 - altura de 6mm).....76
- Gráfico 5.8 – Boxplots da variável altura, em braquetes SmartClip SL3® associados aos fios 0,016” e 0,014” sobrepostos de NiTi-TA.....76
- Gráfico 5.9 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB® a 1,5mm 77
- Gráfico 5.10 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB® a 3mm .77

Gráfico 5.11 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB a 4,5mm	78
Gráfico 5.12 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB a 6mm....	78
Gráfico 5.13 – Histograma da diferença entre as médias em relação à altura (1- altura 1,5mm; 2 – altura de 3mm; 3-altura de 4,5mm e 4 - altura de 6mm)	79
Gráfico 5.14 – Boxplots da variável altura, em braquetes OrthoClip SLB associado ao fio 0,020” de NiTi-TA	79
Gráfico 5.15 – Histograma da diferença entre as médias em relação à altura (1-altura 1,5mm; 2-altura de 3mm; 3-altura de 4,5mm e 4-altura de 6mm)	79
Gráfico 5.16 – Boxplots da variável altura, em braquetes OrthoClip SLB [®] associado aos fios 0,016” e 0,014” sobrepostos de NiTi-TA.....	79
Gráfico 5.17 – Boxplots da variável braquetes ortodônticos (SmartClip SL3 [®] e OrthoClip SLB [®]) associado ao fio 0,020” de NiTi-TA, em diferentes alturas do braquete do canino	80
Gráfico 5.18 – Boxplots da variável braquetes ortodônticos (SmartClip SL3 [®] e OrthoClip SLB [®]) na sobreposição dos fios 0,016” e 0,014” de NiTi-TA, em diferentes alturas do braquete do canino	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Resumo da quantidade de testes realizados por tipo de braquete e fio ortodôntico (mm=distância em milímetros e ”=polegadas)	58
Tabela 4.2 – Resumo da quantidade de testes realizados por tempo em segundos, por tipo de braquete e fio ortodôntico (seg=segundos, mm=distância em milímetros e ”=polegadas).....	60
Tabela 4.3 – Resumo da quantidade de testes realizados por tipo de braquete e fio ortodôntico (mm=distância em milímetros e ”=polegadas)	62
Tabela 5.1 – Resultados do teste de normalidade da amostra	71
Tabela 5.2 – Valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos do braquete SmartClip SL3 [®] , utilizando o fio de NiTi-TA 0,020”, em todas as alturas avaliadas.	72
Tabela 5.3 – Valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos do braquete SmartClip SL3 [®] , utilizando o fio de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos, em todas as alturas avaliadas.	72
Tabela 5.4 – Valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos do braquete OrthoClip SLB [®] , utilizando o fio de NiTi-TA 0,020”, em todas as alturas avaliadas.	72
Tabela 5.5 – Valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos do braquete OrthoClip SLB [®] , utilizando o fio de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos, em todas as alturas avaliadas	72

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

”	Polegadas
°	Graus
°C	Graus Celsius
°INPM	Grau de INPM - quantidade em gramas de álcool absoluto contida em 100 gramas de mistura hidro alcoólica.
%	Porcentagem
cm	Centímetros
mm	Milímetros
s	Segundos
mmHg	Milímetro de mercúrio equivalente a 133,322 Pa
N	Newton
g	Grama
p	Nível de significância do teste estatístico
NiTi	Níquel e titânio
NiTi-TA	Níquel e titânio superelástico termoativado
β-Ti/TMA	Fio de beta titânio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	25
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	27
2.1 Braquetes autoligáveis.....	27
2.2 Braquetes autoligáveis estéticos	32
2.3 Alinhamento e nivelamento ortodôntico com fios de níquel e titânio	34
2.4 Fricção	43
3 PROPOSIÇÃO.....	52
4 MATERIAL E MÉTODOS	53
4.1 Material	53
4.1.1 Amostra	53
4.2 Métodos	54
4.2.1 Dispositivo para Testes de Tração	54
4.2.2 Testes preliminares.....	57
4.2.3 Verificação do tempo de espera antes do início da desativação do fio.....	58
4.2.4 Utilização de novos fios versus mesmo fio a cada 10 testes.....	61
4.2.5 Procedimentos realizados para colagem dos braquetes	64
4.2.6 Ambiente de teste.....	66
4.2.7 Teste de resistência ao deslocamento	67
4.2.8 Análise estatística.....	70
5. RESULTADOS	71
5.1 Teste de normalidade	71
5.2 Análise descritiva	71
5.3 Análise estatística das diferenças entre o fio 0,020” de NiTi-TA e os fios 0,014” e 0,016” sobrepostos, associados ao braquete SmartClip SL3®	73
5.4 Análise estatística das diferenças entre o fio 0,020” de NiTi-TA e os fios 0,014” e 0,016” sobrepostos, associados ao braquete OrthoClip SLB®	76
5.5 Análise estatística das diferenças entre os braquetes SmartClip SL3® e OrthoClip SLB®	80
5.6 Síntese dos resultados obtidos	82

6 DISCUSSÃO	83
6.1 Metodologia	83
6.2 Resultados	85
6.3 Limitações do Presente Estudo	91
6.4 Relevância do Estudo, Relevância Clínica e Perspectivas Futuras	922
7 CONCLUSÕES.....	93
REFERÊNCIAS.....	94

1 INTRODUÇÃO

A eficiência da mecânica ortodôntica é uma das principais metas da ortodontia moderna, e o equilíbrio entre a escolha dos braquetes, seu posicionamento, escolha do fio ortodôntico e níveis de força é fundamental para atingir este objetivo.

Os braquetes autoligáveis, ou seja, braquetes que não necessitam de ligaduras elásticas ou metálicas para reterem o fio ortodôntico em suas canaletas, foram descritos desde 1935, e ao longo dos anos diversos aparelhos surgiram com o mesmo princípio da utilização de um clipe que permite a manutenção do fio ortodôntico no interior da canaleta do braquete.

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, consegue reter, com folga, o fio no interior de sua canaleta. O termo ativo refere-se ao braquete cujo clipe exerce uma força sobre o fio ortodôntico a partir de um certo diâmetro do fio.

Inicialmente, o objetivo no uso de braquetes autoligáveis durante o tratamento ortodôntico era a diminuição da fricção entre o braquete e o fio ortodôntico, pela ausência de ligaduras elásticas ou metálicas, obtendo-se assim, forças mais leves, fisiológicas e compatíveis com a movimentação ortodôntica.

Com o passar do tempo, várias vantagens foram atribuídas aos braquetes autoligáveis sobre os braquetes convencionais como: menor tempo de tratamento, menor necessidade de extrações durante o tratamento, menor fricção, menor inclinação dos dentes anteriores, grande expansão dos arcos dentários, menor tempo de atendimento clínico e maior intervalo entre as consultas.

Atualmente, a grande vantagem dos braquetes autoligáveis está associada ao menor tempo de atendimento clínico e à diminuição da fricção com o uso de fios redondos.

A redução da fricção é especialmente importante no início do tratamento ortodôntico, quando geralmente são empregados fios ortodônticos de níquel e titânio que geram forças de baixa magnitude. Estas forças devem primeiramente vencer o atrito, e a fração remanescente desta força irá promover a movimentação dentária.

Segundo os ortodontistas Trevisi e Zanelato (2011) na fase de alinhamento e nivelamento dentários, os braquetes autoligáveis apresentam algumas desvantagens no controle das rotações dentárias, se comparados aos braquetes convencionais, devido à

passividade deste sistema. Com o objetivo de diminuir estas desvantagens, sugerem o uso concomitante dos fios 0,014” e 0,016” de níquel e titânio.

O uso simultâneo desses dois fios propiciaria o total preenchimento da canaleta do braquete autoligável, facilitando, assim, a correção das rotações dentárias, angulações e nivelamento das canaletas dos braquetes.

Devido à ausência na literatura de trabalhos que avalie a fricção na sobreposição de fios ortodônticos em braquetes autoligáveis, seria válido realizar uma pesquisa sobre o comportamento destes fios durante a mecânica ortodôntica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Braquetes autoligáveis

Os Braquetes autoligáveis são braquetes que possuem um dispositivo capaz de reter o fio ortodôntico em sua canaleta dispensando o uso de ligaduras elásticas ou metálicas.

Embora o primeiro braquete autoligável tenha sido descrito em 1935, chamado de Russel Lock[®] (Stolzemberg, 1935), o primeiro braquete com algum êxito comercial só surgiu algumas décadas depois, em 1972. Neste ano foi desenvolvido por Widman, nos Estados Unidos, o Edgelock[®] (Ormco, Glendora, CA, EUA), um braquete metálico arredondado com um clipe deslizante na região anterior superior que mantinha sem pressão o fio ortodôntico. Este braquete é considerado o primeiro sistema passivo de braquete autoligável (Figuras 2.1a e 2.1b), (Berger, 1994; Harradine, 2001; Harradine, 2003; Harradine, 2008).

Figura 2.1a – Braquete Russel Lock[®]. Figura 2.1b - Braquete Edgelock[®]

Em 1980, Hanson apresentou, no Canadá, um novo tipo de braquete Edgewise chamado SPEED[®] (Strite Industries Ltd., Canadá). A abertura e fechamento deste braquete realiza-se por meio de um clipe flexível que comprime o fio ortodôntico na canaleta do braquete e, por isso, é considerado o primeiro braquete autoligável ativo (Figuras 2.2a e 2.2b), (Berger, 1994; Berger, 2000; Garino; Favero, 2003).

Figura 2.2a - Braquete SPEED[®] com clipe fechado e Figura 2.2b - Braquete SPEED[®] com clipe aberto

No ano de 1994, foi lançado na Áustria um novo sistema de braquetes autoligáveis chamado TIME[®], criado por Heiser da empresa Adenta (GmbH, Gliching, Alemanha). Esse braquete tinha uma aparência similar ao SPEED[®] por possuir cliques ativos na sua constituição (Berger, 2000; Harradine, 2001; Garino; Favero, 2003; Harradine 2003; Harradine 2008). Alguns anos mais tarde, a empresa American Orthodontics (Sheboygan, Wisconsin, EUA) desenvolveu o TIME 2[®], que possuía algumas modificações no clipe de abertura e fechamento do braquete (Figuras 2.3a e 2.3b).

Figura 2.3a - Braquete TIME[®] com clipe fechado e Figura 2.3b - Braquete TIME[®] com clipe aberto

Dois anos depois, em 1996, surgiu nos Estados Unidos, idealizado pelo ortodontista Damon, um sistema autoligável de braquetes passivos que continham um clipe deslizante, chamado DAMON SL[®], produzido pela empresa “A” Company (San Diego, Califórnia, EUA). Em 2000, Damon refinou seu sistema, criando o DAMON 2[®] (Figura 2.4). O diferencial deste braquete é que ele possui aletas para ligaduras elásticas ou metálicas como os braquetes convencionais, ou seja, não autoligáveis (Damon, 1998; Berger, 2000; Harradine, 2001; Garino; Favero, 2003; Harradine, 2003; Harradine, 2008).

Figura 2.4 - Braquete DAMON 2[®]

No ano de 2000, um novo sistema proposto por Parkin na Inglaterra tornou disponível os braquetes In-Ovation[®], comercializados pela empresa GAC (Nova York, EUA). Seu sistema de abertura e fechamento era realizado por um clipe ativo. Em 2002, o diâmetro dos braquetes dos dentes anteriores foi reduzido e introduzido no mercado com o nome de In-Ovation R[®] (Figura 2.5), (Parkin, 2005; Harradine, 2008).

Figura 2.5 - Braquete In Ovation-R®

A empresa 3M Unitek (Monrovia, Califórnia, EUA), no ano de 2004, desenvolveu o sistema de braquetes autoligáveis chamado SmartClip® (Figuras 2.6a e 2.6b). Esses braquetes mantiveram o design do braquete metálico Mini-Twin® (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA) e foram anexados dois cliques passivos, de níquel e titânio, nas laterais das aletas mesial e distal do braquete para reter o fio ortodôntico (Trevisi, 2007; Harradine, 2008).

O SmartClip® apresenta-se com o formato romboide e com ângulo inserido em sua forma, o que favorece o seu posicionamento, pois o ortodontista pode usar as bordas incisais, laterais e o eixo vestibular como referência durante o posicionamento do braquete na face vestibular dos dentes (Harradine, 2008).

A grande inovação deste sistema foi descartar o uso do clipe na região anterior do braquete e posicioná-lo nas laterais dos braquetes. Quando pressionados pelo fio ortodôntico, os cliques de níquel e titânio se abrem, permitindo a inserção ou remoção do fio. Como apresenta dois cliques é possível inserir o fio ortodôntico em apenas um dos cliques em dentes severamente desalinhados (Trevisi; Bergstrand, 2008).

Neste braquete, o diâmetro entre o clipe e o fundo de sua canaleta é de 0,0275” com exceção dos incisivos inferiores que apresentam 0,0270”. Esta diferença tem como objetivo favorecer o controle de rotação dos incisivos inferiores (Trevisi, 2007).

Figura 2.6a - Desenho esquemático do braquete SmartClip SL3® e Figura 2.6b – Braquete SmartClip SL3® do 2º pré-molar superior direito

Em 2007, o braquete Time 3[®] da empresa American Orthodontics (Sheboygan, Wisconsin, EUA) foi apresentado à comunidade ortodôntica, e em 2010 ele começou a ser substituído pelo Empower[®] (Figuras 2.7^a e 2.7b).

Figura 2.7a – Braquete Time 3[®] e Figura 2.7b – Empower[®]

No Brasil, em 2007, foi comercializado o primeiro braquete autoligável passivo produzido no país (Figura 2.8), chamado de EasyClip[®] da empresa Brasileira Aditek (Cravinhos, São Paulo, Brasil).

Figura 2.8 – Braquete EasyClip[®]

Em 2011, a empresa Brasileira Abzil (Campinas, São Paulo Brasil) lança no mercado seu primeiro braquete autoligável, o Portia[®], um braquete passivo. Em 2012, a empresa Brasileira Morelli (Sorocaba, São Paulo, Brasil) também inicia a produção de braquetes autoligáveis e desenvolve o braquete SLI[®] como o primeiro braquete brasileiro ativo a ser comercializado (Figuras 2.9a e 2.9b).

Figura 2.9a – Braquete Portia[®] e Figura 2.9b – Braquete SLI[®]

A empresa Brasileira Orthometric (Marília, São Paulo, Brasil) inicia, em 2012, a comercialização do braquete passivo OrthoClip SLB[®] com cliques nas laterais de suas aletas

(Figuras 2.10a, 2.10b) e no final de 2013 realiza algumas modificações no OrthoClip SLB® e inicia a venda no início de 2014 do braquete Wave® (Figura 2.10c), cuja diferença entre o OrthoClip SLB® consiste na transformação da própria aleta do braquete em clipe.

Figura 2.10a – Desenho esquemático do braquete OrthoClip SLB®, Figura 2.10b – Braquete OrthoClip SLB® do 2º pré-molar superior direito e Figura 2.10c – Desenho esquemático do Braquete Wave®.

Em 2013, a empresa Aditek apresenta o braquete BioClip® (Figura 2.11). Um braquete autoligável ativo que é vendido de forma híbrida, isto é, com canaleta 0,018” nos dentes anteriores e 0,022” nos posteriores. A empresa também permite a venda de braquetes ativos (BioClip®) para a região anterior da arcada e com braquetes passivos (EasyClip®) para a região posterior.

Figura 2.11 – Braquete BioClip®

Podemos perceber uma tendência no mercado de aparelhos ortodônticos onde quase todos os fabricantes de braquetes desenvolveram, ou estão desenvolvendo e comercializando seus sistemas.

Diversos tipos de braquetes autoligáveis foram idealizados com variações de forma, tamanho, mecânica e material. Entretanto, apesar de sua considerável capacidade de diminuição do atrito, estes braquetes nunca se difundiram de maneira permanente no cotidiano ortodôntico (Henao; Kusy, 2004; Harradine, 2008). O alto custo e a inicial

fragilidade apresentada por este sistema foram os principais responsáveis pela não ratificação do mesmo (Sims et al., 1993; Thomas et al., 1998).

Após o ano de 2000, com o surgimento de braquetes autoligáveis de menores dimensões, maior robustez e praticidade de manipulação, estes aparelhos tornaram-se interessantes ao uso clínico diário do ortodontista.

Nesta mesma época, um maior apelo à estética foi observado por parte dos pacientes, redirecionando a uma nova tendência de braquetes autoligáveis estéticos (Fernandes et al., 2008).

2.2 Braquetes autoligáveis estéticos

De 1986 a 1990, a utilização pelos ortodontistas Americanos dos braquetes cerâmicos aumentou, em média, de 5,6% para 88,2%, enquanto que o uso dos braquetes de policarbonato diminuiu de 57,6% para 24,3% (Gottlieb et al., 1991).

Essa ocorrência pode ser explicada pelo fato de os braquetes de policarbonato terem apresentado um histórico de resultados precários provenientes de suas propriedades físicas e mecânicas: baixa resistência à deformação, o que dificultava a incorporação de torque na movimentação dentária (Rains et al., 1977) e baixa resistência à pigmentação, que compromete a estética (Birnie, 1990; Feldner et al., 1994; Sinha; Nanda, 1997; Proffit; Fields Jr., 2002).

Os braquetes cerâmicos, por serem inertes à deformação e à pigmentação, surgiram como substitutos ideais dos braquetes de policarbonato (Birnie, 1990; Feldner et al., 1994; Sinha; Nanda, 1997; Thorstenson; Kusy, 2003; Sinha; Nanda, 2004).

Os braquetes cerâmicos são compostos de 99,9% de óxido de alumina (Kusy, 1988; Swartz, 1988; Karamouzos; Athanasiou; Papadopoulos et al., 1997). Eles apresentam resistência à pigmentação (Sinha; Nanda, 2004) e à deformação (Goldstein et al., 1989; Feldner et al., 1994), mas em contrapartida apresentam um alto coeficiente de atrito entre a canaleta cerâmica e o fio ortodôntico metálico, o qual pode interferir na mecânica durante o tratamento ortodôntico (Ghafari, 1992; Keith et al., 1993; Tanne et al., 1994; Karamouzos et al., 1997; Nishio et al., 2004; Voudouris et al., 2010).

Com o propósito de aumentar a resistência à fratura dos braquetes cerâmicos e de diminuir a fricção superficial entre a canaleta cerâmica e o fio ortodôntico, foram

incorporados aos braquetes cerâmicos canaletas de aço inoxidável ou ouro (Karamouzos et al., 1997; Kusy; Whitley, 2001).

Também nos braquetes de policarbonato foram inseridas em sua estrutura partículas de cerâmica, fibras de vidro e canaleta de aço inoxidável. A incorporação de partículas teria como objetivo reduzir a pigmentação dos braquetes e reforçar a estrutura do policarbonato; enquanto a canaleta de metal deveria prevenir a distorção durante a aplicação de torque e reduzir a fricção entre o braquete e o fio ortodôntico. Sem estas alterações, aproximadamente 12% a 15% do torque é perdido, devido à deformação do braquete de policarbonato, tornando necessária a inserção de uma força inicial de torque superior à ideal (Feldner et al., 1994; Proffit; Fields Jr., 2002; Sadat-Khonsari et al., 2004).

Em 2001, os primeiros braquetes autoligáveis estéticos foram confeccionados com o objetivo de combinar a baixa resistência friccional dos aparelhos autoligáveis e a aparência estética dos aparelhos em policarbonato e cerâmica (Reicheneder et al., 2007). Neste mesmo ano começou a comercialização do braquete Oyster[®] (Gestenco, Gothenburg, Suécia) desenvolvido em policarbonato associado à fibra de vidro.

No ano de 2004, foi desenvolvido o sistema Damon 3[®] (Ormco, Glendora, Califórnia, EUA) também em policarbonato com fibras de vidro e o braquete Opal[®] (Ultradent Products, Utah, EUA) em policarbonato, porém com incrementos cerâmicos (Harradine, 2008).

A modificação das matrizes do material de policarbonato garantiu maior resistência, estabilidade e menor suscetibilidade ao manchamento, características presentes nos braquetes de policarbonato (Nishio et al., 2004).

A empresa GAC (Nova York, EUA) inicia a comercialização, em 2006, do primeiro modelo de braquetes autoligáveis translúcidos não confeccionados em policarbonato, o In-Ovation C[®]. Estes braquetes são confeccionados em cerâmica policristalina, e seus cliques em ródio (Fernandes et al., 2008), (Figura 2.12a).

Posteriormente, em 2007, foram adicionados nas laterais do braquete cerâmico policristalino Clarity[®], da empresa 3M Unitek (Monrovia, Califórnia, EUA), ganchos de níquel e titânio, transformando este braquete em um sistema autoligável passivo, chamado Clarity SL[®] (Figura 2.12b).

Em 2010, foi desenvolvido o Damon Clear[®] da Ormco (Glendora, Califórnia, EUA) apenas para os dentes anteriores superiores (Figura 2.12c). Em 2014, está previsto o lançamento do Damon Clear2[®], disponível para todos os dentes superiores e apenas para os dentes anteriores inferiores.

Figura 2.12a – Braquete In-Ovation C®, Figura 2.12b- Braquete Clarity SL®, Figura 2.12c- Damon Clear®

2.3 Alinhamento e nivelamento ortodôntico com fios de níquel e titânio

O alinhamento e nivelamento dos dentes é a fase inicial do tratamento ortodôntico e tem como objetivo posicionar corretamente as coroas dentárias no plano horizontal e vertical, corrigindo a linha de oclusão, giro-versões e inclinações dentárias (Martins et al., 1996).

A fase de nivelamento corresponde à finalização das correções das rotações e das angulações. Nesta fase se estabelece o nivelamento das canaletas dos braquetes (Trevisi; Zanelato, 2011).

A fase de alinhamento e nivelamento estará finalizada quando a canaleta do braquete for totalmente preenchida no sentido horizontal (Trevisi, Zanelato, 2011).

A realização de movimentos descontrolados durante a fase inicial do tratamento, que levam à perda de ancoragem e à desestabilização dos dentes anteriores, pode comprometer o sucesso do tratamento ortodôntico. Portanto, torna-se imprescindível o correto planejamento dos movimentos dentários desde o início da correção da má oclusão (Moresca et al., 2011).

Para alteração do posicionamento dentário, é necessária a utilização de forças compatíveis com a vitalidade do ligamento periodontal. Este ocupa um espaço de 0,5mm entre a parede do alvéolo e o cemento, sendo constituídos principalmente por fibras colágenas entremeadas por vasos sanguíneos, elementos celulares, terminações nervosas e fluido intersticial (Ferreira, 1998).

Os estudos clássicos de Schwarz (1932) e Oppenheim (1942, 1944) estabeleceram o conceito de força ótima ou ideal na ortodontia como uma força leve, contínua, capaz de comprimir os vasos capilares sem causar necrose tecidual, promovendo reabsorções das paredes alveolares (reabsorção frontal) sem promover a reabsorção radicular. Forças menores

que a ideal não teriam nenhuma reação no ligamento periodontal; portanto, não existindo movimentação, enquanto que forças superiores poderiam causar necrose celular, atrasando a movimentação dentária (reabsorção à distância).

A força ótima, segundo Schwartz (1932), seria equivalente a uma força não superior à pressão existente nos capilares sanguíneos, ou seja, de 15 a 20 mmHg que correspondente à 20 a 26 g/cm² de superfície radicular.

Segundo Oppenheim (1942, 1944), forças leves devem ser utilizadas permitindo frequentes períodos de repouso e após o início da movimentação dentária, ela deve ser contínua e na mesma direção inicial. Assim sendo, as injúrias que irão ocorrer serão menores melhorando o resultado final do tratamento ortodôntico.

Em 1974, Burstone definiu força ótima como aquela que proporciona uma movimentação dentária rápida e sem desconforto para o paciente, sem dano tecidual, sem perda óssea ou reabsorção radicular. A força ótima promove a reabsorção das paredes alveolares propiciando, assim, uma reabsorção frontal considerada mais fisiológica.

Moyers (1991) relata em seu livro a força ótima como uma força que dá início à máxima resposta do tecido, sem dor ou reabsorção da raiz e que mantém a saúde dos ligamentos periodontais durante todo movimento do dente. Segundo ele, a proporção do movimento do dente é determinada por inúmeras variáveis como os efeitos da oclusão e da intercuspidação, a área da superfície do dente e a direção do movimento.

Ren et al. (2003) realizaram uma revisão sistemática sobre a magnitude ideal da força para o movimento ortodôntico. Avaliaram a literatura por meio do Medline desde 1966 até 2001 encontrando poucos estudos em humanos, sendo a maioria dos trabalhos em animais de diferentes espécies como ratos, coelhos, macacos e porcos. Além da variedade de espécies estudadas, havia ainda diferenças quanto ao dente, direção da movimentação ortodôntica, duração do período do estudo e da magnitude da força aplicada. Os autores concluíram que pela grande variação nas informações encontradas, não é possível estabelecer, com base na literatura utilizada, uma força ideal para a movimentação ortodôntica e nem correlacionar a magnitude da força com a resposta ortodôntica clínica.

No passado utilizavam-se na fase de alinhamento e nivelamento ortodôntico fios de aço inoxidável de secção circular com calibre pequeno como 0,012", alterando por fios progressivamente maiores até 0,020" de diâmetro, preenchendo grande parte da canaleta do braquete 0,022" x 0,028" (Martins et al., 1996).

Até a década de 70, o aço inoxidável foi o material mais utilizado no mercado de acessórios ortodônticos. No entanto, com o desenvolvimento das indústrias aeroespaciais e

químicas tornou-se possível a utilização de diferentes ligas metálicas para a ortodontia (Andreasen; Morrow, 1978).

A composição média do aço inoxidável (liga metálica) ainda utilizado na ortodontia é de aproximadamente 74% de ferro; 18% de cromo; 8% de níquel; 0,08 a 0,15% de carbono. Porém, é através da porcentagem de cromo e níquel que se define o nome do aço inoxidável, como por exemplo, aço inoxidável 18-8 (Phillip, 1993).

Atualmente, os fios de níquel e titânio são os fios de escolha para as fases iniciais de tratamento ortodôntico, devido à sua alta elasticidade associada ao efeito memória de forma que tornam mais fácil e rápido o alinhamento e nivelamento dentário (Gurgel et al., 2001; Lombardo et al., 2013). Esta liga apresenta apenas 30% da rigidez do aço inoxidável comparando-se fios de mesma espessura (Gurgel et al., 2001).

A liga metálica de níquel e titânio surgiu na década de 60, mais precisamente em 1963, desenvolvida por Willian Buehler, no Laboratório Naval Americano, em Maryland. Esta liga apresentava uma proporção de 55% de níquel e 45% de titânio e passou a ser chamada de Nitinol, sigla originada das iniciais das palavras: Nickel Titanium Naval Ordenance Laboratory (Bishara et al., 1995; Andreasen; Morrow, 1978).

Na década de 90, os fios de níquel e titânio com adição de cobre (CuNiTi) surgiram no mercado. Os mesmos são compostos, basicamente, por níquel, titânio, cobre e cromo. Devido à incorporação de cobre, apresentam propriedades termoativas e permitem a obtenção de um sistema ótimo de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário. Estes fios foram introduzidos no mercado pela Ormco Corporation com três temperaturas de transição (27°C, 35°C e 40°C), possibilitando aos clínicos a quantificação e aplicação de níveis de carga, adequados aos objetivos do tratamento ortodôntico (Quintão; Brunharo, 2009).

Em um metal, os átomos se encontram em posições ordenadas e definidas formando uma grade chamada de rede cristalina, composta por diversas células unitárias. As propriedades mecânicas de um material, como dureza, resistência mecânica e ductilidade são consequências do seu arranjo cristalino, ou seja, de sua rede ou fase cristalina.

Numa liga de NiTi (de níquel e titânio) existem duas fases cristalinas, presentes de acordo com a temperatura utilizada no momento da fabricação do fio: martensítica ou austenítica. Dependendo do processo de fabricação, o fio apresentará uma ou outra fase cristalina. Se o fio for confeccionado a frio, resultará em uma liga de NiTi martensítica estável, caso a fabricação seja sob altas temperaturas, uma propriedade peculiar será incorporada, pois o fio apresentará inicialmente a fase austenítica; porém, com capacidade de

transformação martensítica (Miura et al., 1986; Gurgel et al., 2001; Hemingway et al., 2001; Garrec; Jordan, 2004; Garrec et al., 2005).

A modificação na rede cristalina das ligas de níquel e titânio pode ocorrer por indução mecânica ou térmica, isto é, por alterações na tensão e/ou temperatura do fio. A fase martensítica possui estrutura hexagonal compacta e é a forma menos rígida da liga, ao passo que a fase austenítica, forma mais rígida da liga, possui estrutura cúbica de corpo centrado. Portanto, nos arcos superelásticos a rigidez não é constante, uma vez que ela varia em função da estrutura cristalina vigente (Miura et al., 1986, Gurgel et al., 2001; Hemingway et al., 2001; Garrec; Jordan, 2004; Garrec et al., 2005).

A fase martensítica dos fios superelásticos é instável na ausência ou diminuição de força ou calor. Assim sendo, ao cessar a compressão do fio, o processo se inverte, com transformação martensítica para austenítica. Este processo de transformação e reversão, combinando tensão e temperatura, confere ao fio o efeito memória de forma. Estas características dão capacidade a estes fios de produzirem forças leves e contínuas mesmo com grandes níveis de deflexão (Miura et al., 1986; Gurgel et al., 2001; Garrec; Jordan, 2004; Garrec et al., 2005; Bartzela et al., 2007).

A liga de NiTi pode ser dividida em dois tipos: liga convencional ou estável, que não aceita mudança de fase apresentando-se sempre na fase martensítica, por isso é chamada de M-NiTi e as ligas superelásticas que apresentam transformação de fase austenítica para martensítica, conhecidas com A-NiTi (Gurgel et al., 2001).

Detalhes na produção da liga A-NiTi determinam algumas particularidades aos fios comercializados como superelásticos ou termoativados. Os fios A-NiTi podem ser encontrados em diferentes temperaturas de transição, indicando esta ação em intervalos de forças previamente estabelecidos. Isto possibilita o uso destes fios em diferentes situações clínicas que podem requerer maior ou menor rigidez (Gurgel et al., 2001).

Quando mudam da fase austenítica para martensítica através do recebimento de uma carga, são considerados superelásticos. Quando mudam da fase austenítica para martensítica pela variação da carga e temperatura são termoativados (Tonner; Waters, 1994).

Portanto, atualmente as ligas de NiTi têm três subdivisões: uma liga convencional (NiTi clássico) e duas ligas superelásticas (pseudoelástica e termoelástica), sendo que cada uma delas apresenta propriedades únicas (Gurgel et al., 2001).

A memória de forma e as propriedades superelásticas dos fios de NiTi são atribuídas à sua transformação de fase austenítica em alta temperatura para uma fase martensítica de baixa temperatura (Lombardo et al., 2013).

Estudos *in vitro* demonstraram que os fios de NiTi superelásticos e de NiTi termoativados possuem excelentes propriedades elásticas e geram força constante mesmo diante do aumento de flexão. Isso tornou seu uso extremamente popular na ortodontia para as fases de alinhamento e nivelamento dentário quando deflexões consideráveis são necessárias para encaixá-los dentro das canaletas dos braquetes (Evans; Durning, 1996; Lombardo et al., 2012; Lombardo et al., 2013).

Segundo a lei de Hooke (Phillip, 1993), quando um fio é flexionado, como, por exemplo, para incluir um dente desnivelado no arco dentário, haverá maior carga acumulada, quanto maior for a distância de deflexão. Este comportamento é observado em fios de aço inoxidável, entretanto em fios de níquel e titânio o comportamento é um pouco diferente. Evans e Durning (1996) demonstraram que, mesmo diante do aumento da flexão, estes fios são capazes de manter forças quase constantes.

Avaliando uma curva de carga e deformação de diferentes composições de fio, podemos visualizar as diferenças na elasticidade deste fio. A superelasticidade do fio de níquel e titânio é percebida na segunda fase desta curva. Na primeira fase observamos uma deformação diretamente proporcional à força aplicada e a segunda fase da curva sendo caracterizada por aumento na deformação do arco acompanhada por forças praticamente constantes. No gráfico podemos perceber na segunda fase a formação de um platô (Miura et al., 1986), (Figura 2.13).

Figura 2.13 – Curvas de carga e deformação em diferentes fios. Fonte: Miura et al. (1986)

Segundo Damon (1998), 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, sem interromper o suporte sanguíneo na região do periodonto. Além disso, os fios superelásticos exercem forças contínuas que permitem aumentar os intervalos entre as consultas.

Pandis et al., em 2007, realizaram um estudo clínico randomizado com 54 pacientes divididos igualmente em 2 grupos: o Grupo 1 utilizou braquete autoligável passivo (Damon 2[®]) e o Grupo 2, braquetes convencionais (Microarch[®]) com ligaduras convencionais. A sequência de arcos para os braquetes convencionais foi: 0,016” Cooper NiTi[®] e 0,020 Sentalloy[®], e para os braquetes autoligáveis foi: 0,014” Cooper NiTi[®] e 0,014” x 0,025” Cooper NiTi[®]. Os autores concluíram que para apinhamentos cujo índice de irregularidade de Little era menor que 5, o alinhamento e nivelamento com braquete autoligável foi 2,7 vezes mais rápido do que com os braquetes convencionais, enquanto que para irregularidades cujo índice era maior que 5 não houve diferenças entre ambos os grupos.

Em 2008, Scott et al. realizaram um estudo clínico randomizado avaliando a eficiência na correção do apinhamento anterior inferior, utilizando braquetes autoligáveis passivos (Damon 3[®]) e braquetes convencionais (Synthesis[®]) com ligaduras elásticas convencionais. A amostra foi composta por 62 pacientes com idade média de 16 anos e 3 meses com índice de irregularidade de Little entre 5 a 12 mm e necessitando de extrações dos primeiros pré-molares inferiores. A sequência de fios foi a mesma para ambos os grupos. Após o alinhamento e nivelamento dos dentes inferiores, nenhuma diferença foi encontrada entre os dois grupos avaliados em relação ao aumento da distância intercaninos, redução do comprimento do arco mandibular, inclinação dos incisivos inferiores e reabsorção apical.

Pandis et al. (2009) avaliaram o desempenho de 2 tipos de fios de níquel e titânio comparando o tempo de correção do apinhamento anterior inferior em 60 pacientes com idade média de 13 anos e 1 mês. Todos os pacientes utilizaram braquetes autoligáveis ativos (In-Ovation R[®]). Os pacientes foram divididos em 2 grupos: o Grupo 1 utilizou na fase de alinhamento e nivelamento fios de níquel e titânio convencionais (0,016”) e o Grupo 2, fios de níquel e titânio termoativados (0,016”/35°C). Não foram observadas diferenças estatísticas no tempo de correção do apinhamento inferior entre os dois fios avaliados.

Ong et al. (2010) compararam a eficiência durante as primeiras vinte semanas de tratamento ortodôntico entre braquetes autoligáveis passivos (Damon 3MX[®]) e braquetes convencionais (Victory Series[®] ou Mini-Diamond[®]) com ligaduras convencionais em 50

pacientes com idade média de 14 anos. Os critérios avaliados foram: correção do apinhamento anterior superior e inferior, fechamento de espaços pós-extrações, largura intercanino e intermolar. Os autores não encontraram diferenças entre os grupos, e em ambos houve um aumento na distância intercaninos e uma diminuição na distância intermolar.

Pandis, Polychronopoulou e Eliades (2010) realizaram um estudo clínico randomizado comparando braquetes autoligáveis passivos e ativos, em relação ao tempo, na correção do apinhamento anterior superior. A amostra foi constituída por 70 pacientes com idade média de 13 anos e 8 meses, com índice de irregularidade de Little maior que 4 mm, sem necessitar de extrações durante o tratamento ortodôntico, nem de expansões. Os pacientes foram divididos em 2 grupos: o Grupo 1 utilizou braquetes autoligáveis passivos (Damon MX[®]) e o Grupo 2, braquetes autoligáveis ativos (In-Ovation R[®]). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas em relação ao tempo necessário para corrigir o apinhamento nos dois grupos avaliados. O tempo médio para o grupo 1 foi de 99 dias, enquanto que para o grupo 2 foi de 92 dias.

Moresca et al. (2011) avaliaram, em 36 pacientes, com idade média de 15 anos e 5 meses que necessitavam de extrações dos primeiros pré-molares inferiores, os efeitos do nivelamento em duas sequências de fios em braquetes convencionais. Na primeira sequência foram utilizados três fios ortodônticos: 0,016" e 0,019" x 0,025", ambos de NiTi termoativado e o fio 0,019" x 0,025" de aço inoxidável. Na segunda sequência foram utilizados apenas fios de aço inoxidável com espessuras de 0,014"; 0,016"; 0,018"; 0,020" e finalizando com 0,019" x 0,025". Concluíram que, embora o menor tempo de tratamento tenha ocorrido com a utilização da primeira sequência, a coroa dos incisivos inferiores inclinaram para lingual e que, na segunda sequência, os fios de aço inoxidável promoveram um eficiente controle da movimentação dentária.

Em 2012, Lombardo et al. compararam *in vitro* a força de deflexão dos fios de níquel e titânio tradicionais e os termoativados de espessura 0,012", 0,014" e 0,016" por meio do teste de flexão de três pontos. Foram utilizados braquetes autoligáveis passivos (Damon 3MX[®]) e defletiram o fio em 4 milímetros. Concluíram que os fios de NiTi termoativados apresentaram forças menores que os de NiTi tradicionais e que houve um aumento de 50% da força com o aumento de espessura do fio em 0,002", e de 150% com o aumento de espessura em 0,004".

Lombardo et al. (2013) avaliaram as características de fios de NiTi e NiTi-TA em duas diferentes temperaturas, 5°C e 55°C em um teste de três pontos. Foram utilizados fios de espessuras 0,010" a 0,016" em quatro braquetes autoligáveis (Damon 3MX[®]). Os braquetes ficavam submersos por um minuto em água quente ou fria antes de dar início ao experimento.

Os fios foram defletidos em 4mm. Na temperatura de 55°C todos os fios apresentaram uma deformação permanente e os fios NiTi-TA apresentaram um platô maior no gráfico de carga e deflexão. Os fios de NiTi-TA apresentaram menores forças em ambas as temperaturas. Concluiu-se que em altas temperaturas a deformação do fio é permanente, ao passo que em baixas temperaturas ela é transitória, pois com o aumento da temperatura esta deformação do fio desaparece.

Fleming et al. (2013) realizaram um estudo clínico randomizado controlado multicentro avaliando as alterações nas dimensões do arco maxilar e das inclinações dentárias, durante a fase de alinhamento e nivelamento ortodôntico com braquetes convencionais (Ovation[®]), autoligáveis passivos (Damon Q[®]) e ativos (In-Ovation C[®]). Foram avaliados 96 pacientes, e mensuradas as distâncias entre os caninos, pré-molares e molares superiores, além das inclinações dos molares e incisivos superiores. Eles utilizaram como sequência de fios: fio 0,013” ou 0,014” Cooper NiTi; 0,014”x0,025” Cooper NiTi; 0,018”x0,025” Cooper NiTi, finalizando com 0,019”x0,025” de aço inoxidável. Concluíram que não houve diferença em relação à dimensão transversal maxilar quanto ao tipo de braquete utilizado nem quanto às inclinações dos incisivos e molares superiores.

Devido à variedade de sequências de fios sugeridas na literatura, a escolha do fio mais adequado para cada etapa do tratamento requer uma avaliação clínica e o conhecimento dos diferentes tipos de ligas metálicas. Embora muitas sequências de fios sejam sugeridas na literatura ortodôntica (Burstone, 1981).

A definição da sequência de fios ortodônticos a ser utilizada durante o nivelamento pode variar com a técnica escolhida, os braquetes empregados, a preferência profissional e os objetivos do tratamento (Moresca et al., 2011).

A filosofia de tratamento MBT, tendo a sigla se originado do sobrenome dos ortodontistas idealizadores desta filosofia, apresenta duas sequências de arcos recomendadas para serem utilizadas em braquetes ortodônticos convencionais, ou seja, em braquetes que necessitam de ligaduras para reter o fio em sua canaleta (McLaughlin et al., 1998):

Sequência A – utilizam-se fios de multifilamentos ou fios de níquel e titânio (0,014” e 0,016”) e em seguida são utilizados os arcos redondos de aço inoxidável (0,016”; 0,018” e 0,020”) e por fim os fios retangulares (0,019”x 0,025”) de níquel e titânio e de aço inoxidável. Sendo esta a sequência clássica do tratamento ortodôntico.

Sequência B – são utilizados apenas os fios 0,016” e em seguida o fio 0,019”x0,025”, ambos de níquel e titânio superelásticos, finalizando com um fio de aço inoxidável 0,019”x 0,025”.

Em 2007, Trevisi recomendou uma sequência de arcos para ser utilizada no aparelho autoligável passivo SmartClip® durante as fases de alinhamento e nivelamento dentário.

Para o alinhamento: fio 0,014” de níquel e titânio clássico ou superelástico; fio 0,016” de níquel e titânio clássico ou superelástico; fio 0,016”x0,025” de níquel e titânio clássico ou superelástico, finalizando com o fio 0,017”x0,025” de níquel e titânio clássico ou superelástico.

Para o nivelamento: fio 0,019”x0,025” de níquel e titânio clássico ou superelástico; fio 0,019”x0,025” de níquel e titânio clássico-híbrido, finalizando com fio 0,021”x0,025” de níquel e titânio superelástico-híbrido.

Segundo Trevisi, o primeiro fio da fase de alinhamento dependerá da severidade do apinhamento, podendo ser utilizado o fio 0,014” ou fio 0,016” de níquel e titânio clássico ou superelástico, finalizando esta fase com o fio 0,016”x0,025” ou 0,017”x0,025” de níquel e titânio clássico ou superelástico, dependendo da severidade das rotações existentes. Já na fase de nivelamento, recomenda-se a utilização do fio 0,019”x0,025” de níquel e titânio clássico, superelástico ou híbrido, ou o fio 0,021”x0,025” de níquel e titânio superelástico-híbrido.

Em 2011, Trevisi e Zanelato indicaram uma nova sequência de arcos para ser utilizada em braquetes autoligáveis passivos. Na fase de alinhamento foi sugerida a utilização do fio 0,014” de níquel e titânio clássico ou superelástico, finalizando com o fio 0,016” de níquel e titânio. A fase de nivelamento pode ser realizada usando-se duas sequências de fios:

-Sequência clássica: fio 0,016”x0,025” ou 0,017”x0,025” de níquel e titânio clássico ou superelástico, finalizando com fio 0,019”x0,025” de níquel e titânio clássico ou híbrido.

-Sequência alternativa: sobreposição dos fios 0,014” de NiTi com fio 0,016” de NiTi.

Com a sobreposição, o somatório dos diâmetros destes fios seria maior que a profundidade da canaleta do braquete, e no momento da inserção do segundo fio, como não há espaço horizontal suficiente, haveria o direcionamento de um fio para oclusal e outro em direção cervical, permitindo, assim, o preenchimento total da canaleta do braquete, tanto no sentido vertical quanto no horizontal (Figura 2.14).

O uso simultâneo desses dois fios exerceria com eficiência e eficácia a correção das angulações, rotações e o nivelamento das canaletas (Trevisi; Zanelato, 2011).

Figura 2.14 - Direcionamento oclusal e cervical dos fios sobrepostos, preenchendo totalmente a canaleta do braquete nos sentidos horizontal e vertical. Fonte: Trevisi e Zanelato (2011)

A desvantagem dos braquetes autoligáveis passivos nas fases iniciais do tratamento ortodôntico ocorre devido à passividade do aparelho em relação ao fio ortodôntico, e o uso concomitante de fios de NiTi 0,014" e 0,016" eliminaria este problema (Trevisi; Zanelato, 2011).

2.4 Fricção

Quando o aparelho straight-wire foi desenvolvido, popularizando as mecânicas de deslize em substituição às alças de retração, a fricção passou a ser um fator fundamental na mecânica ortodôntica, pois o efeito secundário da mecânica de deslizamento é o atrito e sempre que for utilizada uma mecânica de deslize, o atrito estará presente se opondo à movimentação ortodôntica (Sims et al., 1993; Read-Ward et al., 1997; Kusy; Whitley, 1997).

A fricção, ou o atrito, pode ser definida como uma força que se opõe ou retarda a movimentação de dois corpos que se encontram em contato, como o movimento relativo entre fio ortodôntico e o braquete (Sims et al., 1993; Read-Ward et al., 1997).

Durante o alinhamento, nivelamento e fechamento de espaços, as forças friccionais são produzidas entre braquete e fio ortodôntico (Drescher et al., 1989), sendo percebidas durante o tratamento ortodôntico pela diminuição da movimentação e pela perda de ancoragem (Hanson, 1980).

A fricção pode ser influenciada por inúmeras variáveis como: o material do fio ortodôntico e da canaleta do braquete, espessura e forma dos fios, tamanho dos braquetes, angulação entre o fio ortodôntico e a canaleta do braquete, método de amarração e situações

de umidade do meio (Kusy et al., 1991; Sims et al., 1993; Read-Ward et al., 1997; Thomas et al., 1998; Cacciafesta et al., 2003; Henao; Kusy, 2004; Nishio et al., 2004; Baccetti; Franchi, 2006; Gandini et al., 2008; Krishnan et al., 2009; Tecco et al., 2009; Galvão et al., 2013).

Kusy e Whitley (1997) classificam a força de atrito em três tipos fundamentais:

- 1- Atrito clássico: produzido em baixas angulações e torque, provocado pela ligadura elástica ao comprimir o fio ortodôntico contra o fundo da canaleta do braquete.
- 2- Binding: atrito produzido pela deformação do fio ortodôntico ao comprimir as paredes da canaleta do braquete.
- 3- Notching: atrito produzido pela deformação excessiva do fio, impedindo o movimento dentário.

Segundo Trevisi e Bergstrand (2008) o atrito clássico é influenciado pelo material que constitui o braquete, o fio ortodôntico e pela força do sistema utilizado para retenção do fio. Já o atrito binding depende do material e tamanho do braquete, e do material, espessura e forma do fio ortodôntico. O atrito notching representa a deformação permanente do fio ortodôntico, ou uma deformação nas características da superfície do braquete ou do fio ortodôntico que impedem o movimento dentário.

Diversos métodos foram propostos para tentar diminuir a fricção entre braquete, fio ortodôntico e método de amarração como: utilizar amarrilhos metálicos instalados com sobre (Hain et al., 2003), elásticos não convencionais (Baccetti; Franchi, 2006; Tecco et al., 2007; Camporesi et al., 2007; Tecco et al., 2009; Galvão et al., 2013) cliques passivos de plástico (Camporesi et al., 2007; Voudouris et al., 2010), braquetes com forma especial (Baccetti et al., 2009; Nucera et al., 2013) e uma variedade de braquetes autoligáveis (Hanson, 1980, Damon, 1998; Trevisi, 2007).

Durante a deformação do fio ortodôntico, são produzidos efeitos mecânicos, tanto na unidade de movimentação quanto na unidade de ancoragem. Nikolai (1989) descreveu o comportamento das forças existentes durante a ativação e desativação do fio ortodôntico. O experimento foi realizado flexionando o fio ortodôntico apoiado em dois pontos, simulando uma fração do aparelho ortodôntico. A força de ativação (F_a) deforma o fio na região central, proporcionando reações simétricas nos pontos de apoio direito e esquerdo. As forças de reação são: força normal (F_n), força friccional (F_f) e momento (M). A força normal pode ser representada por uma força perpendicular ao arco formado na flexão do fio no ponto de contato com a canaleta do braquete. Já a força de atrito, ou friccional, é a força que se opõe ao deslizamento do fio e o momento uma força de torção gerada no interior de cada braquete de apoio (Figura 2.15).

Figura 2.15 – Desenho esquemático baseado no trabalho de Nikolai (1989) representando as forças existentes durante a ativação e desativação do fio. (Fa=Força de ativação, Ff=Força de fricção, Fn=Força normal e M=Momento)

Sims et al. (1993) observaram que a fricção existente entre o fio ortodôntico e o braquete tende a aumentar com a incorporação de dobras de segunda e terceira ordens no fio ortodôntico. Para cada incremento de grau no torque, a fricção apresentou um aumento de até 0,15N ($1\text{N} = 100\text{g} \times 10\text{m/s}^2$). Estes autores recomendam que, previamente, a mecânica de deslize com fio ortodôntico retangular, um período de alinhamento deva ser realizado para se eliminar os efeitos indesejados das dobras de segunda e terceira ordens nos dentes de ancoragem.

Nas décadas de 40 e 50 durante as fases iniciais do tratamento ortodôntico, a transição progressiva dos calibres dos fios de aço inoxidável de 0,012” até 0,020” também significava um aumento progressivo da força utilizada. Porém, com a introdução de novas ligas metálicas associadas ao tratamento, as forças liberadas são determinadas não só pela espessura mas também pelo material do fio ortodôntico. Em relação ao atrito, os fios de beta-titânio (β -Ti ou TMA) e os de níquel e titânio (NiTi), possuem forças de atrito mais altas do que as dos fios de aço inoxidável e as dos fios de cromo cobalto (Karamouzos et al., 1997; Krishnan et al., 2009).

A diferença de resistência à fricção mostrada por fios de β -Ti, NiTi e aço inoxidável, em combinação com braquetes metálicos e braquetes cerâmicos, pode ser atribuída à maior rugosidade de superfície dos fios β -Ti e NiTi, quando comparada aos fios de aço inoxidável e de cromo cobalto (Garner et al., 1986; Kusy, 1988).

Garner et al. (1986) avaliaram a superfície dos fios de aço inoxidável, NiTi e β -Ti por microscopia eletrônica de varredura, e concluíram que, em ordem crescente de rugosidade, estariam os fios de aço inoxidável, NiTi e o de β -Ti.

Comparados aos braquetes metálicos, os braquetes cerâmicos apresentam uma maior fricção superficial (Angolkar et al., 1990; Bednar et al., 1991; Ghafari, 1992; Tanne et al., 1994; Nishio et al., 2004), assim como os braquetes de policarbonato (Proffit; Fields Jr., 2002; Thorstenson; Kusy, 2003).

Clinicamente, casos nos quais braquetes metálicos forem utilizados em regiões posteriores, e os braquetes estéticos forem usados nos dentes anteriores, as diferentes fricções entre esses acessórios resultaram em uma movimentação dos dentes posteriores mais rápida do que a dos dentes anteriores durante a mecânica de deslizamento e, conseqüentemente, causaram uma perda de ancoragem não desejada (Angolkar et al., 1990; Bednar et al., 1991; Omana et al., 1992; Keith et al., 1993; Tanne et al., 1994; Ogata et al., 1996). Com o intuito de diminuir os efeitos indesejáveis da fricção superficial nos braquetes estéticos, alguns autores sugerem a utilização de aparelhos auxiliares para aumentar a ancoragem na região posterior, tais como extraoral, barra palatina e botão de Nance (Drescher et al., 1989; Ghafari, 1992).

Em 2005, Fortini et al. publicaram um artigo apresentando uma nova ligadura elástica que poderia ser utilizada com o objetivo de diminuir a fricção entre o braquete e o sistema de retenção do fio ortodôntico. Esta ligadura é fabricada com um poliuretano especial e ficou conhecida como ligadura elástica não convencional, possuindo o nome comercial de Slide®. É produzida pela empresa Leone Orthodontics Products na Itália (Figura 2.16).

Figura 2.16 - Exemplo da ligadura Slide® instalada em braquetes metálicos e cerâmicos. Fonte: Baccetti et al. (2008)

Vários trabalhos foram realizados avaliando e comparando o comportamento desta ligadura com braquetes metálicos, cerâmicos e autoligáveis, associados a fios redondos e retangulares. Concluiu-se que a utilização desta ligadura é capaz de reduzir o atrito quando associada à braquetes metálicos e cerâmicos, apresentando fricção semelhante aos braquetes

autoligáveis, tanto em fios redondos quanto em fios retangulares (Franchi; Baccetti, 2006; Baccetti; Franchi, 2006; Tecco et al., 2007; Camporesi et al., 2007; Baccetti et al., 2008, Gandini et al., 2008; Tecco et al., 2009; Baccetti et al., 2009; Galvão et al., 2013).

Cacciafesta et al. (2003) avaliaram a resistência friccional entre braquetes autoligáveis metálicos (Damon SL II[®]), braquetes autoligáveis estéticos de policarbonato (Oyster[®]) e braquetes convencionais (Victory Series[®]), associados a fios com espessuras de 0,016” x 0,017” x 0,025” e 0,019” x 0,025” de aço inoxidável, níquel e titânio e beta-titânio. Concluíram que os braquetes autoligáveis metálicos apresentaram menores forças friccionais e que não houve diferença entre o braquete autoligável estético e o braquete convencional. O fio de beta-titânio apresentou maior força friccional e não houve diferença entre os fios de aço inoxidável e os fios de níquel e titânio.

Camporesi et al. (2007) avaliaram a resistência friccional nos braquetes cerâmicos Aqua[®] com elástico convencional e não convencional (Slide[®]) e compararam com os braquetes cerâmicos Mystique[®] com elástico convencional e com clipe de plástico passivo (Neo Clip[®]), em 4 níveis de desnivelamento vertical do braquete do canino (1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm). Foram utilizados durante os testes fios de espessura 0,014” de NiTi superelásticos. Concluíram que não houve diferença estatística quando comparados os sistemas de diminuição de fricção (Slide[®] e Neo Clip[®]), e também não foram encontradas diferenças estatísticas entre os braquetes cerâmicos com ligaduras convencionais. Quando comparados associados a ligaduras elásticas convencionais e não convencionais, uma maior fricção foi registrada durante o alinhamento dos braquetes utilizando ligaduras convencionais, com exceção da altura de 1,5mm onde não houve diferenças estatísticas e na altura de 6mm onde a força foi semelhante do Mystique[®] com Neo Clip[®] (Figura 2.17) e com ligaduras convencionais.

Figura 2.17 - Exemplo do Neo Clip[®] instalado em braquetes cerâmicos. Fonte: Camporesi et al. (2007)

Reicheneder et al., em 2007, compararam as propriedades friccionais dos braquetes autoligáveis estéticos Opal[®] e Oyster[®] com quatro braquetes estéticos convencionais através de fios de TMA e de aço com espessura de 0,019” x 0,025”. Concluíram que o braquete

Opal[®] apresentou a menor fricção superficial em relação aos demais braquetes, sendo semelhante ao braquete Oyster[®] associado ao fio de aço inoxidável.

Krishnan et al. (2009) avaliaram a fricção de braquetes autoligáveis passivos e ativos (SmartClip[®], Damon SL II[®], In-ovation[®] e Time[®]) e convencionais (Gemini Series[®]) em três diferentes composições do fio ortodôntico 0,019" x 0,025" (aço inoxidável, níquel e titânio e beta-titânio). Verificaram que, tanto os braquetes passivos quanto os ativos reduzem as forças friccionais comparados com os braquetes convencionais com elásticos convencionais. Observaram que os fios que produziram maior atrito foram, em ordem crescente de fricção, aço inoxidável, níquel e titânio e beta-titânio. Os autores concluíram também que com o fio de aço inoxidável não houve diferença entre os braquetes autoligáveis passivos ou ativos; porém, com o uso de fios de níquel e titânio e beta-titânio os braquetes autoligáveis passivos apresentaram menores forças friccionais.

Em 2009, Tecco et al. realizaram uma pesquisa avaliando fios em níquel e titânio (0,014"; 0,016"; 0,016"x 0,022"; 0,017"x 0,025"; 0,019"x 0,025"), em aço inoxidável (0,018"; 0,016"x 0,022"; 0,017"x 0,025"; 0,019"x 0,025") e fios de TMA (0,017"x 0,025") em braquetes metálicos convencionais com ligaduras convencionais e não convencionais (Slide[®]). Os autores concluíram que, em fios redondos, as ligaduras não convencionais são efetivas em diminuir a fricção, mas não quando associadas a fios retangulares.

Baccetti et al. (2009) avaliaram as forças produzidas por fios de níquel e titânio superelásticos 0,012" e 0,014" em braquetes autoligáveis (SmartClip[®], Carriere[®], Damon 3 MX[®] e Opal-M[®]), em braquetes convencionais (Logic Line[®]) associados a ligaduras convencionais e não convencionais (Slide[®]) e no braquete de baixa fricção (Synergy[®]). As forças foram avaliadas em 4 níveis de desnivelamento vertical do braquete do canino (1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm). Concluíram que não houve diferenças estatísticas entre todos os braquetes avaliados quando o desnivelamento foi de 1,5mm. Porém, nas demais alturas os braquetes autoligáveis e os braquetes convencionais com ligaduras não convencionais apresentaram menores forças friccionais.

Também em 2009, Ehsani et al. publicaram uma revisão sistemática sobre a resistência friccional entre os braquetes autoligáveis e os braquetes ligados de forma convencional. Eles pesquisaram artigos que tivessem avaliado a fricção *in vitro* por meio do Medline, PubMed, Embase, Cochrane Library e Web of Science sem limite de ano de publicação. Depois de aplicarem os critérios de exclusão (artigos editoriais, cartas à edição, artigos apenas descritivos, pesquisas *in vivo*, não avaliavam braquetes autoligáveis), apenas 19 artigos foram escolhidos. Concluíram por meio da literatura avaliada, que os braquetes autoligáveis

produzem menor fricção quando comparados com os braquetes convencionais ligados com ligaduras elásticas convencionais, associados a fios ortodônticos redondos na ausência de inclinações, angulações ou torque.

A revisão sistemática realizada por Chen et al. (2010) pesquisou na literatura por meio do PubMed, Web of Science, Embase e Cochrane (1966 - 2009) artigos clínicos sobre braquetes autoligáveis que comparassem sua eficiência, eficácia e estabilidade em relação aos braquetes convencionais. Foram selecionados 16 artigos. Após a análise dos resultados destes artigos, eles concluíram que a utilização dos braquetes autoligáveis apresentam como vantagem um menor tempo de atendimento clínico e uma menor inclinação para vestibular dos incisivos inferiores ($1,5^\circ$) quando comparados com braquetes convencionais, e as desvantagens seriam o alto custo, possibilidade de quebra dos cliques, maior volume devido ao design do aparelho, maior possibilidade de interferências oclusais e dificuldades na finalização devido à dificuldade na completa expressão da prescrição do braquete.

No trabalho de Voudouris et al. (2010) foram comparados os braquetes autoligáveis ativos (In-Ovation C[®], In-Ovation-R[®]), passivos (Damon 3[®]), convencionais cerâmicos e metálicos (Mystique[®], Clarity[®], Ovation[®]) com fios de aço inoxidável 0,020"; 0,019" x 0,025" e o fio estético 0,018" x 0,018" (Spectra[®] da GAC). Nos braquetes convencionais foram utilizadas ligaduras convencionais exceto para Mystique[®] que foi associado ao Neo Clip[®]. Foi observado que com o fio 0,020" de aço inoxidável, a maior força friccional foi encontrada no braquete Clarity[®], seguido dos braquetes Ovation[®], In-Ovation R[®], Damon 3[®], Mystique[®] e In-Ovation C[®]. Quando associados ao fio 0,019" x 0,025" a maior força friccional foi dos braquete Clarity[®] e do Ovation[®], não havendo diferenças friccionais entre eles, seguido dos braquetes In-Ovation R[®], In-Ovation C[®] e Damon 3[®]. Não houve diferença estatística entre eles e o Mystique[®]. A maior força friccional foi encontrada com o fio estético 0,018"x 0,018" no braquete Clarity[®], seguido do Ovation[®], In-Ovation R[®], Damon 3[®], In-Ovation C[®] e Mystique[®]. Em relação à fricção entre os fios, o de aço inoxidável 0,020" apresentou menor força friccional, seguido do fio estético 0,018"x 0,018" e do fio de aço inoxidável 0,019" x 0,025".

Stefanos et al. (2010) avaliaram a resistência friccional em diferentes braquetes autoligáveis passivos e ativos (SmartClip[®], In-Ovation R[®], In-Ovation C[®], SPEED[®], Synergy R[®] e Damon 3MX[®]). Os testes foram realizados com os braquetes alinhados, associados ao fio de aço inoxidável 0,019" x 0,025". Concluíram que os braquetes passivos apresentam menores forças de fricção quando comparados aos braquetes autoligáveis ativos e o Synerg R.

Em 2012, Dholakia e Bhat realizaram um estudo em 20 pacientes avaliando a eficiência clínica das ligaduras não convencionais (Slide®) na retração de caninos superiores e inferiores. Concluíram que na arcada superior não houve diferenças estatísticas na velocidade e no controle das inclinações dos caninos superiores durante a retração dos caninos que estavam associados a elásticos convencionais ou não convencionais. No entanto, houve diferenças na arcada inferior, onde os caninos que estavam com ligaduras elásticas não convencionais apresentaram melhor desempenho durante a retração.

Galvão et al. (2013) compararam em braquetes convencionais de cerâmica monocristalina (Inspire Ice®, Radiance® e Pure®), associados a ligaduras elásticas convencionais e não convencionais (Slide®), a resistência friccional de fios de NiTi superelásticos 0,012” e 0,014”. Um total de 480 testes foram realizados em 4 níveis de desnivelamento vertical do braquete do canino (1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm). Foram encontradas menores forças friccionais quando os braquetes estavam associados a ligaduras elásticas não convencionais em todas as situações testadas, com exceção do braquete Pure® com fio 0,012” que apresentou forças similares nas alturas de 1,5mm e 3mm com elásticos convencionais. Comparando os braquetes com ligaduras não convencionais associadas ao fio 0,012” de NiTi não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre eles. Porém, quando associados ao fio 0,0014” de NiTi uma força maior foi encontrada nos braquetes Radiance®. Comparando os braquetes com ligaduras convencionais associadas ao fio 0,012” não foram encontradas diferenças estatísticas na altura de 1,5mm. Já, nas alturas de 3mm e 4,5mm o braquete Radiance® apresentou maiores forças friccionais que os demais braquetes. Na altura de 6mm a menor força friccional foi do braquete Pure®. Não houve diferença entre o braquete Radiance® e Inspire Ice®. Com fio 0,014” de NiTi o braquete Radiance® apresentou maiores forças friccionais que os demais braquetes em todas as alturas avaliadas, com exceção da altura de 1,5mm.

Lombardo et al. (2013) avaliaram a resistência friccional de braquetes convencionais e autoligáveis vestibulares (Mini-Mono®, Mini Diamond®, G&H Ceramic®) e linguais (7th Generation®, STb®, New STb®, In-Ovation L® e ORJ®), associados a fios de NiTi 0,012” e 0,014”. Nos braquetes convencionais foram utilizadas ligaduras elásticas e metálicas. Observou-se que em todos os braquetes com aumento da espessura do fio aumentou também a resistência friccional. Os braquetes convencionais com ligaduras elásticas apresentaram as maiores forças friccionais e nos braquetes linguais a menor fricção foi encontrada nos braquetes New STb®, seguido do ORJ® e do In-Ovation L®. Concluíram que a resistência

friccional não é apenas influenciada pelo tipo de braquete, ligadura utilizada e pela espessura do fio ortodôntico, mas também pelas diferenças geométricas dos braquetes.

Montasser et al. (2013), avaliaram braquetes convencionais (Victory Series® e Mini-Taurus®), braquetes autoligáveis (SmartClip® e Time3®) e o braquete convencional de baixa fricção (Synergy®), associados aos fios 0,012” de aço inoxidável, 0,012” de níquel e titânio, 0,012” termoativado e 0,0155” coaxial. Para retenção do fio nos braquetes convencionais foram utilizadas ligaduras elásticas e metálicas. Foram simulados movimentos verticais e horizontais de 2mm. Os autores sugerem a utilização dos fios 0,012” termoativado e 0,0155” coaxial para as fases iniciais de alinhamento e nivelamento ortodôntico por apresentarem menores forças friccionais. Os braquetes convencionais apresentaram maiores forças friccionais com todos os fios avaliados. Em relação aos demais braquetes em ordem de menor força friccional estão os braquetes Time 3®, Synergy® seguido do SmartClip®. Esta ordem foi mantida em todos os 4 tipos de fios utilizados.

Nucera et al. (2013) analisaram a influência do design da canaleta do braquete na resistência friccional. Foram comparados 5 braquetes de baixa fricção (Damon SLII®, In-Ovation®, Quick®, Time 2® e Synergy®), associados ao fio de NiTi termoativado 0,014”. O dispositivo para testes possuía 3 encaixes, e para esta pesquisa todos os braquetes utilizados foram de 1º pré-molar. Foram simulados movimentos verticais e horizontais a 1mm. Os autores concluíram que os braquetes Quick® e Synergy® apresentaram menor fricção enquanto o braquete Time 2® apresentou maior fricção tanto nos movimentos verticais quanto horizontais e enfatizaram a importância do design da canaleta na escolha do braquete.

Em 2014, Pliska et al. avaliaram a resistência friccional entre braquetes autoligáveis metálicos (SmartClip®, In-Ovation R®), autoligáveis cerâmicos (In-Ovation C®, Clarity SL®), braquetes cerâmicos convencionais (Clarity®, Inspire Ice®, Mystique®) e braquetes de policarbonato (SpiritMB®) por meio do deslize de um fio de aço inoxidável 0,019”x0,025”. O braquete Inspire Ice® apresentou maiores forças friccionais que os demais braquetes. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os braquetes estéticos e entre os braquetes autoligáveis metálicos e cerâmicos.

A seleção da combinação do braquete com fio ortodôntico é um fator determinante no nível da força que será aplicada aos dentes durante a movimentação ortodôntica. Um fraco controle sobre a força utilizada pode causar efeitos biológicos adversos e movimentos dentários indesejáveis (Montasser et al., 2013).

3 PROPOSIÇÃO

A presente pesquisa propõe comparar a resistência ao deslocamento de fios de níquel e titânio superelásticos termoativados em dois tipos de braquetes ortodônticos metálicos autoligáveis passivos, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], com o objetivo de:

1 – Avaliar o desempenho entre os fios de espessuras 0,020” e 0,014” sobreposto ao 0,016” em cada um dos dois tipos de braquetes.

2 – Verificar se existem diferenças na resistência ao deslocamento dos fios entre os dois tipos de braquetes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

4.1.1 Amostra

A amostra desta pesquisa foi composta por 240 fios de níquel e titânio superelásticos termoativados (NiTi-TA - FlexyNiTi Thermal[®], Orthometric, Marília, São Paulo Brasil), avaliados por meio de 2 conjuntos de 05 braquetes metálicos autoligáveis passivos.

Os fios de NiTi-TA foram divididos da seguinte forma:

- 80 fios com espessura 0,014”;
- 80 fios com espessura 0,016” e
- 80 fios com espessura 0,020”.

Os fios de NiTi-TA 0,014” e 0,016” foram avaliados sobrepostos dentro da mesma canaleta do braquete.

Os segmentos de fios de NiTi-TA utilizados durante a pesquisa possuíam 8 cm de comprimento cada, e todos os fios foram verificados quanto à sua espessura, por meio de um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana Ltda., São Paulo, Brasil).

Os braquetes utilizados foram de incisivo central superior direito, incisivo lateral superior direito, canino superior direito, 1^o pré-molar superior direito e 2^o pré-molar superior direito, das marcas: SmartClip SL3[®] (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA) e OrthoClip SLB[®] (Orthometric, Marília, São Paulo, Brasil). Todos os braquetes apresentavam prescrição MBT com canaleta 0,022”.

Os braquetes foram divididos em dois grupos:

Grupo A – 05 braquetes metálicos autoligáveis passivos - SmartClip SL3[®].

Grupo B – 05 braquetes metálicos autoligáveis passivos - OrthoClip SLB[®].

Cada conjunto de braquete foi inserido em um dispositivo para testes de tração, especialmente desenvolvido para esta pesquisa, simulando uma hemi-arcada superior direita.

Em cada grupo de braquetes, a altura do braquete do canino foi alterada verticalmente para cima, em relação aos demais braquetes, em quatro níveis: de 0mm (braquetes nivelados) para 1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm.

4.2 Métodos

A metodologia utilizada nesta pesquisa foi baseada nos trabalhos da Universidade de Florença – Itália (Franchi; Baccetti, 2006, Camporesi et al., 2007; Baccetti et al., 2008; Baccetti et al., 2009; Franchi et al., 2009, Galvão et al., 2013).

4.2.1 Dispositivo para Testes de Tração

Um dispositivo para ensaios ou testes de tração, baseado no modelo proposto por Camporesi et al. em 2007 e que simula *in vitro* um segmento da arcada dentária (Figura 4.1a e 4.1b) foi confeccionado no Departamento de Física da Universidade de São Paulo, especialmente para esta pesquisa.

Figura 4.1a – Dispositivo desenvolvido pela Universidade de Florença para testes de tração e
Figura 4.1b – Dispositivo desenvolvido pela Universidade de São Paulo para testes de tração

Também foram confeccionadas, no Departamento de Física, quatro barras horizontais em acrílico (8cm x 2,8cm x 0,5cm) para a colagem dos braquetes de incisivos e pré-molares (Figura 4.2) e quatro barras verticais em aço inoxidável (1,1 cm x 6,9 cm x 0,2 cm) para a colagem do braquete do canino (Figura 4.3).

Nas barras de acrílico foram realizados chanfros verticais de 1,3cm na região central da barra para a adaptação das barras de aço inoxidável (Figura 4.4).

Na barra de aço inoxidável foi acoplado, na sua parte superior, um pequeno dispositivo (Figura 4.5a) para possibilitar o encaixe na máquina de ensaios universal Instron (modelo 5565, Instron Co., Canton, MA, USA), (Figura 4.5b). Este encaixe foi realizado por meio de um mandril que era inserido na máquina de ensaios universal Instron e propiciava sua conexão com a barra de aço inoxidável. A carga utilizada no momento da execução dos testes foi de 1000 Newtons.

Todos os testes foram realizados no Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Universidade de São Paulo.

Figura 4.2 – Barra de acrílico horizontal com chanfro vertical na região central

Figura 4.3 – Barra de aço inoxidável vertical para colagem do braquete do canino

Figura 4.4 – Barra de aço inoxidável adaptada à barra de acrílico

Figura 4.5a – Barra de aço inoxidável com dispositivo na parte superior para ser acoplado na máquina de ensaios universal Instron e Figura 4.5b – Dispositivo de ensaios de tração com barra de aço inoxidável acoplada na máquina de ensaios universal Instron

4.2.2 Testes preliminares

Foram realizados alguns testes preliminares para determinar os parâmetros a serem utilizados nesta pesquisa.

Com o objetivo de verificar o número necessário de fios para cada situação avaliada entre tipo de braquete e fio ortodôntico, foi realizado um teste piloto para determinação do tamanho da amostra. Para obter este valor foi necessário determinar:

- grau ou nível de confiança desejado,
- margem de erro aceitável ou erro máximo de estimativa (precisão requerida),
- desvio-padrão da variável estudada.

Foram realizados 80 testes para obtenção do desvio padrão da amostra: 40 testes com o braquete SmartClip SL3[®], sendo 20 testes com fio 0,020” de NiTi-TA e 20 testes com os fios 0,014” e 0,016” de NiTi-TA sobrepostos e 40 testes com o braquete OrthoClip SLB[®], sendo 20 testes com fio 0,020” de NiTi-TA e 20 testes com os fios 0,014” e 0,016” de NiTi-TA sobrepostos. Durante os testes a altura do braquete do canino era alterada da posição inicial zero para 1,5mm ou 3mm ou 4,5mm ou 6mm. Portanto, foram realizados 5 testes para cada situação braquete/fio/altura do desnivelamento do canino (Tabela 4.1).

Os parâmetros estabelecidos para verificação do tamanho da amostra foram:

- 95% de grau de confiança,
- 10% do valor da média como margem de erro ou erro máximo de estimativa,
- definição dos desvios-padrão por meio de testes para cada altura e cada fio avaliado.

Em seguida foram aplicados esses valores na fórmula abaixo para a obtenção do tamanho da amostra.

$$n = \frac{(\text{Nível de confiança})^2 \times (\text{Desvio padrão da média})^2}{(\text{Precisão requerida})^2}$$

Como resultado obteve-se o tamanho ideal da amostra, sendo de no máximo 6 corpos de prova. Em trabalhos publicados, avaliando a resistência friccional, alguns autores padronizaram 10 testes para cada condição avaliada (Cacciafesta et al., 2003; Baccetti; Franchi, 2006; Tecco et al., 2007; Gandini et al., 2008; Tecco et al., 2009; Voudouris et al., 2010; Galvão et al., 2013; Nucera et al., 2013). Por isso, resolvemos utilizar uma amostra maior que a sugerida pelo teste, e assim, ficou estabelecida a utilização de 10 fios para cada situação avaliada.

Tabela 4.1 – Resumo da quantidade de testes realizados por tipo de braquete e fio ortodôntico (mm=distância em milímetros e ”=polegadas)

Braquete SmartClip SL3®			Braquete OrthoClip SLB®	
Altura	0,014”e 0,016”	0,020”	0,014”e 0,016”	0,020”
1,5mm	5	5	5	5
3mm	5	5	5	5
4,5mm	5	5	5	5
6mm	5	5	5	5
Total de Testes	20	20	20	20
Total Geral de Testes	80			

4.2.3 Verificação do tempo de espera antes do início da desativação do fio

Na execução do teste na máquina de ensaios universal Instron há primeiramente a necessidade de ativação do fio, momento este em que a máquina traciona o fio até alcançar uma altura predeterminada; em seguida tem-se um tempo para acomodação da força, chamado tempo de espera e, posteriormente, é realizado o retorno do fio à sua posição inicial, sendo este movimento chamado de desativação do fio.

Clinicamente, a ativação do fio pode ser representada pelo momento em que o ortodontista leva o fio ortodôntico até a canaleta do braquete; o tempo de espera pode ser considerado como o tempo em que são inseridas ligaduras elásticas, metálicas ou fechamento dos cliques em torno do braquete e a desativação do fio pode ser representada pela ação do fio ortodôntico promovendo o alinhamento e nivelamento dentário.

O comportamento do fio ortodôntico, quanto à sua liberação de forças, segue um desenho representado por um gráfico de carga/deflexão que registra a quantidade de força acumulada para cada milímetro de deformação (Gráfico 4.1).

Gráfico 4.1 – Exemplo de gráfico apresentando curvas de ativação e desativação do fio 0,020” de NiTi-TA com elevação vertical de 6mm em braquetes OrthoClip SLB®

A velocidade de subida, que consiste na ativação do fio, pode variar de um ortodontista para outro, e, embora seja a causa do desconforto inicial do paciente, sua importância é limitada, pois a força que será transmitida ao periodonto e que será responsável pela movimentação ortodôntica é a força de desativação do fio ortodôntico (Nakano et al., 1999; Bartzela et al., 2007; Kasuya et al., 2007; Lombardo et al., 2013). A velocidade de ativação foi padronizada no nosso trabalho em 9mm por minuto.

A velocidade de descida, ou seja, a velocidade de desativação do fio, permite o deslizamento do fio nas canaletas dos braquetes e é importante para evitar que a própria máquina empurre o fio para baixo, caso a velocidade seja superior ao movimento de deslize do fio. Neste trabalho, esta velocidade foi fixada em 1,5mm por minuto, e este valor está dentro da média de velocidade sugerida pela norma ISO 15841:2006(E), (Anexo A).

Com o objetivo de padronizar o tempo de pausa, isto é, o menor tempo em que há estabilização da força, foram realizados testes com diferentes tempos para acomodação da força.

Após a ativação do fio ortodôntico a uma determinada altura vertical do braquete do canino (1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm), aguardava-se 10s (segundos) ou 20s ou 30s e, em seguida, era iniciada a desativação do fio ortodôntico.

Um total de 144 testes foi realizado. Para cada tempo de espera avaliado foram executados 48 testes (48 testes com 10s de espera; 48 testes com 20s de espera e 48 testes com 30s de espera), divididos da seguinte forma:

- 24 testes com o braquete SmartClip SL3[®], sendo 12 com fio 0,020", mais 12 com os fios 0,014" e 0,016" sobrepostos e
- 24 testes com o braquete OrthoClip SLB[®], sendo 12 com fio 0,020", mais 12 com os fios 0,014" e 0,016" sobrepostos.

Portanto, foram realizados 3 testes para cada situação braquete/fio/altura do desnivelamento do canino (Tabela 4.2). Cabe salientar que estes testes não tiveram como objetivo avaliar o desempenho entre os fios de níquel e titânio superelásticos, mas comparar diferentes tempos de pausa utilizando o mesmo fio ortodôntico.

O software estatístico BioEstat versão 5.3 (Instituto de desenvolvimento Mamirauá, Belém, Pará, Brasil) foi utilizado para verificar se haveria diferenças em relação à estabilização da força com o tempo de espera. O teste de Kruskal-Wallis com comparações de Dunn foi aplicado aos dados.

Tabela 4.2 - Resumo da quantidade de testes realizados por tempo em segundos, por tipo de braquete e fio ortodôntico (s=segundos, mm=distância em milímetros e "=polegadas)

	ortocentros (5 segundos), mm distância em milímetros e porçãodas)											
Altura	Braquete SmartClip SL3® com 10s		Braquete OrthoClip SLB® com 10s		Braquete SmartClip SL3® com 20s		Braquete OrthoClip SLB® com 20s		Braquete SmartClip SL3® com 30s		Braquete OrthoClip SLB® com 30s	
	0,014" e 0,016"	0,020"	0,014" e 0,016"	0,020"	0,014" e 0,016"	0,020"	0,014" e 0,016"	0,020"	0,014" e 0,016"	0,020"	0,014" e 0,016"	0,020"
1,5mm	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
3mm	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
4,5mm	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
6mm	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
Total de testes	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12
Total de testes por tempo	48				48				48			
Total geral de testes	144											

Na avaliação do braquete SmartClip SL3[®] com o fio 0,020" de NiTi-TA não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os tempos avaliados nas diferentes alturas analisadas (1,5mm p=0,06; 3mm p=0,56; 4,5mm p= 0,07 e 6mm p= 0,28).

Na sobreposição dos fios de NiTi-TA 0,014" ao fio 0,016" foram encontradas diferenças na altura de 4,5mm (p<0,05), onde em 30s o valor foi ligeiramente menor que o encontrado em 10s. Nas demais alturas não houve diferenças estatisticamente significativas (1,5mm p=0,67; 3mm p=0,19 e 6mm p=0,11).

Para o braquete OrthoClip SLB® com fio 0,020” de NiTi-TA não houve diferenças estatisticamente significativas entre as forças encontradas nos tempos de 10, 20 e 30 segundos (1,5mm $p=0,06$; 3mm $p=0,10$; 4,5mm $p=0,73$ e 6mm $p=0,36$), com a sobreposição dos fios 0,014” ao fio 0,016” ambos de NiTi-TA também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nas alturas de 1,5mm $p=0,32$; 3mm $p=0,24$ e 4,5mm $p=0,06$, com exceção da altura de 6mm, onde foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o tempo de 10 segundos e o de 30 segundos ($p<0,05$). Não houve diferenças entre o tempo de 10s comparado com o de 20s. O valor da força a 30s foi ligeiramente menor que o encontrado a 10s.

Como na maioria das situações avaliadas não houve diferenças entre os tempos de espera, resolvemos padronizar o tempo de espera em 10s.

4.2.4 Utilização de novos fios versus mesmo fio a cada 10 testes

Com o objetivo de verificar a necessidade de troca de fios a cada teste ou a utilização de um mesmo fio em 10 testes consecutivos para cada situação avaliada, foram realizados 320 testes nos dois grupos (Tabela 4.3).

Neste momento não foram realizados testes com objetivo de comparar a resistência ao deslocamento entre os fios 0,020” e fio 0,014” sobreposto ao fio 0,016”. O objetivo foi apenas verificar a necessidade, ou não, da utilização de novos fios para cada teste.

Grupo 1:

- 40 testes com novos fios 0,014” e 0,016” sobrepostos a cada teste, em diferentes alturas do braquete do canino (1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm).
- 40 testes com novos fios 0,020” a cada teste, em diferentes alturas do braquete do canino (1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm).

Grupo 2:

- 30 testes foram realizados para cada altura do braquete do canino, sendo que 10 deles foram realizados com o mesmo fio 0,014” e 0,016” sobrepostos. Portanto, na altura de 1,5mm foram realizados 30 testes, e a cada 10 testes um novo fio era inserido. Este procedimento foi efetuado também nas demais alturas (3mm; 4,5mm e 6mm). Com isto um total de 120 testes foi realizado.

- 30 testes com o fio 0,020” para cada altura do braquete do canino, com troca do fio a cada 10 testes, totalizando 120 testes.

Desta foram, foram utilizados 36 fios novos no grupo 2, sendo 12 fios 0,014”, 12 fios 0,016” e 12 fios 0,020”, todos de NiTi-TA.

Tabela 4.3 – Resumo da quantidade de testes realizados por tipo de braquete e fio ortodôntico (mm=distância em milímetros e ”=polegadas)

Braquetes SmartClip SL3®	Grupo 1 – Novo Fio de NiTi-TA a cada teste		Grupo 2 – Mesmo fio de NiTi-TA durante 10 testes	
Altura	0,014”e 0,016”	0,020”	0,014”e 0,016”	0,020”
1,5mm	10	10	30	30
3mm	10	10	30	30
4,5mm	10	10	30	30
6mm	10	10	30	30
Total de Testes	40	40	120	120
Total de Fios	80	40	24	12
Total Geral de Testes	320			

O software estatístico BioEstat versão 5.3 foi utilizado para análise dos valores encontrados. O valor máximo de força obtido após 10s de acomodação da força em cada teste foi utilizado para comparação dos grupos.

A análise estatística foi dividida em duas partes:

Primeiramente foi avaliado o grupo 2 e posteriormente, foram analisados o grupo 1 com grupo 2.

Foram realizadas análises estatísticas por meio do teste de Anova 1 fator com teste post hoc de Tukey e do teste de Kruskal-Wallis com comparações do método de Dunn para verificar a existência de diferenças nos valores de força máxima numa mesma altura nos 30 testes realizados.

Desta forma dividimos o grupo 2 em três subgrupos dentro de uma mesma altura e fio utilizados e avaliamos se houve diferenças nos subgrupos dentro de uma mesma altura.

Após a verificação de que não havia diferenças estatísticas ($p>0,05$) entre os valores encontrados dentro da mesma altura, foi escolhido de forma aleatória, por meio de sorteio, qual subgrupo do grupo 2 seria utilizado para comparação com o grupo 1.

O teste t de Student não pareado foi utilizado para avaliação entre a utilização de um novo fio a cada teste (grupo 1) ou de um mesmo fio em 10 testes consecutivos (subgrupo do grupo 2).

No fio de NiTi-TA 0,020”, os valores encontrados na repetição foram superiores aos encontrados na utilização de fios novos a cada teste nas alturas de 1,5mm ($p=0,0004$); 3mm ($p<0,0001$); 4,5mm ($p=0,0002$) e 6mm ($p<0,0001$).

Com a sobreposição dos fios de NiTi-TA 0,014” e 0,016” na altura de 1,5mm, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p>0,05$). Para as alturas de 3mm e 4,5mm houve diferenças estatisticamente significativas ($p<0,0001$), onde os valores encontrados na repetição do fio apresentaram-se maiores que quando era utilizado um novo fio a cada teste. Não foi possível comparar os valores obtidos na altura de 6mm, uma vez que os valores encontrados durante a execução do teste, na repetição de um mesmo fio em 10 testes consecutivos, foram tão variados que impediram a comparação com os valores obtidos na mesma altura; porém, com fios novos a cada teste (Gráfico 4.2).

Após a avaliação dos resultados obtidos, foi padronizada a utilização de fios novos a cada teste.

Um conjunto de braquetes autoligáveis passivos, do incisivo superior direito ao 2º pré-molar superior direito, de cada marca comercial foi utilizado exclusivamente para realização dos testes preliminares, sendo descartados após a finalização dos mesmos.

Gráfico 4.2 – Comportamento dos fios de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos, submetidos a 10 testes consecutivos na altura de 6 milímetros em braquetes SmartClip SL3®

4.2.5 Procedimentos realizados para colagem dos braquetes

Inicialmente foi realizada a colagem do braquete do canino com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, Brasil), cuja borda inferior do braquete foi posicionada a 1 cm da borda inferior da barra de aço inoxidável e na região central da barra, ou seja, em uma posição equidistante das bordas laterais da barra de aço inoxidável (Figuras 4.6 e 4.7).

Figura 4.6 – Adesivo Super Bonder[®] utilizado na colagem de todos os braquetes

Figura 4.7 – Braquete do canino colado na barra vertical de aço inoxidável e posicionado no chanfro da barra horizontal de acrílico

A barra vertical do canino foi inserida no chanfro da barra horizontal, e um fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025” (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA) foi inserido no braquete do canino.

A partir do braquete do canino, os demais braquetes foram posicionados no fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025” com auxílio de uma sonda exploradora de aço inoxidável (nº 5, Golgran, São Paulo, SP, Brasil) e uma régua milimetrada (Referência 7115 Desetec Trident, São Paulo, Brasil), a uma distância de 8,5mm entre eles. Para assegurar maior estabilidade aos braquetes autoligáveis em sua posição, foram inseridas ligaduras elásticas convencionais

(Morelli, São Paulo, Brasil) por meio de um aplicador de amarrilho elástico (Morelli, São Paulo, Brasil).

Após o posicionamento dos braquetes foram feitas marcações na barra de acrílico com um marcador para retroprojektor de ponta média 2mm (Pilot Pen do Brasil, São Paulo, Brasil), e após as marcações, o fio de aço inoxidável foi removido do braquete do canino mantendo os demais braquetes fixos a ele. Uma pequena gota do adesivo de cianoacrilato foi colocada na barra de acrílico nos 4 pontos previamente marcados, e o fio de aço inoxidável foi novamente inserido no braquete do canino com os braquetes dos incisivos e pré-molares posicionados; obtendo-se, assim, a colagem dos braquetes na barra de acrílico. Logo, os braquetes de incisivos e pré-molares foram colados todos juntos de uma única vez (Figura 4.8).

A distância interbraquete foi fixada em 8,5mm, baseada nos trabalhos da Universidade de Florença, Itália (Franchi; Baccetti, 2006, Camporesi et al., 2007; Baccetti et al., 2008, Franchi et al., 2008, Baccetti et al., 2009; Franchi et al., 2009, Galvão et al., 2013).

Figura 4.8 – Posicionamento dos braquetes no fio de aço inoxidável para colagem

Depois da colagem, as ligaduras elásticas foram removidas com uma sonda exploradora, e o fio 0,021" x 0,025" foi removido por meio de um porta agulha mathieu deslizando-se da esquerda para direita. Um algodão com álcool absoluto (Álcool etílico 99,3° INPM) foi utilizado para remover as marcações.

Portanto, além de manter o alinhamento e nivelamento entre os braquetes, o fio de aço inoxidável 0,021" x 0,025" com 8cm de comprimento foi utilizado em três ocasiões: no momento da colagem, depois da colagem (para verificar o deslize do fio) e antes do início de cada teste (confirmando o alinhamento e nivelamento entre os braquetes colados na barra de acrílico com o braquete do canino).

Assim, os braquetes dos incisivos e pré-molares foram colados, alinhados e nivelados na barra de acrílico, e o braquete do canino foi colado em uma barra de aço inoxidável móvel, (Figura 4.9), que deslizava verticalmente para cima e para baixo durante os testes de tração.

Terminado o procedimento de colagem, as barras horizontal e vertical estavam prontas para serem inseridas no dispositivo de testes para tração. O dispositivo foi acoplado à máquina de ensaios universal Instron, e o fio 0,021” x 0,025” foi novamente inserido para garantir o alinhamento e nivelamento dos braquetes durante a fixação do dispositivo a Instron.

Figura 4.9 – Braquetes colados nas barras de acrílico e de aço inoxidável

4.2.6 Ambiente de teste

A temperatura do ambiente de teste foi controlada por meio de uma estufa específica para a máquina de ensaios universal Instron que foi posicionada em volta do dispositivo de testes para tração por meio de uma empilhadeira manual. Um termostato digital registrava a temperatura interna do ambiente durante a realização dos testes (Figuras 4.10 e 4.11).

O sensor do termostato da estufa foi posicionado próximo ao dispositivo de testes (1cm), do lado superior posterior esquerdo do dispositivo.

O ambiente escolhido para a realização desta pesquisa foi o seco.

A temperatura utilizada para dar início aos testes foi fixada em 36,5°C (Celsius), levando-se em consideração três aspectos: o primeiro seria a temperatura corporal média de 37°C (Wunderlich, 1856); o segundo, a temperatura de 35°C para transformação martensítica dos fios FlexyNiTi Thermal® (de acordo com o site do fabricante www.orthometric.com.br) e o terceiro, a possibilidade de oscilação da temperatura em $\pm 1^\circ\text{C}$ durante a execução dos testes. Portanto, fixando-se a temperatura de testes em 36,5°C conseguiríamos mesmo com pequenas variações na temperatura, estarmos próximos à temperatura corporal e numa temperatura acima da transformação martensítica dos fios utilizados na pesquisa.

Figura 4.10 – Estufa posicionada em volta da máquina de ensaios universal Instron e figura 4.11 – Vista interna da estufa com o dispositivo de tração adaptado

4.2.7 Teste de resistência ao deslocamento

Adotou-se o termo resistência ao deslocamento, em vez do termo resistência friccional, devido ao fato de que no momento da ativação e desativação do fio ortodôntico, além das forças de fricção, também estão presentes forças nas unidades de ancoragem, sendo estas também relacionadas às características mecânicas do fio. Portanto, como não existe apenas a força de fricção atuando, mais sim, um conjunto de forças, resolvemos adotar o termo resistência ao deslocamento para este conjunto de variadas forças, presentes durante a execução do ensaio de tração. As forças analisadas neste trabalho foram as forças encontradas na desativação do fio. Quando a máquina Instron registrava força de desativação, na realidade estava identificando a força que estaria disponível para a movimentação, visto que a força friccional já teria sido subtraída da força registrada pela máquina Instron.

Passos seguidos antes de dar início aos testes:

- 1- Adaptação da estufa ao redor da máquina de ensaios universal Instron.
- 2- Colocação da morsa e do mandril na máquina de ensaios universal Instron.

- 3- Preparação do dispositivo de testes pelo posicionamento das barras de acrílico e de aço inoxidável e inserção de um fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025” na canaleta de todos os braquetes.
- 4- Posicionamento do dispositivo de teste com o auxílio de uma chave allen.
- 5- Remoção do fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025” da canaleta dos braquetes, após o posicionamento do dispositivo na máquina de ensaios universal Instron.
- 6- Verificação de registro de força por meio do deslocamento vertical para cima da barra do canino, sem fio inserido nos braquetes.
- 7- Inserção do fio de NiTi-TA que será testado, após a confirmação da ausência de registro de força.
- 8- Fechamento da porta da estufa e espera da temperatura determinada de 36,5°C para dar início aos testes.
- 9- Início do teste por meio do programa Bluehill 2® (Instron Co., Canton, MA, USA) da máquina de ensaios universal Instron, após atingir a temperatura de 36,5°C.
- 10- Gravação do teste após o seu término e remoção do(s) fio(s).
- 11- Inserção do fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025” na canaleta dos braquetes, com o objetivo de verificar a manutenção do alinhamento e nivelamento do braquete do canino com os demais braquetes, antes de dar início a um novo teste.
- 12- Remoção do fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025” da canaleta dos braquetes, após a confirmação do alinhamento e nivelamento dos braquetes.
- 13- Inserção do fio de NiTi-TA para avaliação.
- 14- Início do teste por meio do programa Bluehill 2® da máquina de ensaios universal Instron.

Foram realizadas dez repetições para cada situação de braquete, fio ortodôntico e altura do braquete do canino.

Todos os fios utilizados durante a pesquisa foram inseridos por meio de um porta agulha mathieu de 14cm (Golgran, São Paulo, SP, Brasil) da esquerda para direita do dispositivo de teste, com exceção da inserção do fio de NiTi-TA 0,014” que foi sobreposto ao fio de NiTi-TA 0,016” por meio de um dobrador de fio de amarrilho sputinik (Golgran, São Paulo, Brasil), e inserido por meio do pressionamento dos cliques na região frontal dos braquetes.

Todos os fios foram removidos por meio de um porta agulha mathieu, deslocando levemente o fio para esquerda do dispositivo de testes. Visando a padronização, os procedimentos de inserção e remoção dos fios foram realizados por um único operador.

Todos os testes foram realizados com 0° de angulação, pois ao posicionar o braquete, a canaleta e o fio ortodôntico estavam paralelos entre si.

Em caso de registro de força pelo deslocamento vertical do braquete do canino sem fio, foi reavaliado o posicionamento do dispositivo na máquina de ensaios universal Instron e também da barra vertical do braquete do canino no dispositivo de tração.

Este procedimento de verificação de registro de força, antes de dar início ao teste, só foi realizado no primeiro teste do dia, uma vez que, nos demais testes não havia a necessidade de verificar a existência de alguma interferência, visto que não havia alteração no posicionamento do dispositivo de testes.

No programa existente na máquina de ensaios universal Instron chamado Bluehill 2® foi calibrada a velocidade de subida em 9mm por minuto, altura da pausa (1,5mm ou 3mm ou 4,5mm ou 6mm), 10s como tempo de pausa e a velocidade de descida em 1,5mm por minuto.

Como a força de desativação (descida) é a força que será transmitida ao periodonto durante o tratamento ortodôntico (Kasuya et al., 2007), a força máxima encontrada após 10s de pausa, ou seja, no início da desativação do fio, foi utilizada para comparar os dados obtidos.

Quando o fio atingia a altura determinada, permanecia nesta posição por 10s e depois era iniciada a sua desativação.

A força de deslocamento produzida pelos fios de NiTi-TA foi registrada através do deslizamento do fio nos braquetes, pois quando a barra do braquete do canino era liberada, o braquete do canino tendia a retornar para a sua posição inicial alinhada. Desta forma foi registrada a força de desativação do fio. Todos os testes foram registrados no software Bluehill 2® (Figura 4.12). O registro da força foi realizado a cada 0,05s, juntamente com a extensão em que o fio se encontrava.

Os testes avaliaram a resistência ao deslocamento com o braquete do canino em quatro diferentes posições verticais (1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm).

Cada conjunto de braquete e fio foi testado 10 vezes, e para cada teste, um novo fio foi utilizado. Um total de 160 testes foi realizado.

Após a execução dos testes, os fios foram guardados em sacos plásticos Zip Lock® separados por espessuras e altura de teste.

Figura 4.12 – Software da máquina de ensaios universal Instron Bluehill 2®

4.2.8 Análise estatística

Os dados obtidos foram analisados através do programa estatístico BioEstat versão 5.3.

Foram calculados os valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos para a análise descritiva.

O teste de Shapiro Wilk foi aplicado aos dados obtidos em cada grupo para verificar a normalidade de distribuição da amostra.

As diferenças entre os dois braquetes autoligáveis assim como as diferenças entre os fios de NiTi-TA foram testadas comparando-se os valores médios das forças máximas encontradas nos 10 testes realizados para cada situação, por meio do teste t de Student não pareado.

As diferenças entre as médias obtidas nas alturas avaliadas no braquete SmartClip SL3® e OrthoClip SLB® com o fio 0,020” de NiTi-TA e os fios 0,014” e 0,016” de NiTi-TA sobrepostos foram obtidas por meio do teste estatístico de ANOVA 1 fator.

Na hipótese estatística nula não existe diferença entre os dois tipos de braquetes autoligáveis metálicos passivos, e que o fio de espessura 0,020” de NiTi-TA produziria forças semelhantes às do fio 0,014” de NiTi-TA sobreposto ao fio 0,016” de NiTi-TA, ou seja: H_0 : SmartClip SL3® = OrthoClip SLB® e Fio de NiTi-TA 0,020” = Fios de NiTi-TA 0,014” com 0,016” superpostos. Os testes foram realizados com nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

5 RESULTADOS

5.1 Teste de normalidade

O Teste de Shapiro-Wilk foi aplicado aos dados obtidos e demonstrou normalidade na distribuição da amostra nos braquetes SmartClip SL3® e OrthoClip SLB®, utilizando o fio de NiTi-TA 0,020” e os fios 0,014” e 0,016” sobrepostos, nas quatro alturas avaliadas (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 – Resultados do teste de normalidade da amostra

TESTE DE NORMALIDADE - Shapiro-Wilk				
Situações Avaliadas	Valor de p - 1,5mm	Valor de p - 3mm	Valor de p - 4,5mm	Valor de p - 6mm
SmartClip SL3® - Fios de NiTi-TA 0,020”	0,47	0,65	0,07	0,43
SmartClip SL3® - Fios de NiTi-TA 0,014" e 0,016"	0,21	0,41	0,99	0,79
OrthoClip SLB® - Fios de NiTi-TA 0,020"	0,11	0,57	0,28	0,31
OrthoClip SLB® - Fios de NiTi-TA 0,014" e 0,016"	0,48	0,49	0,49	0,47

5.2 Análise descritiva

Nas tabelas 5.2 e 5.3 encontra-se a análise descritiva com as médias, desvios-padrão, mínimos e máximos registrados na avaliação do braquete SmartClip SL3®, utilizando o fio de NiTi-TA 0,020” e os fios 0,014” e 0,016” sobrepostos, nas alturas de 1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm.

As tabelas 5.4 e 5.5 mostram a análise descritiva com as médias, desvios-padrão, mínimos e máximos encontrados na avaliação do braquete OrthoClip SLB®, utilizando o fio de NiTi-TA 0,020” e os fios 0,014” e 0,016” sobrepostos, nas alturas de 1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm.

Tabela 5.2 - Valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos do braquete SmartClip SL3[®], utilizando o fio de NiTi-TA 0,020", em todas as alturas avaliadas

SmartClip SL3[®] - Fios de NiTi-TA 0,020"				
Altura	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
1,5mm	4,14	0,36	3,64	4,67
3mm	5,71	0,09	5,53	5,84
4,5mm	6,9	0,86	5,53	7,9
6mm	7,45	0,18	7,17	7,67

Tabela 5.3 - Valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos do braquete SmartClip SL3[®], utilizando o fio de NiTi-TA 0,014" e 0,016" sobrepostos, em todas as alturas avaliadas

SmartClip SL3[®] - Fios de NiTi-TA 0,014" e 0,016" Sobrepostos				
Altura	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
1,5mm	3,64	0,15	2,22	4,07
3mm	5,68	0,31	5,19	6,07
4,5mm	7,42	0,27	6,95	7,93
6mm	7,95	0,22	7,58	8,32

Tabela 5.4 - Valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos do braquete OrthoClip SLB[®], utilizando o fio de NiTi-TA 0,020", em todas as alturas avaliadas

OrthoClip SLB[®] - Fios de NiTi-TA 0,020"				
Altura	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
1,5mm	3,27	0,11	3,05	3,39
3mm	6,35	0,17	6,1	6,63
4,5mm	7,19	0,2	6,89	7,43
6mm	8,11	0,19	7,86	8,47

Tabela 5.5 - Valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos do braquete OrthoClip SLB[®], utilizando o fio de NiTi-TA 0,014" e 0,016" sobrepostos, em todas as alturas avaliadas

OrthoClip SLB[®] - Fios de NiTi-TA 0,014" e 0,016" Sobrepostos				
Altura	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
1,5mm	2,12	0,03	2,06	2,17
3mm	4,64	0,05	4,53	4,71
4,5mm	5,16	0,09	5,02	5,31
6mm	5,38	0,07	5,26	5,49

5.3 Análise estatística das diferenças entre o fio 0,020” de NiTi-TA e os fios 0,014” e 0,016” sobrepostos, associados ao braquete SmartClip SL3®

Em busca de semelhanças ou diferenças na resistência ao deslocamento dos fios de NiTi-TA, os dados obtidos foram comparados por meio de testes estatísticos paramétricos, baseados na distribuição normal da amostra.

Nos braquetes SmartClip SL3®, podemos perceber uma inversão no comportamento dos fios quando há um aumento no desnivelamento. Os valores médios do fio 0,020” de NiTi-TA apresentam-se inicialmente maiores que os dos fios sobrepostos e vão diminuindo com o aumento da altura (Gráficos 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4).

Para comparação da resistência ao deslocamento entre os fios de NiTi-TA, 0,020” e 0,014” com 0,016” sobrepostos, utilizando o braquete SmartClip SL3® na altura de 1,5 mm, foi aplicado o teste estatístico t de Student não pareado que demonstrou diferenças estatisticamente significativas entre os fios avaliados ($p=0,003$), (Gráfico 5.1).

Gráfico 5.1 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3® a 1,5mm

Na comparação da resistência ao deslocamento entre os fios de NiTi-TA, 0,020” e 0,014” com 0,016” sobrepostos, com braquete SmartClip SL3®, na altura de 3 mm, o teste estatístico t de Student não pareado demonstrou que não houve diferença estatística ($p=0,76$), (Gráfico 5.2).

Gráfico 5.2 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3® a 3mm

Na comparação da resistência ao deslocamento entre os fios de NiTi-TA, 0,020'' e 0,014'' com 0,016'' sobrepostos, o teste estatístico t de Student não pareado demonstrou que não houve diferença estatística ($p=0,09$) no braquete SmartClip SL3®, na altura de 4,5 mm (Gráfico 5.3).

Gráfico 5.3 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3® a 4,5mm

Na comparação da resistência ao deslocamento entre os fios de NiTi-TA, 0,020'' e 0,014'' com 0,016'' sobrepostos, o teste estatístico t de Student não pareado demonstrou

diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,0001$) no braquete SmartClip SL3[®], na altura de 6 mm (Gráfico 5.4).

Gráfico 5.4 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3[®] a 6mm

O teste estatístico de ANOVA 1 fator (variável-altura) com teste post hoc de Tukey foi aplicado às médias obtidas dos valores encontradas no braquete SmartClip SL3[®] com o fio 0,020'' de NiTi-TA. Este teste demonstrou que houve diferenças estatisticamente significativas em relação à altura que se encontrava o fio, sendo que quanto maior foi a altura, maior foi a força encontrada. Contudo, nas alturas 4,5mm e 6mm, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas (Gráficos 5.5 e 5.6).

Gráfico 5.5 - Histograma da diferença entre as médias em relação à altura (1- altura 1,5mm; 2 – altura de 3mm; 3-altura de 4,5mm e 4 - altura de 6mm) e gráfico 5.6 - Boxplots da variável altura, em braquetes SmartClip SL3[®] associados ao fio 0,020'' de NiTi-TA

Avaliando-se o braquete SmartClip SL3[®] com os fios 0,014” e 0,016” de NiTi-TA sobrepostos, o teste estatístico de ANOVA 1 fator com teste post hoc de Tukey demonstrou que houve diferenças estatisticamente significativas em relação à altura em que se encontrava o fio, sendo que quanto maior a altura, maior a força encontrada (Gráficos 5.7 e 5.8).

Gráfico 5.7 – Histograma da diferença entre as médias em relação à altura (1- altura 1,5mm; 2 - altura de 3mm; 3 - altura de 4,5mm e 4 - altura de 6mm) e gráfico 5.8 – Boxplots da variável altura, em braquetes SmartClip SL3[®] associados aos fios 0,016” e 0,014” de NiTi-TA sobrepostos

5.4 Análise estatística das diferenças entre o fio 0,020” de NiTi-TA e os fios 0,014” e 0,016” sobrepostos, associados ao braquete OrthoClip SLB[®]

Na comparação da resistência ao deslocamento entre os fios de NiTi-TA 0,020” e 0,014” com 0,016” sobrepostos, no braquete OrthoClip SLB[®], o teste estatístico t de Student não pareado demonstrou que em todas as alturas utilizadas, ou seja, em 1,5 mm; 3mm; 4,5mm e 6mm, houve diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,0001$) entre os dois fios avaliados (Gráficos 5.9, 5.10, 5.11 e 5.12).

Gráfico 5.9 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB® a 1,5mm

Gráfico 5.10 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB® a 3mm

Gráfico 5.11 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB[®] a 4,5mm

Gráfico 5.12 – Boxplots da variável fio de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB[®] a 6mm

O teste estatístico de ANOVA 1 fator com teste post hoc de Tukey nos dados obtidos do braquete OrthoClip SLB® com o fio de NiTi-TA 0,020” demonstrou que houve diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,0001$) em relação à altura que se encontrava o fio, sendo que quanto maior o desnível, maior a força encontrada (Gráficos 5.13 e 5.14).

Gráfico 5.13 – Histograma da diferença entre as médias em relação à altura (1- altura 1,5mm; 2 – altura de 3mm; 3-altura de 4,5mm e 4 - altura de 6mm) e gráfico 5.14 – Boxplots da variável altura, em braquetes OrthoClip SLB® associados ao fio 0,020” de NiTi-TA

O teste estatístico de ANOVA 1 fator com teste post hoc de Tukey no braquete OrthoClip SLB® com os fios 0,014” com 0,016” sobrepostos, demonstrou que houve diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,0001$) em relação à altura que se encontrava o fio, sendo que quanto maior o desnível, maior a força encontrada (Gráficos 5.15 e 5.16).

Gráfico 5.15 – Histograma da diferença entre as médias em relação à altura (1- altura 1,5mm; 2 – altura de 3mm; 3-altura de 4,5mm e 4 - altura de 6mm) e gráfico 5.16 – Boxplots da variável altura, em braquetes OrthoClip SLB® associados aos fios 0,016” e 0,014” de NiTi-TA sobrepostos

5.5 Análise estatística das diferenças entre os braquetes SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®]

Para avaliação entre os braquetes SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], foi utilizado o teste estatístico t de Student não pareado nos dados obtidos com o fio 0,020” de NiTi-TA e com os fios 0,014” e 0,016” de NiTi-TA sobrepostos, nas alturas de 1,5mm; 3mm; 4,5mm e 6mm.

Com o fio 0,020” de NiTi-TA, houve diferenças estatisticamente significativas entre os dois braquetes na altura de 1,5mm ($p<0,0001$), 3mm ($p<0,0001$) e 6mm ($p<0,0001$). Porém, na altura de 4,5mm não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os 2 braquetes avaliados ($p=0,32$), (Gráfico 5.17).

Gráfico 5.17 - Boxplots da variável braquetes ortodônticos (SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®]) associados ao fio 0,020” de NiTi-TA, em diferentes alturas do braquete do canino

Com a sobreposição dos fios de NiTi-TA 0,016" e 0,014" houve diferenças estatisticamente significativas entre os 2 braquetes nas alturas de 1,5mm ($p=0,0006$), 3mm ($p<0,0001$), 4,5mm ($p<0,0001$) e 6mm ($p<0,0001$) (Gráfico 5.18)

Gráfico 5.18 - Boxplots da variável braquetes ortodônticos (SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®]) na sobreposição dos fios 0,016" e 0,014" de NiTi-TA, em diferentes alturas do braquete do canino

Após a avaliação da análise estatística podemos concluir que a hipótese nula foi rejeitada, pois houve diferenças na resistência ao deslocamento entre os fios e braquetes avaliados.

5.6 Síntese dos resultados obtidos

Nos quadros 5.1, 5.2 e 5.3 poderemos visualizar um resumo dos resultados obtidos.

SMARTCLIP SL3®	
COMPARAÇÃO DOS FIOS DE NiTi-TA 0,020" x 0,014" SOBREPOSTO ao 0,016"	
Altura de 1,5mm	Menor - Fio de NiTi-TA 0,014" + 0,016"
Altura de 3mm	Sem Diferenças Estatisticamente Significativas
Altura de 4,5mm	Sem Diferenças Estatisticamente Significativas
Altura de 6mm	Menor - Fio de NiTi-TA 0,020"

Quadro 5.1 – Resumo dos resultados obtidos na comparação entre os fios 0,020" de NiTi-TA com a sobreposição dos fios 0,014" ao 0,016" de NiTi-TA, em braquetes SmartClip SL3® (Menor = menor resistência ao deslocamento)

ORTHOCLIP SLB®	
COMPARAÇÃO DOS FIOS DE NiTi-TA 0,020" x 0,014" SOBREPOSTO ao 0,016"	
Altura de 1,5mm	Menor - Fio de NiTi-TA 0,014" + 0,016"
Altura de 3mm	Menor - Fio de NiTi-TA 0,014" + 0,016"
Altura de 4,5mm	Menor - Fio de NiTi-TA 0,014" + 0,016"
Altura de 6mm	Menor - Fio de NiTi-TA 0,014" + 0,016"

Quadro 5.2 – Resumo dos resultados obtidos na comparação entre os fios 0,020" de NiTi-TA com a sobreposição dos fios 0,014" ao 0,016" de NiTi-TA, em braquetes OrthoClip SLB® (Menor = menor resistência ao deslocamento)

COMPARAÇÃO ENTRE OS BRAQUETES SMARTCLIP SL3® E ORTHOCLIP SLB®		
ALTURA	FIOS DE NiTi-TA 0,020"	FIOS DE NiTi-TA 0,014" SOBREPOSTO ao 0,016"
1,5mm	Menor - OrthoClip SLB®	Menor - OrthoClip SLB®
3mm	Menor - SmartClip SL3®	Menor - OrthoClip SLB®
4,5mm	Sem Diferenças Estatisticamente Significativas	Menor - OrthoClip SLB®
6mm	Menor - SmartClip SL3®	Menor - OrthoClip SLB®

Quadro 5.3 – Resumo dos resultados obtidos na comparação entre os braquetes SmartClip SL3® e OrthoClip SLB®, associados aos fios 0,020" de NiTi-TA e aos fios sobrepostos 0,014" e 0,016" de NiTi-TA (Menor = menor resistência ao deslocamento)

6 DISCUSSÃO

6.1 Metodologia

O desempenho dos braquetes autoligáveis é um assunto bastante abordado na literatura atual (Cacciafesta et al., 2003; Henao; Kusy, 2004; Pandis et al., 2007; Tecco et al., 2007; Gandini et al., 2008; Franchi et al., 2008; Scott et al., 2008; Baccetti et al., 2009; Ehsani et al., 2009; Krishnan et al., 2009; Chen et al., 2010; Stefanos et al., 2010, Ong et al., 2010; Pandis et al., 2010; Voudouris et al., 2010; Montasser et al., 2013; Nucera et al., 2013; Pliska et al., 2014).

Estes estudos geralmente avaliam a fricção comparando braquetes autoligáveis com braquetes convencionais ou com diferentes métodos de fixação do fio ortodôntico. O diferencial do presente estudo foi avaliar a força disponível para movimentação com a utilização de fios ortodônticos de NiTi-TA sobrepostos, e como foram utilizados dois tipos de braquetes autoligáveis metálicos passivos também foram avaliadas as diferenças entre eles.

Para comparação dos fios de NiTi-TA 0,014" e 0,016" sobrepostos, foram utilizados fios com espessura 0,020" de NiTi-TA, pois, segundo os autores Trevisi e Zanelato (2011), a soma da massa volumétrica dos fios 0,014" e 0,016" seria de 0,021", e como no momento não existe a comercialização de um fio com este calibre foi utilizado um calibre mais próximo.

O braquete SmartClip SL3[®] foi escolhido, devido ao fato de que os autores que preconizam a sobreposição dos fios de NiTi-TA utilizarem braquetes autoligáveis passivos da empresa 3M/Unitek (SmartClip SL3[®] e Clarity SL[®]). A escolha do braquete OrthoClip SLB[®] foi baseada na similaridade do clipe utilizado para retenção do fio ortodôntico. Ambos apresentam cliques de níquel e titânio passivos nas laterais de suas aletas. A prescrição dos braquetes foi MBT, pois o braquete SmartClip SL3[®] só está disponível com esta técnica, e ambos os braquetes apresentam canaleta de 0,022" de altura.

Para garantir que, ao iniciar o teste, o braquete do canino estivesse na mesma altura dos demais braquetes, um fio ortodôntico de aço inoxidável 0,021" x 0,025" foi inserido em todos os braquetes antes de dar início ao registro de forças, confirmando assim, o alinhamento e nivelamento entre eles. Este procedimento fundamental para confirmar que no ponto inicial do teste, o braquete do canino estivesse na posição zero.

A literatura tem mostrado o emprego de diversos dispositivos para avaliar a fricção: com apenas um braquete (Cacciafesta et al., 2003; Gandini et al., 2008; Stefanos et al., 2010; Voudouris et al., 2010; Pliska et al., 2014); com três braquetes (Nucera et al., 2013); com quatro braquetes (Lombardo et al., 2012; Lombardo et al., 2013); outros com cinco braquetes (Franchi; Baccetti, 2006; Baccetti; Franchi, 2006; Camporesi et al., 2007; Franchi et al., 2008; Baccetti et al., 2009; Franchi et al., 2009; Galvão et al., 2013) e ainda aqueles com dez braquetes (Tecco et al., 2007; Tecco et al., 2009; Montasser et al., 2013).

O dispositivo escolhido para este estudo foi baseado em trabalhos publicados pela Universidade de Florença-Itália (Camporesi et al., 2007; Franchi et al., 2008; Baccetti et al., 2009; Franchi et al., 2009; Galvão et al., 2013) que utilizaram um dispositivo com cinco braquetes, simulando uma hemi-arcada.

As velocidades utilizadas para a realização dos testes foram padronizadas em 9mm por minuto para a ativação do fio e em 1,5mm por minuto para sua desativação. Não existe na literatura um consenso quanto à velocidade utilizada na execução dos testes. Em trabalhos publicados recentemente podemos verificar a utilização de diferentes velocidades como: 0,5mm/minuto (Tecco et al., 2007; Tecco et al., 2009); 1mm/minuto (Lombardo et al., 2013); 5mm/minuto (Krishnan et al., 2009; Pliska et al., 2014); 6mm/minuto (Gandini et al., 2008); 10mm/minuto (Stefanos et al., 2010); 12,7 mm/minuto (Voudouris et al., 2010) e 15mm/minuto (Franchi et al., 2008).

Como a velocidade de desativação é a mais importante, já que simula a força que é aplicada aos dentes (Nakano et al., 1999; Bartzela et al., 2007; Kasuya et al., 2007; Lombardo et al., 2013), no momento do alinhamento dentário, resolvemos utilizar um valor dentro da norma ISO 15841:2006(E), (Anexo A).

Em relação à repetição por situação avaliada durante os testes, nos trabalhos de Baccetti et al. (2009) e Montasser et al. (2013), cada situação de teste (braquete, fio e ligadura) foi repetida vinte vezes, já no trabalho de Stefanos et al. (2010) e Franchi et al. (2008) houve a repetição de trinta vezes. No nosso trabalho foram realizadas dez repetições para cada situação avaliada entre braquete e fio ortodôntico. Este procedimento foi adotado em concordância com trabalhos encontrados na literatura, tais como: Cacciafesta et al. (2003), Baccetti e Franchi (2006), Tecco et al. (2007), Gandini et al. (2008), Tecco et al. (2009), Voudouris et al. (2010), Galvão et al. (2013), Nucera et al. (2013) e Pliska et al. (2014), embora tenhamos realizado um teste para verificação do tamanho da amostra e o valor encontrado tenha sido de seis repetições.

O ambiente do estudo foi rigorosamente controlado, por meio de uma estufa acoplada à máquina de ensaios universal Instron, em todos os momentos do teste.

A temperatura do ambiente de teste foi de 36,5°, monitorada por meio de um termostato digital, posicionado sempre na parte superior esquerda do dispositivo de testes, onde não houve alteração maior que 1°C durante a execução dos testes. Esta temperatura foi escolhida por ser uma temperatura corporal média e no intuito de manter o fio de NiTi-TA na mesma fase cristalina durante os testes. Segundo o fabricante a temperatura de transição de fase dos fios utilizados nesta pesquisa é de 35°C (FlexyNiTi Thermal®, Orthometric), como a temperatura na execução dos testes não foi inferior a 35,5°C, todos os fios estavam na fase martensítica durante os testes.

Apenas um operador foi responsável pela execução de todos os testes para evitar eventual viés interoperador. O mesmo operador efetuou a adaptação do dispositivo à máquina de ensaios universal Instron, a sua remoção, a colagem dos braquetes no dispositivo e a inserção e remoção de todos os fios avaliados.

Pelo exposto anteriormente, acreditamos que a metodologia utilizada foi validada por testes preliminares e por publicações em revistas conceituadas da área ortodôntica, utilizando metodologia semelhante (Franchi; Baccetti, 2006; Camporesi et al., 2007; Franchi et al., 2009; Baccetti et al., 2009; Galvão et al., 2013).

6.2 Resultados

Com o intuito de visualizar mais detalhadamente o design dos braquetes e compreender melhor os resultados obtidos, foram realizadas fotografias ampliadas em um conjunto de braquetes novos de cada marca avaliada (Figuras 6.2 e 6.3). Estas fotografias foram realizadas por meio de uma lupa estereoscópica (Olympus, Tóquio, Japão) do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Universidade de São Paulo (Figura 6.1).

Podemos perceber semelhanças entre os braquetes numa vista frontal (Figuras 6.2, 6.3 e 6.4), mas numa visão inferior as diferenças entre eles tornam-se mais evidentes (Figuras 6.5 e 6.6). Percebem-se também diferenças quanto à largura mésio-distal dos braquetes e na largura e profundidade dos cliques (Figuras 6.5, 6.6, 6.7, 6.8 e 6.9).

Figura 6.1 – Imagem do braquete do incisivo lateral superior direito OrthoClip SLB[®] na lupa estereoscópica

Figura 6.2 – Vista frontal dos braquetes OrthoClip SLB[®] de 2 ° pré-molar, 1° pré-molar, canino, incisivo lateral e incisivo central da arcada superior direita, alinhados a um fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025”

Figura 6.3 – Vista frontal dos braquetes SmartClip SL3[®] de 2 ° pré-molar, 1° pré-molar, canino, incisivo lateral e incisivo central da arcada superior direita, alinhados a um fio de aço inoxidável 0,021” x 0,025”

Figura 6.4 – Vista frontal dos braquetes do canino superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], alinhados por um fio de aço inoxidável 0,019" x 0,025"

Figura 6.5 – Vista inferior dos braquetes do canino superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], alinhados por um fio de aço inoxidável 0,019" x 0,025"

Figura 6.6 – Vista inferior dos braquetes de incisivo lateral superior direito, SmartClip SL3® e OrthoClip SLB®, alinhados a um fio de aço inoxidável 0,019" x 0,025"

Figura 6.7 – Vista da lateral distal dos braquetes do canino superior direito, SmartClip SL3® e OrthoClip SLB® e de uma régua milimetrada

Figura 6.8 – Vista da lateral distal dos braquetes do canino superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], com fio de NiTi-TA 0,020”

Figura 6.9 – Vista da lateral distal dos braquetes do canino superior direito, SmartClip SL3[®] e OrthoClip SLB[®], com fio de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos

No braquete SmartClip SL3[®], ao avaliar o comportamento dos fios ortodônticos constatamos que na altura de 1,5mm a menor força foi obtida com a sobreposição dos fios e que não houve diferenças estatísticas nas alturas de 3mm e 4,5mm. Na altura de 6mm, a menor força foi encontrada com o uso do fio 0,020” de NiTi-TA. Isto significa que na altura de 1,5mm houve uma maior fricção já que a força disponível para movimentação foi menor. Uma possível explicação para este resultado pode ser a maior massa volumétrica existente com a sobreposição dos fios em relação ao fio 0,020”, aumentando a pressão e a fricção dentro da canaleta e do clipe. Este comportamento foi expressivo em pequenos desnivelamentos (1,5mm), porém, com o aumento no desnivelamento estas diferenças tornaram-se menos evidentes.

No braquete OrthoClip SLB[®], em todas as alturas avaliadas a menor força registrada foi na sobreposição dos fios de NiTi-TA 0,014” com 0,016”, ou seja, uma menor força estaria disponível para movimentação com utilização dos fios sobrepostos. Devido a uma maior profundidade da canaleta e do clipe, os fios sobrepostos ficariam numa acomodação mais horizontal (Figura 6.9), aumentando possivelmente o contato entre o fio, a canaleta e o clipe, e assim, possivelmente aumentando o coeficiente de atrito.

Na comparação entre os braquetes, associados ao fio de NiTi-TA 0,020” (Figura 6.8), o braquete OrthoClip SLB[®] apresentou uma menor força disponível para movimentação apenas na altura de 1,5mm. Nas alturas de 3mm e 6mm a menor força foi observada no SmartClip SL3[®] e em 4,5mm não houve diferença entre os braquetes. Apesar de na altura de 4,5mm não ter sido encontrada diferença estatisticamente significativa, os valores numéricos médios encontrados no braquete OrthoClip SLB[®] foram maiores que os encontrados no SmartClip SL3[®] (Tabelas 5.2 e 5.4). Uma das possíveis explicações para este resultado pode estar correlacionada à diferença de composição entre os braquetes. O braquete SmartClip SL3[®] é confeccionado em aço inoxidável (isto é, uma liga metálica composta principalmente por ferro, cromo e níquel) e com cliques em níquel e titânio e o braquete OrthoClip SLB[®] é todo confeccionado em uma liga metálica de níquel e titânio, como na literatura está comprovada que a resistência friccional do níquel e titânio é superior à do aço inoxidável (Karamouzou et al., 1997; Garner et al., 1986; Kusy, 1988; Krishnan et al., 2009), esta diferença influenciou de forma significativa os resultados encontrados com o fio de NiTi-TA 0,020”, em pequenos desnivelamentos. Outro fator a ser considerado é a maior largura do braquete SmartClip SL3[®] em relação ao braquete OrthoClip SLB[®] (Figuras 6.5 e 6.6), acreditamos que com o aumento do desnivelamento a largura tenha influenciado de forma significativa o aumento de fricção.

Na avaliação da resistência ao deslocamento entre os braquetes, associados aos fios de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos (Figura 6.9), o braquete OrthoClip SLB[®] apresentou menores forças em todas as alturas avaliadas (Tabelas 5.3 e 5.5). Como descrito anteriormente, este braquete é confeccionado totalmente em níquel e titânio que apresenta uma maior fricção e embora apresente uma menor largura podemos perceber diferenças também na profundidade dos mesmos, onde o braquete SmartClip SL3[®] apresenta profundidade de 0,0275”, a do OrthoClip SLB[®] é de 0,028” (estas medidas foram fornecidas pelos seus fabricantes). Embora não tenham sido realizadas mensurações para avaliar as dimensões dos cliques e das canaletas dos braquetes, a configuração mais horizontal de dois fios sobrepostos possivelmente tenha influenciado os resultados obtidos. Talvez este seja o motivo do aumento da fricção na sobreposição dos fios nos braquetes OrthoClip SLB[®].

Estes resultados estão de acordo com os trabalhos de Lombardo et al. (2013) e de Nucera et al. (2013) que enfatizam a importância da geometria dos braquetes na resistência friccional. Eles sugerem que, ao selecionar um braquete autoligável com intuito de diminuir a fricção durante o tratamento ortodôntico, seria mais interessante avaliar as características do braquete, ou seja sua geometria, do que o sistema de retenção do fio ortodôntico.

6.3 Limitações do Presente Estudo

A limitação da presente pesquisa está inerente a todas as pesquisas *in vitro*, cuja vantagem está num ambiente e condições altamente controladas; porém, sem conseguir reproduzir de forma fiel as condições clínicas.

Concordamos com Franchi et al. (2009) que os estudos *in vitro* possuem seu valor, pois o objetivo destes estudos é a avaliação inicial de uma nova técnica, biomecânica ou de novos materiais e, a partir dos resultados obtidos, avaliar a continuidade, ou não, dos estudos em pesquisas *in vivo*.

6.4 Relevância do Estudo, Relevância Clínica e Perspectivas Futuras

A relevância deste estudo está correlacionada às contribuições nas melhorias clínicas durante as fases iniciais do tratamento ortodôntico utilizando braquetes autoligáveis passivos.

Por meio dos resultados obtidos no presente estudo, podemos concluir e sugerir que, com o intuito de facilitar a correção final do alinhamento dentário em braquetes autoligáveis passivos, ao utilizar os braquetes SmartClip SL3[®] em desnivelamentos de até 1,5mm, o ideal seria a utilização da sobreposição dos fios de NiTi-TA 0,014” e fio 0,016”, em desnivelamentos superiores (3mm e 4,5mm) poderá ser utilizado tanto os fios sobrepostos como o fio de NiTi-TA 0,020”. Como a sobreposição de fios foi sugerida após a utilização dos fios de NiTi 0,014” e 0,016” separadamente, provavelmente, o desnivelamento presente não será grave. Caso utilize os braquetes OrthoClip SLB[®], o ideal para facilitar a correção final do alinhamento dentário será sempre a utilização do fio de NiTi-TA 0,020”, independentemente do nível de desnivelamento dentário existente.

Em relação às perspectivas futuras, acreditamos que, para fortificar os resultados obtidos neste estudo *in vitro*, o passo seguinte será a aplicação em estudos clínicos.

As futuras pesquisas também poderão avaliar a força (pressão) empregada para efetuar a sobreposição dos fios. Apesar de neste trabalho esta força não ter sido avaliada, constatou-se que na inserção do fio de NiTi-TA 0,014” sobre o fio de NiTi-TA 0,016” foi necessária uma maior pressão para sobreposição dos fios no braquete OrthoClip SLB[®] do que no SmartClip SL3[®].

Desta forma, estudos futuros poderão contribuir para uma decisão mais assertiva em relação à utilização ou não da sobreposição de fios nas fases iniciais de tratamento ortodôntico.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Comparando a resistência ao deslocamento, entre os fios, em braquetes SmartClip SL3[®], os fios sobrepostos apresentaram uma menor força na altura de 1,5mm, e o fio 0,020” na altura de 6mm. Nas demais alturas não houve diferenças estatisticamente significativas. Entretanto, nos braquetes OrthoClip SLB[®] os fios de NiTi-TA 0,014” e 0,016” sobrepostos apresentaram uma menor força em todas as alturas avaliadas em comparação ao fio 0,020”.
- Na comparação entre os dois tipos de braquetes, associados ao fio 0,020”, a menor resistência ao deslocamento foi encontrada na altura de 1,5mm, no braquete OrthoClip SLB[®] e nas alturas de 3mm e 6mm, no braquete SmartClip SL3[®]. Entretanto, na altura de 4,5mm não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os braquetes. Na associação com fios sobrepostos, em todas as alturas avaliadas, o braquete OrthoClip SLB[®] apresentou menor resistência ao deslocamento em relação ao braquete SmartClip SL3[®].

REFERÊNCIAS¹

Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1978;72(2):142-51.

Angolkar PV, Kapila S, Duncanson Jr MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(6):499-506.

Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E, Barbato E. Forces Produced by Different Nonconventional Bracket or Ligature Systems during Alignment of Apically Displaced Teeth. *Angle Orthod.* 2009;79(3):533–39.

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

Baccetti T, Franchi L, Camporesi M. Forces in the Presence of Ceramic Versus Stainless Steel Brackets with Unconventional vs Conventional Ligatures. *Angle Orthod.* 2008;78(1):120–24.

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

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

Berger JL. The Speed appliance: A 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;105(3):217-23.

Berger J. Self-ligation in the year 2000. *J Clin Orthod.* 2000;34(2):74-81.

Birnie, D. Ceramic brackets. *Br J Orthod.* 1990;17(1):71-4.

Bishara, SE, Winterbotton JM, Sulieman AH, Rim K, Jakobsen JR. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 1995;65(2):117-22.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod*. 1974;65(3) 270-89.

Burstone, CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod*. 1981;80(1):1–16.

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(4):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(6):772-5.

Chen S S-H, Greenlee GM, Kim J-E, Smith CL, Huang G J. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137:726.e1-726.e18.

Damon DH. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *J Clin Orthod*. 1998;32(11):670-80.

Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96(5):397-404.

Dholakia KK; Bhat SR. Clinical efficiency of nonconventional elastomeric ligatures in the canine retraction phase of preadjusted edgewise appliance therapy: An in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;141(6):715-22.

Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A Systematic Review. *Angle Orthod*. 2009;79(3):592-601.

Evans TJW, Durning P. Orthodontic products update. Aligning archwires, The shape of things to come? – A forth and fifth phase of force delivery. *Br J Orthod*. 1996; 23(3):269-75.

Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106(3):265-72.

Fernandes D, Almeida R, Quintão C, Elias C. A estética no sistema de braquetes autoligáveis. *R Dental Press Ortod Ortop Facial*. 2008;13(3):97-103.

Ferreira, FV. Ortodontia – Diagnóstico e planejamento clínico. 2ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1998. p.363.

Fleming PS, Lee RT, Marinho V, Johal A. Comparison of maxillary arch dimensional changes with passive and active self-ligation and conventional brackets in the permanent dentition: A multicenter, randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013; 144(2):185–93.

Fortini A, Lupoli M, Cacciafesta V. A New Low-Friction Ligation System. *J Clin Orthod*. 2005;39(8):464-70.

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(5):687-90.

Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Barbato E. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;(1)133:87-90.

Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Giuntini V. Forces released by nonconventional bracket or ligature systems during alignment of buccally displaced teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(3)316.e1-316.e6.

Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Giuntini V. Editor's Summary and Q&A: Forces released by nonconventional bracket or ligature systems during alignment of buccally displaced teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(3)316-17.

Galvão, MB, Camporesi M, Tortamano A, Dominguez CG, Defraia E. Frictional resistance in monocrySTALLine ceramic brackets with conventional and nonconventional elastomeric ligatures. *Prog Orthod*. 2013;14:1-7.

Gandini P, Orsi L, Bertoncini C, Massironi S, Franchi L. In vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod*. 2008;78(5):917-21.

Garino F, Favero L. Control of tooth movements with the Speed system. *Prog Orthod*. 2003; 4:23-30.

Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction on a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986;90(3):199-203.

Garrec P, Jordan L. Stiffness in Bending of a Superelastic Ni-Ti Orthodontic Wire as a Function of Cross-Sectional Dimension. *Angle Orthod.* 2004;74(5):691-96.

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

Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use of selected teeth. *Angle Orthod.* 1992;62(2):145-52.

Goldstein MC, Burns MH, Yurfest P. Esthetic orthodontic appliances for the adult. *Dent Clin North Am.* 1989;33(2):183-93.

Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS. Study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1 results and trends. *J Clin Orthod.* 1991;25(3):145-56.

Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios Ortodônticos. *R Dental Press Ortod Ortop Facial.* 2001;6(4):103-14.

Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(4):416-22.

Hanson GH. The SPEED system: a report on the development of a new edgewise appliance. *Am J Orthod.* 1980;78:243-65.

Harradine NWT. Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res.* 2001;4:220-7.

Harradine NWT. Self-ligating brackets: where are we now?. *Br J Orthod.* 2003;30:262-73.

Harradine, NWT. The history and development of self-ligating brackets. *Semin Orthod.* 2008;14:5-18.

Hemingway R, Williams 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.

Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod.* 2004;74(2):202-11.

Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos, MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(1):134-40.

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.

Keith O, Jones SP, Davies, EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod.* 1993;20(2):109-15.

Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwires alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(5):675-82.

Kusy, RP. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle Orthod.* 1988;58(3):197-203.

Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991;61(4):293-302.

Kusy R, Whitley JQ. Friction Between Different Wire-Bracket Configurations and Materials. *Semin Orthod* 1997;3(3):166-77.

Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistance of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *Angle Orthod.* 2001;71(5):364-74.

Lombardo L, Toni G, Stefanoni F, Mollica F, Guarneri MP, Siciliani G. The effect of temperature on the mechanical behavior of nickel-titanium orthodontic initial archwires. *Angle Orthod.* 2013;83(2):298–305.

Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. *Angle Orthod.* 2012;82(3):507-21.

Lombardo L, Wierusz W, Toscano D, Lapenta R, Kaplan A, Siciliani G. Frictional resistance exerted by different lingual and labial brackets: an in vitro study. *Prog Orthod.* 2013;14:37-47.

Martins JCR, Selaimen CRP, Gandini LG, Martins LP, Ravele DB. Utilização de fios de memória nas fases de nivelamento e fechamento de espaço na ortodontia contemporânea. *Rev Dental Press Ortod Ortop*. 1996;1(2):78-83.

Mclaughlin R, Bennett J, Trevisi H. A forma do arco MBTTM e a sequência do fio - Parte 2. *Rev Dental Press Ortod Ortop*. 1998;3(4):39-48.

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):1-10.

Montasser MA, El-Bialy T, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauele C. Force levels in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;143(4):507-14.

Moresca R, Moro A, Dominguez GC, Vigorito JW. Efeitos dos fios de nivelamento de níquel-titânio e de aço inoxidável na posição dos incisivos inferiores. *Dental Press J Orthod*. 2011;16(5):74-81.

Moyers, R. E. *Ortodontia*. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991. p. 263.

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(4):390-5.

Nikolai RJ. Flexural activation and de-activation responses of orthodontic wires in single-tooth, occlusogingival corrections. *Dent Mater*. 1989;5:339-45.

Nishio C, Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125(1):56-64.

Nucera R, Giudice AL, Matarese G, Artemisia A, Bramanti E, Crupi P. Analysis of the characteristics of slot design affecting resistance to sliding during active archwire configurations. *Prog Orthod*. 2013;14:1-8.

Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG Jr., Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;109(5):535-42.

Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1992;26(7):425-32.

Ong E, McCallum H, Griffin MP, Ho C. Efficiency of self-ligating vs conventionally ligated brackets during initial alignment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138(2):138.e1-138.e7.

Oppenheim A. Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. *Am J Orthod Oral Surg.* 1942;28: 263–301.

Oppenheim A. A possibility for physiologic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1944;30:277-328.

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(2):208-15.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Alleviation of mandibular anterior crowding with copper-nickel-titanium vs nickel-titanium wires: A double-blind randomized control trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(2):152.e1-152.e7.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Active or passive self-ligating brackets? A randomized controlled trial of comparative efficiency in resolving maxillary anterior crowding in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137(1):12.e1-12.e6.

Parkin N. Clinical tips with System-R. *Br J Orthod.* 2005; 32:244-6.

Phillip RW. Ligas de metais básicos e ligas de ouro trabalhadas mecanicamente. *Skinner Materias dentários.* 9ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1993. Cap.28, p. 310-8.

Pliska BT, Fuchs RW, Beyer JP, Larson BE. Effect of applied moment on resistance to sliding among esthetic self-ligating brackets. *Angle Orthod.* 2014;84(1):134–9.

Proffit, WR, Fields Jr. HW. Aparelhos fixos contemporâneos. In: Proffit WR, Fields Jr. HW. *Ortodontia Contemporânea.* 3.ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan; 2002. Cap. 12, p. 362-91.

Quintão C, Brunharo I. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial.* 2009;14(6):144-57.

Rains MD, Chaconas SJ, Caputo AA, Rand R. Stress analysis of plastic bracket configurations. *J Clin Orthod.* 1977;11(2):120-5.

Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthod.* 1997;24(4):309-17.

Reicheneder CA, Baumert U, Gedrange T, Proff P, Faltermeier A, Muessig D. Frictional properties of aesthetic brackets. *Eur J Orthod.* 2007;29:359-65.

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthod.* 2003;73(1):86–92.

Sadat-khonsari R, Moshtaghy A, Schlegel V, kahl-nieke B, Möller M, Bauss O. Torque deformation characteristics of plastic brackets: a comparative study. *J Orofac Orthop.* 2004;65(1):26-33.

Schwarz AM. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod.* 1932;18:331–52.

Scott P, DiBiase AT, Sherriff M, Cobourne M. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(4):471-8.

Sims APT, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridget RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod.* 1993;15(5):377-85.

Sinha PK, Nanda RS. Aparelhos ortodônticos fixos edgewise e técnicas de colagem. In: Bishara SE. *Ortodontia*. São Paulo: Editora Santos; 2004. Cap.14, p.186-207.

Sinha PK, Nanda RS. Esthetic orthodontic appliances and bonding concerns for adults. *Dent Clin of North Am.* 1997;41(1):89-109.

Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, Mante FK. Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(4):463-7.

Stolzemberg J. The Russel Attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Child.* 1935;21:837- 40.

Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod*. 1988;22(2):82-8.

Tanne K, Matsubara S, Hotel Y, Sakuda M, Yoshida, M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106(3):273-8.

Tecco S, DiIorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low-friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod*. 2007;29:390-7.

Tecco S, Tetè S, Festa F. Friction between archwires of different sizes, cross-section and alloy and brackets ligated with low-friction or conventional ligatures. *Angle Orthod*. 2009; 79:111-6.

Thomas S, Sheriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self ligating brackets and two types of pre-adjusted Edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod*. 1998;20:589-96.

Thorstenson G, Kusy R. Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod*. 2003;73(2):167-75.

Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part II: Intra-batch variation. *Eur J Orthod*. 1994 Oct;16(5):421-5.

Trevisi JH. *SmartClip: Tratamento Ortodôntico com Sistema de Aparelho Autoligado*. Rio de Janeiro: Campos – Elsevier; 2007.

Trevisi H, Bergstrand F. The SmartClip Self-Ligating Appliance System. *Semin Orthod* 2008;14(1):87-100.

Trevisi H, Zanelato R T. *O estado da arte na Ortodontia*. Rio de Janeiro: Elsevier; 2011.

Wunderlich CR. *Handbuch der Pathologie und Therapie*. Stuttgart: Ebner & Seubert; 1856.

Voudouris JC, Schismenos C, Lackovic K, Kuftinec MM. Self-Ligation esthetic brackets with low frictional resistance. *Angle Orthod*. 2010; 80(1):188-94.

6.4.2 Tensile test**6.4.2.1 General**

The tests shall be carried out in accordance with ISO 6892 to obtain the elastic modulus, 0,2 % proof strength and percentage elongation after fracture.

6.4.2.2 Apparatus

6.4.2.2.1 Tensile testing apparatus, calibrated for a crosshead rate and force in the range of 0,5 mm/min to 2,0 mm/min.

6.4.2.2.2 Micrometer or equivalent instrument, calibrated to an accuracy of 0,005 mm.

6.4.2.3 Procedure

6.4.2.3.1 The crosshead rate shall be in the range of 0,5 mm/min to 2,0 mm/min.

6.4.2.3.2 The original cross-sectional area, S_0 , shall be determined using a micrometer or equivalent instrument (6.4.2.2.2) with an accuracy of 0,005 mm. For products of circular cross-section, the original cross-sectional area may be calculated from the arithmetic mean of two measurements carried out in two perpendicular directions. The original cross-sectional area may also be determined from the mass of a known length and the material's density.

6.4.2.3.3 The original gauge length, L_0 , shall be taken as $(20 \pm 0,2)$ mm.

6.4.2.3.4 The distance between the grips of the machine shall be at least $(L_0 + 50)$ mm.

6.4.2.3.5 Determine the percentage elongation after fracture using a measuring device with 0,1 mm resolution.

6.4.2.3.6 Determine the elastic modulus from the slope of the linear portion of the force-deflection diagram.

6.4.2.3.7 Determine the proof strength from the stress-strain diagram at 0,2 % strain.

6.4.3 Bend test**6.4.3.1 Apparatus**

6.4.3.1.1 Compression testing apparatus, calibrated for a crosshead rate and force in the range of 0,5 mm/min to 2,0 mm/min.

6.4.3.2 Procedure

6.4.3.2.1 The crosshead rate shall be $(7,5 \pm 2,5)$ mm/min.

6.4.3.2.2 Specimens shall be cut to a minimum length of 30 mm.

6.4.3.2.3 The wires shall be subjected to a symmetrical three-point bend test.

6.4.3.2.4 A span of wire 10 mm between supports shall be used (see Figure 3).

6.4.3.2.5 Deflection shall be carried out with a centrally-placed indenter.

6.4.3.2.6 The radii of fulcrum and indenter shall be $(0,10 \pm 0,05)$ mm.

6.4.3.2.7 Rectangular wires shall be tested in the direction of the height of the wire.