UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MANOELA FÁVARO FRANCISCONI

**Avaliação da força gerada pela deflexão gradual de fios ortodônticos em
braquetes convencionais metálicos, estéticos e autoligáveis**

**BAURU
2014**

MANOELA FÁVARO FRANCISCONI

**Avaliação da força gerada pela deflexão gradual de fios ortodônticos em
braquetes convencionais metálicos, estéticos e autoligáveis**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutora em Ciências Odontológicas Aplicadas.

Área de Concentração: Ortodontia e Odontologia em Saúde Coletiva

Orientador:

Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques

Versão Corrigida

**BAURU
2014**

Francisconi, Manoela Fávaro

F847a Avaliação da força gerada pela deflexão gradual de fios ortodônticos em braquetes convencionais metálicos, estéticos e autoligáveis/ Manoela Fávaro Francisconi. -- Bauru, 2014.

137p. : il. ; 30 cm

**Tese (Doutorado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru.
Universidade de São Paulo.**

Orientador: Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques

Nota: A versão original desta tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

FOLHA DE APROVAÇÃO

MANOELA FÁVARO FRANCISCONI

22 DE JUNHO DE 1986

Nascimento

Dois Córregos – SP

FILIAÇÃO

Paulo Afonso Silveira Francisconi

Marinelci Fávaro Francisconi

2004 - 2007

Curso de Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo (FOB-USP)

2005 - 2007

Bolsista do Programa de Educação Tutorial pertencente à Secretaria de Ensino Superior (PET-SESu)

2008 - 2010

Especialização em Ortodontia pela Uningá - Bauru - SP

2009 - 2011

Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas Aplicadas, Área: Ortodontia e Odontologia em Saúde Coletiva, ao nível de Mestrado, pela Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo

2011-2014

Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas Aplicadas, Área: Ortodontia, e Odontologia em Saúde Coletiva, ao nível de Doutorado, pela Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo

"A ciência é o nutriente da inteligência, enquanto a fé é o alimento da alma. A ciência exige pesquisa, a fé exige contemplação e estudo. Onde termina o limite estreito de alcance da ciência, começa o horizonte infinito da fé. Ambas se completam. (Prof. Felipe Aquino)"

Dedicatória

Dedico este trabalho especialmente à minha família, meu maior exemplo, rocha sobre a qual edifico os princípios que me motivam a lutar em busca dos meus ideais e da realização de todos os meus sonhos...

A Deus,

por me fazer acreditar que tudo é possível quando se tem fé e por estar ao meu lado, incondicionalmente, amparando-me em seus braços confortantes.

Ao meu amado marido Pedro,

por ter me ensinado o real significado da palavra amor. Por sempre me apoiar, incentivar e mostrar que não devemos medir o tamanho de nossos sonhos. Por sempre estar ao meu lado, por me fazer sentir a pessoa mais feliz desse mundo, por me dar todo o carinho, a atenção e o amor que possa existir dentro dele e por ser a pessoa que eu escolhi para viver ao meu lado por toda a vida. Te amo pra sempre Pê, você é tudo pra mim!

Aos meus pais, Paulo e Marinelci,

por serem exemplo de vida a ser seguido e por nos darem um amor tão intenso e insubstituível, que ficaria impossível pensar em viver um só instante longe de vocês... Obrigada pelo carinho, por cada conselho, cada oração, cada palavra de apoio, enfim, por cada esforço para poder ver suas filhas felizes. Agradeço ao meu pai pelo exemplo de professor que é, dentro desta faculdade, e por assim me incentivar a conquistar meus objetivos profissionais, estando sempre ao meu lado; à minha mãe por demonstrar sua

grande determinação diante da vida e dos sonhos, ensinando-nos a lutar pelos nossos ideais, sem nunca desistir. Procuro me espelhar no exemplo de vocês para que um dia eu possa ser, ao menos, um pouquinho daquilo que vocês são. Pai e Mãe, amo vocês mais que tudo! Muito obrigada por fazerem de nós as filhas mais felizes deste mundo!

Às minhas irmãs, Carolina e Luciana,

por estarem ao meu lado incondicionalmente e me ajudarem a ser o que sou. Por cada minuto de nossas conversas e trocas de experiências. À Carol, minha irmãzinha inseparável, por estar sempre ao meu lado dando os melhores conselhos e lições de vida. À Lu, por ser motivo de orgulho para nós, além de ser minha prima, irmã, madrinha, amiga, colega de faculdade; por estar ao meu lado sempre e me ajudar em simplesmente, tudo que eu preciso... Sinceramente, não sei o que seria da minha vida sem vocês... Agradeço também pela preocupação, paciência e compreensão que sempre tiveram comigo. Obrigada pela força. Saibam que eu nunca poderia viver sem vocês. Espero que eu possa retribuir todo o amor, carinho e atenção que vocês me dão.

Ao meu afilhado do coração, Davi,

pelas singulares alegrias que se somaram à minha vida desde que nasceu e dela passou a ser parte imprescindível. Não é possível dimensionar a sorte que tive de tê-lo como meu afilhado. Faltam-me palavras para expressar o quanto você é especial. Nas horas mais difíceis que passamos em nossas vidas, você é o responsável por trazer a nossa alegria de volta, e a vontade de vencer os desafios. Por trás desses olhos azuis, mora um anjo. E esse anjo faz com que tudo valha a pena quando ele diz: "Munu, te mamô". Agradeço, extensivamente, à Pri pela escolha em me tornar a sua madrinha e por depositar parte da felicidade do Davi em minhas mãos. Amo vocês!

Agradecimento especial

Ao meu orientador Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques, pela disponibilidade em me orientar neste trabalho. Agradeço pelo estímulo ao meu crescimento na vida acadêmica e por ter me orientado de forma sábia, respeitando minhas opiniões e, ao mesmo tempo, guiando-me pelo melhor caminho. Agradeço também pela amizade e carinho dispensados a mim e a toda minha família. Além da orientação, também se tornou um grande amigo, pelo qual tenho grande admiração e carinho. Acima de tudo, obrigada pelo exemplo de humildade e força de vontade que transmite a todos ao seu redor. Serei sempre grata ao senhor.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Guilherme Janson, coordenador do curso de Mestrado em Ortodontia da FOB-USP, pela oportunidade que me deu de ampliar meus horizontes acadêmicos e profissionais. Com seu espírito determinado, estimula-me a buscar o conhecimento e a expressar o que há de melhor dentro de mim. Muito obrigada pelas preciosas considerações e ensinamentos.

À Prof.^a Dr.^a. Daniela Garib, que com seu jeito calmo e amável de ser, transmite uma infinidade de conhecimentos que tem sobre a Ortodontia, não poupando esforços para nos ajudar. Muito obrigada pelos ensinamentos, pela sua dedicação e pela nossa amizade.

Ao Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas, que com seu jeito amável e irreverente nos ensina a enfrentar as dificuldades do aprendizado com tranquilidade e perseverança. Serei sempre grata por sua gentileza, respeito e atenção.

Ao Prof. Dr. Arnaldo Pinzan, que sempre se preocupou com nosso aprendizado, enriquecendo nossos seminários. Obrigada pelos ensinamentos que contribuíram para a minha formação profissional e pela amizade.

Ao Prof. Dr. Renato Rodrigues de Almeida, que, no primeiro contato que tive com a Ortodontia, ainda nas aulas de graduação, mostrou com entusiasmo as maravilhas da especialidade. Com seu rigor didático, contribuiu demasiado para minha formação profissional.

Aos meus avós, Pedro e Eunisia; Helena e Eugênio,

por serem vozes da experiência que me inspiram na luta pelos meus ideais. Vô Pedro e Vô Nisia, obrigada pelo exemplo de vida e por me fazerem acreditar que nenhum obstáculo pode ser maior que a vontade de vencer. Vô Nisia, obrigada pelas orações e pela preocupação, e também por estar ao meu lado sempre. Vô Helena e vô Geninho, obrigada por guiar meus passos e me proteger aí do céu. Agradeço vocês por me acompanharem desde quando sonhavam em ter mais uma netinha.

Aos meus sogros Paulo e Eliane,

exemplos de dedicação ao trabalho e à família. Tio Paulo, obrigada pelo seu exemplo de determinação e por me acolher como uma filha. Tia Lilli, obrigada pelo carinho, apreço e doação. Você nos inspira com sua incontestável alegria de viver e por enxergar, nas coisas simples, a verdadeira felicidade. Obrigada pelo incentivo, compreensão e por estarem sempre ao meu lado. Ser parte da família de vocês é motivo de orgulho para mim.

Aos meus cunhados e às minhas cunhadas queridas, Pri, Paulo e Thalita, Ní e Bruno,

sempre alegres e dispostos a ajudar. Não seria nada sem vocês no meu dia-a-dia. Muito obrigada pelo apoio, pela amizade, pela consideração. Tenho certeza de que vocês são os responsáveis por dar brilho à minha vida. Vocês são mais do que especiais para mim. Muito obrigada!

Aos meus tios e primos, tio Já, tia Cena, tio Pedro, Rafão, Renato, Fernando, Deise, Kenia, Rafinha e Gabi

por serem muito mais que simples familiares, e por ocuparem um lugar mais do que especial em meu coração. Agradeço ao tio Já pelo exemplo de profissional que é, e por me incentivar a conquistar todos os meus objetivos; à tia Cena por toda a sua dedicação com aqueles que mais precisam e por sempre me entender nas horas difíceis; ao Rê, ao Fer, à Deise, à Kenia, ao Rafa e à Gabi por estarem ao meu lado sempre e fazerem parte da minha vida. Admiro vocês e torço para que tenham um futuro tão brilhante quanto merecem. Amo muito vocês.

Às minhas amigas, Grazi, Paulinha, Lê e Paty,

verdadeiros presentes que a vida me deu ao longo dos anos. Ter amigas como vocês me faz ver o quanto é bom compartilhar os sonhos e dividir as alegrias. Agradeço pelo apoio incondicional e por nunca me deixarem desistir.

Aos colegas do curso de Doutorado: Beto, Bombonatti, Carol, Dani, Fran, Ju, Marcão, Paty e Su

Agradeço pelos ótimos momentos que passamos juntos. Obrigada pela paciência, amizade e troca de experiência. Vocês fizeram minha caminhada mais leve e alegre e me ajudaram a superar as dificuldades cotidianas. Tenho excelentes recordações de cada um de vocês. Vocês serão profissionais inigualáveis, tenho certeza disso.

À Karina Maria Salvatore de Freitas,

por toda ajuda concedida, por todas as palavras de conforto, por todas as vezes que me livrou dos sufocos, por estar sempre disposta a me ajudar, por ter o coração maior que o mundo, por não poupar esforços, por estar sempre pronta à todos que precisam dela, por ser um exemplo de determinação e por ser muito mais do que uma amiga para mim. Já, te adoro, você é mais do que especial.

Ao Rafael Pinelli Henriques,

Agradeço pelo estímulo ao meu crescimento na vida profissional e por ter me ajudado a conquistar um dos meus maiores sonhos que era ingressar na vida acadêmica. Agradeço também pela amizade e carinho dispensados a mim e a toda minha família. Estendo esse agradecimento à toda sua família, Paola, Dudinha e Léo.

Aos meus professores da Graduação da FOB,

os quais participaram de uma etapa tão importante de minha vida. Em especial, o Prof. Dr. Carlos Ferreira dos Santos, tutor do grupo PET (FOB-USP), pela oportunidade que me deu de participar deste programa, ampliando meus horizontes profissionais e acadêmicos, e quem muito me apoiou para ingressar na vida acadêmica.

Aos funcionários da disciplina de Ortodontia, Cléo, Sérgio, Vagner, Verinha e Bonné,

pela dedicação, pelo incentivo, colaboração e ajuda e por serem amigos de todas as horas.

Aos funcionários e amigos de longa data do Departamento de Materiais Dentários, Sandrinha, Lô e Alcides,

por serem, na realidade, uma extensão da família Francisconi. Obrigada pela companhia diária e por não pouparem esforços para que tudo desse certo.

Ao Prof. Dr. Roberto Lauris e à sua esposa Dr.^a Rita de Cássia Lauris,

por me ajudarem a compreender e a aprender um pouco mais sobre a estatística e a ortodontia, respectivamente. Ter convívio com vocês foi, simplesmente, maravilhoso. Obrigada pela carinho, atenção e pela amizade com a minha família.

Aos funcionários da Biblioteca e todos os demais funcionários desta instituição,

sempre solícitos e prontos para esclarecer nossas dúvidas. Obrigada pela atenção e dedicação.

À Prof. Dr. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado,

Diretora da Faculdade de Odontologia de Bauru - USP. Obrigada pela atenção e carinho dispensados à mim e à toda minha família!

Ao Prof. Dr. Guilherme Janson,

Presidente da Comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru - USP.

À FAPESP

pela concessão de bolsa de estudo durante o período de Doutorado e pelo auxílio concedido nas participações de eventos científicos.

Por fim, a DEUS, por iluminar o meu caminho e fazer com que eu encontre equilíbrio e felicidade em tudo o que realizo.

RESUMO

PROPOSIÇÃO: O objetivo deste trabalho foi avaliar a força gerada pela deflexão de fios ortodônticos de Nitinol associados a diferentes tipos de braquetes por meio da avaliação dos valores da força através do aumento gradual do calibre e da deflexão dos fios e comparação entre as distintas combinações, nas diferentes deflexões. **MATERIAL E MÉTODOS:** Os corpos de prova foram montados em um modelo de simulação clínica e avaliados em uma máquina de ensaio universal INSTRON 3342, com célula de carga de 10N e, como protocolo, foi seguida a norma ISO 15.841. Foram confeccionados cinco destes modelos para a colagem de cada conjunto de acessórios a serem testados: metálico (Mini Diamond), policarbonato com fibra de vidro e canaleta metálica (Spirit), safira (Inspire ICE) e os autoligáveis passivo (Damon Q/Ormco) e ativo (In-Ovation R/GAC). Para os testes, o dispositivo de acrílico que representava o incisivo central direito foi movimentado no sentido palatino-vestibular, com leituras das resistências geradas nas deflexões de 3; 2; 1 e 0,5mm, com velocidade constante de 2mm/min. Os resultados foram avaliados por meio da análise de variância (ANOVA) a dois e a um critério, havendo diferença significativa, a análise comparativa das médias foi feita por meio do teste de Tukey ($p < 0,05$). **RESULTADOS:** A força de desativação foi gradativamente maior, com o aumento do calibre dos arcos e maior deflexão, nos diferentes tipos de braquetes. Nas combinações entre os diferentes tipos de braquetes selecionados com os fios de Nitinol verificou-se que os braquetes autoligáveis foram os que apresentaram os resultados mais parecidos entre si, mantendo-os decrescentes conforme a deflexão diminuía. Já, entre os braquetes convencionais Mini Diamond, Spirit e Inspire ICE verificou-se que não existe um padrão em nenhuma deflexão estudada. **CONCLUSÕES:** A avaliação dos valores da força, através do aumento gradual do calibre e da deflexão dos fios, demonstrou que a mesma foi crescente em todos os braquetes avaliados. Os braquetes autoligáveis foram os que apresentaram os resultados mais constantes e previsíveis enquanto que nos demais essa característica não foi observada.

Palavras-chave: Fios Ortodônticos; Fenômenos Mecânicos; Elasticidade; Estudo Comparativo.

ABSTRACT

Evaluation of the force generated by gradual deflection of orthodontic wires in conventional mettalic, esthetic and self-ligated brackets

OBJECTIVE: The purpose of this study was to evaluate the deflection forces of Nitinol orthodontic wires, placed in different kinds of brackets by assessing strength values variation according to gradual increase in the diameter and the deflection of the wires, comparing the different combinations, in the different deflections. **MATERIAL AND METHODS:** Specimens were mounted in a clinical simulation model and evaluated in a Universal Testing Machine (INSTRON 3342), using a 10 N load cell and, as a protocol, ISO 15841. Five of these models were prepared, each one for the bonding of each set of accessories to be tested: metallic (Mini Diamond), reinforced *polycarbonate with metallic slots* (Spirit), sapphire (Inspire ICE), and passive (Damon Q/Ormco) and active self-ligated (In-Ovation R/GAC). For performing the tests, the acrylic device corresponding to the right central incisor was moved in the buccal-lingual direction, and values of resistance generated for 3, 2, 1 and 0.5mm deflections, at a constant speed of 2mm/min, were registered. Data were subjected to One- and Two-way ANOVA; since significant differences were observed, comparative analysis of mean values was performed by Tukey's post hoc test ($p < 0.05$). **RESULTS:** Elastic deflection results showed that deactivation force increased with increase in the diameter of the wires and deflection in the different brackets evaluated. For the combinations of the different types of brackets with the Nitinol wires, it was found that self-ligating brackets were those with the most similar results to each other, which decreased as the deflection was decreased. For Mini Diamond, Spirit and Inspire ICE conventional brackets there was no pattern for any of the deflections studied. **CONCLUSIONS:** Strength values evaluation according to gradual increase in the diameter and the deflection of the wires showed that it increased in all evaluated brackets. Self-ligating brackets were those which presented the most consistent and predictable results while for others kinds of brackets such pattern was not observed.

Key-words: Orthodontic Wires; Mechanical Phenomena; Elasticity; Comparative Study.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	- Speed	32
Figura 2.2	- Damon 2	32
Figura 2.3	- Damon 3	32
Figura 2.4	- Damon 3MX.....	32
Figura 2.5	- Damon Q	32
Figura 2.6	- In-Ovation R.....	32
Figura 2.7	- Smart Clip.....	32
Figura 2.8	- Evolution	32
Figura 2.9	- In-Ovation C	32
Figura 2.10	- Spirit	35
Figura 2.11	- Inspire ICE	35
Figura 2.12	- O metalúrgico William J. Buehler e o ortodontista George F. Andreasen	37
Figura 4.1	- Máquina de ensaio universal Instron 3342 e célula de carga utilizada (10N).....	72
Figura 4.2	- Dispositivo de simulação clínica.....	73
Figura 4.3	- Recipiente de acrílico adaptado à máquina Instron.....	74
Figura 4.4	- Calibração da célula de carga antes dos testes.	75
Figura 6.1	- Braquete Mini Diamond.....	93
Figura 6.2	- Braquete Spirit.....	93
Figura 6.3	- Braquete Inspire ICE	94

Figura 6.4 - Fios 0,014” e 0,016” combinados com os braquetes Mini Diamond; Spirit e Inspire ICE nas deflexões de 2 e 1mm.....	95
Figura 6.5 - Braquete Damon Q.....	96
Figura 6.6 - Braquete In-Ovation R	96
Figura 6.7 - Fio 0,014” combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados em todas as deflexões avaliadas (3; 2; 1 e 0,5mm).....	97
Figura 6.8 - Fio 0,014” combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados na deflexão de 2mm.	98
Figura 6.9 - Fio 0,014” combinado com os braquetes Damon Q e In-Ovation R em todas as deflexões estudadas (3; 2; 1 e 0,5mm).....	99
Figura 6.10 - Fio 0,016” combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados em todas as deflexões avaliadas (3; 2; 1 e 0,5mm).....	100
Figura 6.11 - Fio 0,018” combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados em todas as deflexões estudadas (3; 2; 1 e 0,5mm).....	101
Figura 6.12 - Fios 0,018” e 0,020” combinados com os braquetes Damon Q e In-Ovation R em todas as deflexões avaliadas (3; 2; 1 e 0,5mm).....	102
Figura 6.13 - Fio 0,020” combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados em todas as deflexões testadas (3; 2; 1 e 0,5mm).....	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1.	Base de dados PubMed, Lilacs e BBO, estratégia de busca e número de artigos recuperados e selecionados	29
Tabela 4.1.	Amostra utilizada e condições dos testes.....	71
Tabela 5.2.1	Teste ANOVA a dois critérios para analisar a influência do braquete, do calibre do fio e da interação braquete/calibre do fio na força gerada na deflexão de 0,5mm.....	79
Tabela 5.2.2	Teste ANOVA a dois critérios para analisar a influência do braquete, do calibre do fio e da interação braquete/calibre do fio na força gerada na deflexão de 1mm.....	79
Tabela 5.2.3	Teste ANOVA a dois critérios para analisar a influência do braquete, do calibre do fio e da interação braquete/calibre do fio na força gerada na deflexão de 2mm.....	80
Tabela 5.2.4	Teste ANOVA a dois critérios para analisar a influência do braquete, do calibre do fio e da interação braquete/calibre do fio na força gerada na deflexão de 3mm.....	80
Tabela 5.3.1	Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014”, 0,016”, 0,018”e 0,020”de níquel-titânio nos braquetes Mini Diamond (ANOVA a um critério, seguida de Tukey)	80
Tabela 5.3.2	Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014”, 0,016”, 0,018”e 0,020”de níquel-titânio nos braquetes Spirit (ANOVA a um critério, seguida de Tukey)	81

Tabela 5.3.3	Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014”, 0,016”, 0,018”e 0,020”de níquel-titânio nos braquetes Inspire ICE (ANOVA a um critério, seguida de Tukey)	81
Tabela 5.3.4	Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014”, 0,016”, 0,018”e 0,020”de níquel-titânio nos braquetes Damon Q (ANOVA a um critério, seguida de Tukey)	82
Tabela 5.3.5	Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014”, 0,016”, 0,018”e 0,020”de níquel-titânio nos braquetes In-Ovation R (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).	82
Tabela 5.4.1	Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014”de níquel-titânio nos diferentes tipos de braquetes (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).....	83
Tabela 5.4.2	Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,016”de níquel-titânio nos diferentes tipos de braquetes (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).....	83
Tabela 5.4.3	Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,018”de níquel-titânio nos diferentes tipos de braquetes (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).....	84
Tabela 5.4.4	Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,020”de níquel-titânio nos diferentes tipos de braquetes (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).....	84

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	27
2.1	Histórico	30
2.2	Artigos Comparativos.....	38
2.2.1	Comparação entre Diferentes Tipos de Braquetes Autoligáveis e Convencionais	38
2.2.2	Comparação entre Diferentes Tipos de Braquetes Estéticos e Convencionais	47
2.2.3	Comparação entre Diferentes Tipos de Braquetes Autoligáveis x Estéticos x Convencionais.....	54
2.3	Testes de Deflexão	57
3	PROPOSIÇÃO	65
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	69
4.1	Material	71
4.2	Métodos	71
4.3	Análise Estatística	75
5	RESULTADOS.....	77
5.1	Análise da normalidade das variáveis	79
5.2	Resultados dos diferentes tipos de braquetes e calibres dos fios	79
5.3	Resultados dos diferentes tipos de braquetes	80
5.4	Resultados das comparações entre as distintas combinações.....	83
6	DISCUSSÃO	85
6.1	Material e Métodos.....	87
6.1.1	Seleção dos fios de secção redonda e da liga de Níquel-Titânio.....	87
6.1.2	Seleção dos Braquetes Ortodônticos	88
6.1.3	Máquina de Ensaio Universal e Célula de Carga	89
6.1.4	Teste de Deflexão Elástica	89
6.1.5	Dispositivo de Simulação Clínica	91
6.1.6	Avaliação dos Resultados em Descarga.....	91

6.1.7	Temperatura.....	92
6.2	Resultados	92
6.2.1	Resultados dos diferentes tipos de braquetes e calibres dos fios.....	92
6.2.2	Resultados dos diferentes tipos de braquetes	93
6.2.3	Resultados das comparações entre as distintas combinações.....	96
6.2.4	Desvio padrão	105
6.3	Aplicação Clínica	105
7	CONCLUSÕES	109
	GLOSSÁRIO	113
	REFERÊNCIAS	117

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Muitos estudos já foram realizados em busca de uma associação favorável entre diferentes tipos de braquetes e fios ortodônticos (BRAGA et al., 2004). Atualmente, a aparência dos aparelhos ortodônticos fixos é a principal preocupação de muitos pacientes, fazendo com que o desenvolvimento de aparelhos que combinem estética aceitável e desempenho técnico adequado seja uma meta evasiva (BIRNIE, 1990). Sendo assim, novos materiais foram desenvolvidos com a expectativa de satisfazer o paciente sob o ponto de vista estético e o ortodontista, sob o ponto de vista mecânico (BRAGA et al., 2004).

Nesse contexto, destaca-se o desenvolvimento dos braquetes estéticos. Porém, sabe-se que os braquetes estéticos possuem maior coeficiente de atrito quando comparados aos braquetes metálicos, atuando como uma força contrária ao movimento desejado (OMANA; MOORE; BAGBY, 1992; TSELEPIS; BROCKHURST; WEST, 1994). Dessa forma, torna-se cada vez mais necessária a realização de novos estudos para avaliar, não somente o atrito, mas também o comportamento dos materiais atualmente disponíveis no mercado, frente à força aplicada durante a mecânica ortodôntica. Além disso, o surgimento de braquetes estéticos com componentes metálicos trouxeram à tona uma nova área para as pesquisas (DE FRANCO; SPILLER; VON FRAUNHOFER, 1995).

Os braquetes autoligáveis, por sua vez, foram introduzidos em meados da década de 1930 na forma de acessório de Russel (STOLZENBERG, 1935; 1946) e constituem sistemas de braquetes sem ligadura que apresentam um aparelho mecânico projetado no braquete para fechar o encaixe edgewise. Sob a perspectiva do paciente, os braquetes autoligáveis geralmente são mais suaves, mais confortáveis e mais fáceis de higienizar devido à ausência de ligaduras elásticas (SHIVAPUJA; BERGER, 1994). Além dessas vantagens, a redução do tempo de tratamento constitui outro aspecto positivo do braquete autoligável (MAIJER; SMITH, 1990), o que parece estar diretamente associado ao decréscimo significativo no atrito, quando comparados aos modelos convencionais de braquetes (BERGER, 1990; CACCIAFESTA; SFONDRINI; RICCIARDI; PIZZONI; RAVNHOLT; MELSEN, 1998; READ-WARD; JONES; DAVIES, 1997; SIMS; WATERS; BIRNIE, 1994; SIMS et al., 1993; THOMAS; SHERRIFF; BIRNIE, 1998; THORSTENSON; KUSY, 2002).

Apesar dos vários tipos de braquetes disponíveis para o tratamento ortodôntico, sabe-se que a efetividade da movimentação dentária não depende somente deste dispositivo, mas envolve vários fatores, tanto relacionados ao paciente: dentes e estruturas de suporte; quanto

ao tipo de mecânica aplicada. Além disso, a movimentação dentária também depende da ação dos fios ortodônticos, que varia conforme suas características estruturais e mecânicas (BURSTONE, 1981). Atualmente, com o desenvolvimento da tecnologia, existe a possibilidade de medir com precisão as forças envolvidas nos diversos desenhos de aparelhos quando combinados com as novas composições de ligas usadas para a fabricação destes fios (GHERSEL, 2005).

A introdução dos fios ortodônticos de níquel-titânio aconteceu no início dos anos 70, por meio do ortodontista americano Andreasen (ANDREASEN; BARRETT, 1973; ANDREASEN; BRADY, 1972; ANDREASEN; HILLEMANN, 1971). A partir dessa data, novas pesquisas surgiram e a liga original foi aperfeiçoada, permitindo, assim a aplicação da mesma em distintas fases do tratamento ortodôntico, substituindo, em grande parte, o uso dos clássicos fios de aço (VIAZIS, 1991; WATERS, 1992a; b). Além disso, essas novas ligas proporcionaram alterações no protocolo de tratamento, encurtando o tempo da terapia (MANDALL et al., 2006).

Assim, com o avanço na ortodontia e disponibilidade de novos braquetes e fios para o protocolo de tratamento ortodôntico, torna-se necessário o conhecimento específico das características desses dispositivos, visando uma melhor aplicação clínica.

Atualmente, uma das maneiras mais confiáveis e clinicamente aplicáveis de avaliação de fios ortodônticos é dada pelo teste de deflexão elástica, realizado através do uso de dispositivos de simulação clínica, fabricados com a intenção de aproximar os resultados laboratoriais aos clínicos (GHERSEL, 2005; SCHAUS; NIKOLAI, 1986). Desse modo, o teste de deflexão elástica imita, de forma bem satisfatória, o que ocorre na prática clínica, ao inserirmos um fio na canaleta de um braquete (ASGHARNIA; BRANTLEY, 1986; BURSTONE; GOLDBERG, 1983; BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; KRISHNAN; KUMAR, 2004).

Em relação à conduta desse teste, foi lançada em 2006 uma norma ISO específica para testes laboratoriais de fios ortodônticos, visando tornar os resultados mais confiáveis e comparáveis (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2006). Até o presente momento, não há estudos na literatura que tenham usado essa norma, de maneira integral, para o teste de deflexão elástica de fios ortodônticos inseridos em diferentes tipos de braquetes.

Assim, para se fazer a melhor escolha dentre os diversos braquetes e fios ortodônticos disponíveis (BADRAN et al., 2003; D'ANTO et al., 2012; HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990; NAKANO et al., 1999), é indispensável o conhecimento da magnitude da força liberada

por esses fios (GARREC; TAVERNIER; JORDAN, 2005; MURAVIEV; OSPANOVA; SHLYAKHOVA, 2001), além da observação do comportamento dessa força, se constante ou progressivo, em relação ao aumento gradual da deflexão aplicada ao fio (BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007; SEGNER; IBE, 1995).

Somente com o conhecimento preciso das propriedades dos braquetes e fios, poderemos fazer uma cautelosa seleção dos mesmos e obter melhor controle do movimento dentário. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi analisar as forças geradas pela deflexão de diferentes fios ortodônticos em diferentes tipos e sistemas de braquetes, por meio de um dispositivo de simulação clínica, seguindo um protocolo sistematizado, indicado pela norma ISO 15.841.

2 Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

Com a intenção de produzir uma pesquisa com o mínimo de tendenciosidades, foi realizada uma busca sistemática de artigos para a revisão da literatura, buscando todos os artigos que avaliaram as diferentes combinações de braquetes e fios ortodônticos. Para isso, diferentes bases de dados foram acessadas, tais como PubMed, Lilacs (Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde) e BBO (Bibliografia Brasileira de Odontologia), além da busca manual, chamada “hand search”, que recuperou 25 artigos.

Tabela 2.1 – Base de dados PubMed, Lilacs e BBO, estratégia de busca e número de artigos recuperados e selecionados

	Estratégia de Busca*	Artigos Recuperados	Artigos Selecionados
PubMed	((Metallic OR stainless OR steel OR (Ceramic OR porcelain OR polycarbonate OR monocrystalline) OR sapphire OR (Self AND ligat*)) AND (bracket OR brackets OR brace OR braces)) AND (("orthodontic wires"[MeSH Terms] OR ("orthodontic"[All Fields] AND "wires"[All Fields]) OR "orthodontic wires"[All Fields] OR ("orthodontic"[All Fields] AND "wire"[All Fields]) OR "orthodontic wire"[All Fields]) OR (archwire[All Fields] OR archwires[All Fields]))	619	61
Lilacs e BBO	(bracket OR brackets OR brace OR braces OR braquete OR braquetes) AND (Metallic OR stainless OR steel OR metalico OR metalicos OR convencional OR convencionais OR Ceramic OR porcelain OR polycarbonate OR monocrystalline OR ceramico OR ceramicos OR estetico OR esteticos OR (Autoligavel OR autoligaveis OR autoligado OR autoligados OR auto-ligado OR auto-ligados OR auto ligação) OR (Self AND ligat\$) OR selfligat\$) AND (Orthodontic AND (wire OR wires) OR ((fio OR fios) AND (ortodontico OR ortodonticos)))	114	20
Hand Search			25
Total			106

* Última busca em maio de 2014

Como critério de inclusão, o artigo deveria lidar com a combinação de diferentes tipos de braquetes e fios ortodônticos, independentemente do teste realizado, sendo revisão ou pesquisa laboratorial. Se incluíssemos apenas os estudos que envolvessem a deflexão elástica dos fios nos diferentes tipos de aparelhos, ficaríamos com um número muito restrito de trabalhos. Os critérios de exclusão foram: diferentes avaliações físicas da liga tais como rugosidade; avaliação de outros fios que não os da liga de níquel-titânio; avaliação do efeito de substâncias químicas sobre o comportamento da liga e dos braquetes; avaliação dos efeitos da esterilização; estudos sobre corrosão e liberação de níquel pelos fios e braquetes de níquel-titânio; e artigos publicados em outra língua que não fosse o Inglês. Para as buscas nas bases de dados Lilacs e BBO, os mesmos critérios de inclusão e exclusão foram aplicados, com exceção da língua que, neste caso, foi o Português.

Para todos os estudos aqui descritos, o sistema de medidas usado pelos autores do trabalho foi respeitado. Para que haja um melhor proveito desta revisão, é recomendada a leitura do glossário antes de iniciar este capítulo.

2.1 Histórico

Introduzidos no início do século XX, os braquetes autoligáveis já não são novidade na Ortodontia (RINCUSE; MILES, 2007; SATHLER et al., 2011). O conceito de braquetes sem ligaduras surgiu na década de 30 com o aparelho Russell Lock, que foi uma tentativa de alcançar eficiência clínica associada à redução do tempo gasto com a ligação dos braquetes. Esse aparelho possuía um sistema de porca e parafuso que criava uma quarta parede na canaleta do braquete e sua ativação variava de acordo com o maior grau de aperto do sistema (BERGER, 1994).

A idéia de um sistema sem ligadura foi refinada por Wildman com a introdução do aparelho Edgelok, em 1972 (Ormco, Glendora, Califórnia) (BERGER, 1994; RINCUSE; MILES, 2007; SHIVAPUJA; BERGER, 1994). O mecanismo para ligar o arco envolvia uma parede de deslize vertical, posicionada por vestibular na porção superior do braquete. Quando esse dispositivo vertical era fechado, a canaleta do braquete era convertida em um tubo de quatro paredes (BERGER, 1990).

Em 1975, Hanson (HANSON, 1980) desenvolveu o braquete autoligável Speed (Strite Industries Ltd., Ontário, Canadá), dotado de uma mola de aço inoxidável flexível que exercia

pressão sobre o arco, possibilitando uma ativação constante em fios de maior calibre. Após a substituição da mola de aço inoxidável pela mola de níquel-titânio, esse braquete, tornou-se um dos mais utilizados na Ortodontia (Fig. 2.1) (BERGER, 1994; HANSON, 1980; RINCUSE; MILES, 2007; SATHLER et al., 2011; SHIVAPUJA; BERGER, 1994).

Uma década mais tarde, a “A” Company (Johnson e Johnson, São Diego, Califórnia) lançou os braquetes Activa (RINCUSE; MILES, 2007; SHIVAPUJA; BERGER, 1994). Esses braquetes cilíndricos apresentavam uma parede curva rígida que abria e fechava por meio de giro no sentido oclusogengival. No entanto, a comercialização desses braquetes foi suspensa, em virtude da facilidade com que os pacientes abriam sua parede (CLOSS et al., 2005; SATHLER et al., 2011).

Novos modelos de braquetes autoligáveis continuaram surgindo com o passar dos anos e, em 1994 os braquetes Time (American Orthodontics, Shebiygan, EUA) tornaram-se disponíveis no mercado (HARRADINE, 2003; RINCUSE; MILES, 2007). Sua aparência e ativação eram semelhantes às do Speed, no entanto, a mola flexível era curva e menos rígida, mesmo sendo de aço inoxidável (CLOSS et al., 2005).

Em 1996, os braquetes Damon SL (Ormco, Glendora, Califórnia) surgiram no mercado como braquetes autoligáveis passivos com baixo ou nenhum grau de atrito. O sistema foi aperfeiçoado e, em 1999, surgiu o Damon 2 (Fig. 2.2), braquetes metálicos com uma parede deslizante cuja abertura e fechamento eram efetuados por meio de um instrumento próprio (CLOSS et al., 2005). Sua próxima atualização, o Damon 3 (Fig. 2.3), foi confeccionada a partir da combinação de um compósito resinoso com reforço de fibra de vidro e aço inoxidável (FERNANDES et al., 2008). Recentemente, foi apresentado o Damon 3MX (Fig. 2.4) e o Damon Q (Fig. 2.5), que são braquetes totalmente metálicos e mais arredondados (SATHLER et al., 2011).

Muito similares ao Speed no conceito e desenho, os braquetes In-Ovation foram propostos pela GAC. Anos mais tarde, com a redução de suas dimensões, foi lançado o In-Ovation R (Fig. 2.6), cujo sistema mantém o fio passivo durante o alinhamento e o nivelamento e, à medida que a espessura do arco aumenta, o contato justo do fio com a mola do braquete torna-o ativo (CLOSS et al., 2005).

Já os Smart Clips (Fig. 2.7) (HARRADINE, 2003; RINCUSE; MILES, 2007) são braquetes autoligáveis muito semelhantes aos convencionais. No entanto, possuem cliques mesiais e distais de níquel-titânio que mantém o fio passivamente dentro das canaletas nas fases iniciais do tratamento (RINCUSE; MILES, 2007). Se necessário, o braquete torna-se ativo por meio da colocação de ligaduras (SATHLER et al., 2011).

Por causa de sua grande aceitação e pela demanda estética dos dias atuais, braquetes autoligáveis, linguais e estéticos, foram desenhados (SATHLER et al., 2011). Assim, a partir de 2001, foram criados braquetes linguais com o sistema autoligável, como o Evolution (Fig. 2.8) (CLOSS et al., 2005). Seguindo o padrão estético, surgiram os braquetes Oyster, confeccionados a partir de matrizes resinosas com reforço de fibra de vidro. Mais recentemente, surgiu o In-Ovation C, braquetes autoligáveis translúcidos cerâmicos (FERNANDES et al., 2008) (Fig. 2.9).

Figura 2.1 Speed (Fonte: http://www.speedsystem.com/HTML/SpeedSpeed%20Products/Wire%20Products/hills_wire.h.html).

Figura 2.2 Damon 2 (modificado de: <http://www.ormco.com/index/damon-thsys-tem-damon2-thebracket>).

Figura 2.3 Damon 3 (modificado de: <http://www.ormco.com/index/damon-thsys-tem-damon3-thebracket-01>).

Figura 2.4 Damon 3MX (Fonte: <http://damonbraces-orthodontal-philippines.blogspot.com/>).

Figura 2.5 Damon Q (Fonte: http://www.simonorthodontics.com/Portals/0/DQ_Bracket_Wire.jpg).

Figura 2.6 In-Ovation R (Fonte: http://www.forrestortho.com/new_orthodontics_technology_katy_texas.php).

Figura 2.7 Smart Clip (Fonte: <http://www.bracesmd.com/Treatment/TyposofBraces/tabid/107/Default.aspx>).

Figura 2.8 Evolution (Fonte: http://www.adentausa.com/index.php?article_id=16&clang=0).

Figura 2.9 In-Ovation C (Fonte: www.gacinnovation.com/categories/in-ovationsup-sup-systems.cfm).

Nota-se, portanto, que o aumento da demanda estética, associado ao aumento da procura de tratamento ortodôntico por adultos, ampliou a busca por aparelhos fixos mais discretos e socialmente mais aceitáveis. Assim, a indústria ortodôntica vem buscando produzir materiais mais estéticos, mas que também possuam bom desempenho clínico, a fim de atender a demanda tanto dos pacientes, quanto dos ortodontistas (SOBREIRA; LORIATO; OLIVEIRA, 2007).

O primeiro passo em direção a um aparelho ortodôntico fixo mais estético, foi dado por Newman (NEWMAN, 1965), em meados da década de 60, quando ele introduziu o condicionamento ácido do esmalte associado à utilização de resinas epóxicas, permitindo a colagem direta de acessórios ortodônticos. Com a evolução da técnica, ocorreu uma progressiva substituição do aparelho com bandas cimentadas em todos os dentes, por braquetes colados diretamente à superfície do esmalte.

Posteriormente, nos anos 70, surgiram os braquetes plásticos que foram os primeiros acessórios ortodônticos estéticos lançados no mercado, sendo compostos por policarbonato (FERNANDEZ; CANUT, 1999). O primeiro braquete desse polímero foi apresentado por Newman (NEWMAN, 1969), com dureza próxima a do aço e fabricado por injeção do material plástico (PINHEIRO et al., 2009). Entretanto, por apresentarem desvantagens em sua atuação clínica, esses braquetes vêm sendo progressivamente substituídos pelos acessórios cerâmicos (SOBREIRA; LORIATO; OLIVEIRA, 2007).

Entre as características desfavoráveis que comprometem o desempenho clínico dos braquetes de policarbonato, estão a instabilidade de cor (FERNANDEZ; CANUT, 1999; OLSEN; BISHARA; JAKOBSEN, 1997) e a deformação estrutural. Para tentar solucionar tais problemas, algumas modificações estruturais foram realizadas, como por exemplo, o reforço com cargas cerâmicas e fibra de vidro (BAZAKIDOU et al., 1997). No entanto, a instabilidade de cor e a distorção continuaram elevadas, limitando o uso desse material (GUAN et al., 2000).

Além disso, os braquetes plásticos de policarbonato puro apresentam alto coeficiente de fricção causado por irregularidades em sua superfície (FERNANDEZ; CANUT, 1999). Numa tentativa de minimizar tal efeito, alguns fabricantes incluíram uma canaleta metálica em sua estrutura (SOBREIRA; LORIATO; OLIVEIRA, 2007) como é o caso do braquete Spirit da marca comercial Ormco (Fig. 2.10). Ainda podemos citar como exemplos de braquetes de policarbonato encontrados no mercado: Aesthetic Line (Forestadent, Alemanha), Envision (Ortho Organizers), Silkon (American Orthodontics, EUA), PlasticMiura (Rocky Mountain, EUA), Élation (GAC Orthomax, EUA) e Composite (Morelli, Brasil). Além

desses, encontramos braquetes autoligáveis de policarbonato, como o Opal (Ultradent) e o Oyster (GAC).

A fim de suprir as limitações estéticas e algumas propriedades deficientes dos braquetes de policarbonato, surgiram os braquetes de cerâmica, no início dos anos 80. Esses braquetes apresentam maior estabilidade de cor, pois são inertes aos fluidos orais e oferecem maior controle sobre a quantidade de torque transferida aos dentes (OLSEN; BISHARA; JAKOBSEN, 1997). Entretanto, eles ainda apresentam algumas desvantagens como alta friabilidade, maior atrito com os fios ortodônticos, possibilidade de causar desgastes em dentes antagonistas ou danos ao esmalte durante sua remoção, além de serem estruturalmente mais volumosos que os braquetes metálicos (GHAFARI, 1992). Alterações na estrutura desses braquetes vêm sendo realizadas, visando melhorar seu desempenho clínico (SOBREIRA; LORIATO; OLIVEIRA, 2007).

Mesmo assim, os braquetes cerâmicos são os mais utilizados em casos que demandam um aparelho fixo estético, havendo diversas marcas comerciais disponíveis (SOBREIRA; LORIATO; OLIVEIRA, 2007) como, por exemplo: Clarity (3M Unitek), Fascination 2 (Dentaurum), Inspire ICE (Ormco), InVu (TP Orthodontics), Mystique (GAC), Signature III (Rocky Mountain), Starfire TMB ("A" Company), Transcend 6000 (3M Unitek), Virage (American Orthodontics) e o IceRam (Orthometric).

A composição dos braquetes cerâmicos é de óxido de alumínio (Al_2O_3), podendo ser produzido por dois modos diferentes: alumina policristalina ou alumina monocristalina. A principal diferença entre essas duas estruturas é a claridade óptica, sendo a monocristalina mais clara e translúcida que a policristalina devido ao maior tamanho dos grãos cerâmicos e ao menor número de impurezas presentes em sua constituição. No entanto, ambas apresentam boa resistência a alterações de cor (KARAMOUZOS; ATHANASIOU; PAPADOPOULOS, 1997). Quanto à fratura, os braquetes cerâmicos são vinte a quarenta vezes mais frágeis que os metálicos, porém os policristalinos possuem maior possibilidade de fratura que os monocristalinos (PINHEIRO et al., 2009).

Os braquetes cerâmicos policristalinos ou de alumina policristalina, são constituídos de cristais de óxido de alumínio, fusionados a altas temperaturas, que permitem a moldagem de vários braquetes simultaneamente (PINHEIRO et al., 2009). A desvantagem desse processo de moldagem é a presença de imperfeições estruturais ao redor dos grãos, ou de impurezas que funcionam como uma região susceptível à propagação de linhas de fratura quando o material está sob estresse (OLSEN; BISHARA; JAKOBSEN, 1997; SWARTZ, 1988). Dentre os braquetes estéticos, estes são os mais comuns e populares, devido à

qualidade de seu material e relativa facilidade de fabricação em comparação aos braquetes de alumina monocristalina (PINHEIRO et al., 2009).

Os braquetes cerâmicos à base de alumina monocristalina, por sua vez, são produzidos por um processo bastante diferente, proporcionando-lhes diferentes características em relação aos braquetes policristalinos. Cristais individuais de safira são produzidos a partir de uma massa fundida de óxido de alumínio a altíssimas temperaturas (2100°C), por sinterização (PINHEIRO et al., 2009), resultando na fabricação de um único braquete. Assim, forma-se um cristal muito mais puro, diminuindo de maneira significativa a possibilidade de propagação de fraturas através de áreas que contenham imperfeições ou impurezas (SOBREIRA; LORIATO; OLIVEIRA, 2007). Além disso, a transparência obtida nesses braquetes é devida à ausência de defeitos como os contornos de grãos; que deixam de existir nesses braquetes devido ao processo ao qual são submetidos, onde os cristais de alumina são derretidos a altas temperaturas e depois congelados (PINHEIRO et al., 2009).

Apesar das vantagens desse processo de fabricação, ele é mais complexo e mais caro do que o dos braquetes policristalinos (KARAMOUZOS; ATHANASIOU; PAPADOPOULOS, 1997), diminuindo, assim, a disponibilidade de braquetes monocristalinos no mercado (SOBREIRA; LORIATO; OLIVEIRA, 2007). Como exemplo deste tipo de braquete, podemos citar o Inspire ICE da marca comercial Ormco (Fig. 2.11).

Além dessas melhoras nos braquetes ortodônticos, também foram feitas alterações com o intuito de minimizar o atrito e evitar marcas de deformação na superfície dos arcos metálicos. Essas inovações consistiram no revestimento das canaletas com metais, tais como: ouro e aço inoxidável, ou silicone (PINHEIRO et al., 2009).

Figura 2.10 Spirit (Fonte: <http://www.conexionodontoline.cl/images/producto/brackets/spirit.jpg>).

Figura 2.11 Inspire ICE (Fonte: <http://ortodontiaarte.blogspot.com.br/2012/08/tipos-de-braquete.html>).

Concomitantemente à evolução dos braquetes, grande avanço ocorreu na Ortodontia com o desenvolvimento da liga de aço (ANDREASEN; MORROW, 1978) para a confecção dos fios ortodônticos, que até então eram feitos de ouro. O aço inoxidável, com sua excelente formabilidade, boa resistência à corrosão e custo moderado foi introduzido como fio ortodôntico em 1929 e rapidamente ganhou popularidade sobre o ouro (KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Anos mais tarde, no início dos anos 60, surge o Nitinol. Esta liga de níquel-titânio foi criada por William F. Buehler (Fig. 2.12), pesquisador em metalurgia do Naval Ordnance Laboratory em Silver Springs, Maryland, USA. O nome comercial da liga – Nitinol – é um acrônimo derivado dos elementos que a compõem: Ni para níquel, Ti para titânio e nol para Naval Ordnance Laboratory (ANDREASEN; MORROW, 1978; BISHARA et al., 1995; HURST et al., 1990; MIURA et al., 1986).

A liga de níquel-titânio foi desenvolvida inicialmente para o programa espacial da NASA (LIPSHATZ, 1992), mas, por ser biocompatível, o Nitinol também foi utilizado para diferentes propósitos na Medicina, tais como: fixação interna de fraturas, *stents* vasculares, cirurgia da coluna vertebral, endopróteses, cirurgias ginecológicas e craniofaciais (DAI; CHU, 1996; TORRISI, 1999) entre outras aplicações (KUSY, 2002; YONEYAMA et al., 1993).

Foi com base nessa criação que surgiu o primeiro fio de liga de níquel-titânio na Ortodontia. Em 1968, o Dr. George F. Andreasen (Fig. 2.12) leu sobre a descoberta desta liga pelo Naval Ordnance Laboratory e entrou em contato com William Buehler. Posteriormente, o Dr. George F. Andreasen recebeu algumas amostras de diferentes composições do Nitinol, em diferentes estágios de processamento. De 1968 a 1976, ele investigou o material (ANDREASEN, 1980), iniciando seu uso clínico em maio de 1972 (ANDREASEN; MORROW, 1978).

Figura 2.12 O metalúrgico William J. Buehler e o ortodontista George F. Andreasen
Fonte: Sathler-Zanda (2012)

O Nitinol combinava elasticidade extrema e memória de forma (ANDREASEN; BARRETT, 1973; BARWART, 1996; MIURA et al., 1986). Assim, os fios de níquel-titânio poderiam substituir, pelo menos parcialmente, os arcos de aço com dobras, que apesar de muito eficazes, consumiam muito tempo do ortodontista e causavam lesões na mucosa do paciente (FUCK; DRESCHER, 2006; GRAVINA et al., 2004; MINERVINO, 2000).

Este fio foi comercializado pela Unitek Corporation (Monrovia, CA, USA) (MIURA et al., 1986) com o nome comercial de Nitinol e apresentava baixo módulo de elasticidade, ou seja, liberava forças mais leves quando comparado aos fios de cromo-cobalto ou aço inoxidável (GURGEL et al., 2001). Andreasen apresentou o fio de Nitinol indicando sua utilização em Classe I, II ou III, em tratamentos com ou sem exodontias. Quanto maior o apinhamento, maior seria o benefício do uso do Nitinol em lugar do aço. Desde aquela época, os autores sugeriam que, certos casos, poderiam até ser iniciados com fios de calibre 0,017"x0,025" ou 0,019"x0,025", de preferência em braquetes pré-ajustados, pois a correção de maus posicionamentos iniciaria mais cedo. Quando comparado ao aço, o Nitinol era mais difícil de ser deformado permanentemente. Essa característica de excepcional elasticidade tornava este novo fio uma adição valiosa ao arsenal do ortodontista (ANDREASEN; MORROW, 1978).

Somando as particularidades dos diferentes tipos de braquetes ortodônticos com as dos diversos fios ortodônticos, muitos artigos comparativos foram realizados a fim de entender como a força da movimentação dentária variava de acordo com a composição das ligas de fios

de igual e/ou de maior diâmetro. Nesta pesquisa, os estudos serão divididos em artigos comparativos que confrontaram diferentes tipos de braquetes autoligáveis, estéticos e convencionais, entre si e uns com outros, em combinação com as diversas composições e calibres dos fios ortodônticos.

2.2 Artigos Comparativos

2.2.1 Comparação entre Diferentes Tipos de Braquetes Autoligáveis e Convencionais

Como vimos, os braquetes autoligáveis são utilizados para eliminar ou minimizar a força de ligação na interface braquete/fio (KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009). Por isso, torna-se imperativo avaliar as características de fricção entre eles e os fios ortodônticos de diferentes ligas.

Um estudo *in vitro* comparou as forças de atrito entre braquetes autoligáveis passivos (Damon SL2, Ormco; Smart Clip, 3M Unitek), ativos (In-Ovation, GAC; Time, American Orthodontics) e convencionais (Gemini Series, 3M Unitek) quando fios retangulares de aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio foram amarrados. O atrito foi avaliado por meio de uma simulação clínica através de uma máquina de ensaio Instron. Os efeitos demonstraram que as forças de atrito foram menores para os braquetes autoligáveis. Os valores máximos foram vistos com os arcos beta-titânio, assim como descrito por outros autores (PIZZONI; RAVNHOLT; MELSEN, 1998), e foram observadas diferenças significativas entre os arcos de NiTi e aço inoxidável. Outros autores já haviam observado maiores forças friccionais entre os braquetes autoligáveis e os fios de NiTi quando comparados aos de aço inoxidável (THOMAS; SHERRIFF; BIRNIE, 1998). Somente o fio de aço inoxidável não gerou diferença frente à variação do tipo de sistema de fechamento da canaleta (KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009).

Outro estudo *in vitro*, avaliou o atrito gerado por diferentes tipos de braquetes: convencional (Victory Series, 3M Unitek), autoligável passivo (Damon MX, Ormco; Vision LP, American Orthodontics) e interativo (Time3, American Orthodontics). Estes braquetes foram dispostos de maneira alinhada e, em conjunto com vários tipos e calibres de fio: aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio, atados por meio de ligaduras de baixo atrito, ligaduras Slide (Leone, Florença, Itália). Os testes foram feitos através de uma máquina de ensaio

universal à 34°C. Verificou-se que os braquetes Vision LP geraram o menor atrito tanto com o uso dos fios redondos de NiTi quanto com os arcos retangulares (TECCO et al., 2011).

As forças de atrito, geradas por diferentes sistemas de braquetes e fios, foram comparadas neste outro estudo. Quatro braquetes autoligáveis passivos (Tenbrook T1, Axis; Damon 3MX, Ormco; Carriere LX, Ortho Organizer; Smart Clip, 3M Unitek), um ativo (Mini-Clippy, TOMY International) e um convencional (OPA-K, TOMY International) foram investigados em combinação com diferentes fios de secção retangular: aço inoxidável, níquel-titânio e titânio-molibdênio. As forças de atrito foram medidas durante a mecânica de deslize, em uma máquina de ensaio Instron, com célula de carga de 5N. Observou-se menores forças de atrito nos sistemas autoligáveis passivos, com exceção no braquete Smart Clip. As forças de atrito foram semelhantes para todos os fios de igual calibre, independentemente da composição dos mesmos (HUANG et al., 2012).

Em outro estudo, um modelo de simulação clínica foi criado com o objetivo de elucidar alguns parâmetros que determinam o comportamento do atrito, em diferentes sistemas de braquetes autoligáveis. Neste modelo, os movimentos dentários foram reproduzidos nos três planos do espaço, e avaliados em uma máquina de ensaio Instron, a fim de determinar a resistência ao deslizamento. Seis diferentes braquetes autoligáveis, quatro passivos, um ativo e um interativo foram testados. Cada braquete foi testado com três fios de calibre retangular de aço inoxidável. De acordo com os resultados obtidos, os braquetes autoligáveis passivos apresentaram atritos mais baixos quando comparados com os ativos ou interativos. A partir desses resultados, concluiu-se que o tipo de sistema de fechamento da canaleta parece ser a principal variável na determinação do comportamento do atrito dos braquetes ortodônticos, submetidos à mecânica de deslize (OLIVER; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2011).

Outro trabalho, cujo objetivo foi avaliar a resistência ao deslizamento entre braquetes autoligáveis, ativos e passivos, e fios 0,019"×0,025" de aço inoxidável durante a mecânica de deslize, demonstrou que os braquetes Damon 3MX apresentaram a menor força de atrito enquanto os braquetes Speed apresentaram a maior. Os demais braquetes foram classificados, de maneira decrescente, da seguinte forma: In-Ovation R, In-Ovation C, Smart Clip, e Synergy R (STEFANOS et al., 2010).

Já nesse outro estudo, o comportamento do atrito de quatro braquetes convencionais (Mini Diamond, GAC; Mini Diamond, Ormco; Mini Mono High Tech, Forestadent; Tip-Edge, TP) e quatro autoligáveis (Damon 2, Ormco; In-Ovation, GAC; Speed, Strite Industries; e Time, American Orthodontics) foram avaliados através de uma simulação

clínica, e obedecendo a seguinte sequência de fios: 0,014", 0,016"x0,022" e 0,019"x0,025" NiTi. Também foram utilizados modelos de gesso, no estágio pré-tratamento, caracterizando quadrantes progressivamente desalinhados. Observou-se que conforme aumentava-se o calibre do arco, todas as faixas de força também aumentavam. Verificou-se ainda que quando os braquetes eram acoplados aos fios de menor calibre, os autoligáveis demonstravam um melhor desempenho para àqueles do sistema convencional. Entretanto, quando os fios de maior calibre eram inseridos, os autoligáveis, apesar de apresentarem um melhor desempenho, a proporção era menor. Além disso, à medida que os dentes se tornavam mais desalinhados, as forças também aumentavam. Estes resultados ilustraram, portanto, como o desenho do braquete, o calibre do fio e o alinhamento dos dentes influenciam no comportamento do atrito (HENAO; KUSY, 2004).

Para testar a hipótese de que em quantidades clinicamente relevantes de momento aplicado, não havia diferença na quantidade de resistência ao deslizamento entre braquetes autoligáveis e convencionais, este trabalho foi realizado, através de uma simulação de retração de caninos. Os braquetes testados foram: Damon 3 (Ormco), In-Ovation R (GAC), Smart Clip (3M Unitek), e um convencional metálico (Victory, 3M Unitek) sendo todos avaliados com arcos 0,019"x0,025" de aço inoxidável e NiTi. Através dos resultados, observou-se que todos os braquetes exibiram uma maior resistência ao deslize com a utilização do arco de NiTi. Investigações prévias encontraram maior resistência à fricção com o uso do aço inoxidável quando comparado com o NiTi (ARTICOLO et al., 2000; THORSTENSON; KUSY, 2002). Em outros estudos, com modelos experimentais, observou-se que a resistência ao deslizamento era maior ou semelhante nos fios de NiTi em comparação aos fios de aço inoxidável (DRESCHER; BOURAUDEL; SCHUMACHER, 1989; LOFTUS et al., 1999; TIDY, 1989). Além disso, tanto nos níveis mais elevados quanto nos níveis mais baixos de momento aplicado, não houve redução na resistência ao deslize entre os diferentes sistemas de braquetes, independentemente dos arcos estudados (PLISKA; BEYER; LARSON, 2011). Outros estudos também não observaram diferenças na força de atrito entre os diferentes sistemas de braquetes (BEDNAR; GRUENDEMAN; SANDRIK, 1991; HENAO; KUSY, 2004; LOFTUS et al., 1999; OGATA et al., 1996).

Um estudo *in vitro*, comparou a resistência ao atrito de braquetes convencionais metálicos, de titânio e autoligáveis, utilizando-se arcos retangulares de aço inoxidável e de titânio-molibdênio. As forças de atrito foram medidas em uma simulação de retração de caninos, em uma máquina de ensaio Instron, a uma velocidade de 5mm/min. Os resultados demonstraram que quando os arcos de TMA eram inseridos nos braquetes, os autoligáveis

apresentavam a menor resistência ao atrito seguidos pelos braquetes convencionais de titânio, sendo que os braquetes convencionais de aço inoxidável foram os que mostraram a maior resistência na presença destes fios (KHALID; KUMAR; JAYARAM, 2012).

Outro estudo *in vitro*, determinou a resistência ao atrito oferecida por braquetes, de aço inoxidável e titânio, com diferentes larguras de canaleta, quando usados em combinação com fios retangulares de aço inoxidável. Para isso, os corpos de prova foram montados em um modelo de simulação clínica e avaliados em uma máquina de ensaio Instron. Para cada combinação, foram analisadas as condições de ambiente úmido e seco, de acordo com as diferentes maneiras de amarração do fio (ligaduras elásticas ou metálicas). Através dos resultados, observou-se que os braquetes mais estreitos geraram maior atrito, que foi diretamente proporcional ao calibre do fio. Os braquetes de titânio, assim como as ligaduras elásticas, geraram maior atrito, o que também foi observado em relação ao ambiente úmido, onde as forças de atrito foram maiores do que em condição seca (HUSAIN; KUMAR, 2011).

Dentre as técnicas de fechamento de espaços no arco dentário, a mecânica de deslize é frequentemente empregada. Esta mecânica consiste na movimentação dentária guiada pelos braquetes através dos fios ortodônticos. Contudo, a força de atrito dificulta, ou impede, este movimento. Nos materiais ortodônticos, diversas variáveis influenciam a força de atrito, dentre elas os diferentes materiais dos braquetes e fios. Sendo assim, esse estudo investigou a perda de força durante uma simulação de retração de caninos, em diferentes tipos de braquetes ortodônticos. Braquetes convencionais (Victory Series e Mini-Taurus) e convencionais de baixo atrito (Synergy), autoligáveis passivos (Smart Clip) e ativos (Time3 e Speed) foram comparados quando combinados com fios retangulares 0,019"x0,025" de aço inoxidável, níquel-titânio e titânio-molibdênio. A retração foi feita através de uma mola de NiTi superelástica, utilizando uma força de 1N. Observou-se que a menor força perdida foi para os braquetes Victory Series e Smart Clip quando combinados com os fios de aço inoxidável enquanto que a maior foi observada com os braquetes Speed e Mini-Taurus em combinação com o fio de NiTi. Observou-se também que a perda de força foi gradualmente aumentada, para cada tipo de braquete, quando combinados com os fios, na seguinte sequência: aço inoxidável, Nitinol e beta-titânio. Concluiu-se, portanto, que os braquetes autoligáveis não mostraram melhor desempenho quando comparados aos convencionais, nem houve perda de força constante quando estes, independente de serem ativos ou passivos, foram comparados aos convencionais (MONTASSER et al., 2014).

Baixos níveis de atrito em dois sistemas de braquetes autoligáveis ativos (Time2, American Orthodontics; In-Ovation R, GAC) e dois passivos (Damon 2, Ormco; Smart Clip,

3M Unitek) foram encontrados quando associados ao fio 0,018" de aço inoxidável. Esse resultado aponta os braquetes autoligáveis como uma alternativa clínica para minimizar os efeitos indesejáveis do atrito observados com os braquetes convencionais durante a mecânica de deslize. Constatou-se, ainda, que os braquetes autoligáveis ativos apresentaram maior atrito do que aqueles considerados passivos, com resultados semelhantes aos dos braquetes convencionais com fios de mesmo calibre (PACHECO et al., 2011).

Apesar da atenção considerável à fricção com aparelhos fixos, as forças atribuídas a ajustes variáveis de 2ª e 3ª ordem ainda não foram totalmente esclarecidas (SIMS; WATERS; BIRNIE, 1994). Um estudo *ex vivo* dos braquetes Mini-Twin, Activa e Straight Wire Standard 0,022"x0,028" investigou a fricção quando valores conhecidos de inclinação ou torque foram aplicados a fios 0,021"x0,025" de aço inoxidável. A resistência ao deslocamento do fio através do braquete amarrado foi medida por uma máquina universal Instron. Os resultados mostraram que os braquetes com tampa Activa produziram menor fricção que os braquetes convencionais. No entanto, o aumento na inclinação e no torque (variando de 0° a 6° e de 0° a 25°, respectivamente) produziram aumentos quase lineares na fricção em todos os braquetes (SIMS; WATERS; BIRNIE, 1994).

Em outro estudo, o atrito produzido por três tipos de braquetes convencionais foi medido e comparado com três tipos de braquetes autoligáveis: um ativo (Sigma) e dois passivos (Damon SL e Interactwin), quando arcos 0,019"x0,025" de aço foram encaixados. Um braquete convencional com ligadura elástica produziu atrito entre 371 e 667,8 vezes maior do que os braquetes autoligáveis passivos. Os braquetes convencionais com ligaduras metálicas apresentaram valores de atrito até 532,8 vezes maior em relação aos braquetes autoligáveis passivos; e os autoligáveis ativos, por sua vez, produziram até 310 vezes maior atrito do que os autoligáveis passivos (VOUDOURIS, 1997).

Níveis muito baixos de atrito com os aparelhos autoligáveis têm sido claramente demonstrados e quantificados em diversos trabalhos (DAMON, 1998; HARRADINE, 2003; KIM; KIM; BAEK, 2008; SHIVAPUJA; BERGER, 1994; SIMS et al., 1993; THORSTENSON; KUSY, 2001; VOUDOURIS, 1997). Comparando os autoligáveis entre si (Time2, In-Ovation R, Speed, Damon 3), evidenciou-se que o Damon 3 mostrou o menor valor de atrito. Esse resultado foi intimamente ligado ao desenho passivo desse dispositivo (BUDD; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2008). Essa grande concordância na literatura em relação ao menor atrito produzido pelos braquetes autoligáveis durante a movimentação ortodôntica quando comparados aos convencionais, está associada ao fato de que os braquetes autoligáveis dispensam o uso de ligaduras. Sabe-se que as ligaduras

metálicas produzem entre 30% a 50% do atrito promovido por ligaduras elásticas (SHIVAPUJA; BERGER, 1994) portanto, o dispositivo que dispensa o uso dessas ligaduras gera, indiscutivelmente, menores níveis de atrito (SATHLER et al., 2011).

As forças geradas a partir de sistemas de braquetes convencionais e autoligáveis, durante a fase de A/N, especificamente para o movimento de 1ª e 2ª ordem, foram comparativamente avaliadas neste estudo. Três tipos de braquetes foram utilizados: Orthos2 (Ormco), Damon 2 (Ormco), e In-Ovation R (GAC), sobre os quais arcos Damon 0,014" CuNiTi (Ormco) foram inseridos. O modelo foi montado no Sistema de Medição e Simulação de Ortodontia (OMSS) no qual os movimentos foram simulados nos braquetes do incisivo lateral, canino e 1º pré-molar. Observou-se que na correção de 1ª ordem, a direção mostrou um efeito significativo sobre a magnitude da força, para o movimento no sentido lingual, níveis de força mais baixos foram observados para o In-Ovation R. Nenhuma diferença foi encontrada entre o Damon 2 e o aparelho convencional. Já, na correção de 2ª ordem, não houve diferença entre os dois braquetes autoligáveis na magnitude da força, mas o braquete convencional apresentou maiores níveis de força. A partir desses resultados, sugeriu-se que as forças geradas para correções de 1ª e de 2ª ordem nos braquetes autoligáveis, não mostram um padrão consistente e dependem do fio, da direção do movimento e do desenho do componente de ligação (PANDIS et al., 2008).

Posteriormente, esses mesmos autores compararam a magnitude e a direção das forças e momentos gerados a partir desses diferentes sistemas de braquetes, durante o A/N, seguindo a mesma metodologia do estudo anterior. Observou-se que o incisivo lateral, com o uso dos braquetes Damon 2, apresentou um movimento extrusivo e vestibular e exibiu a menor força no sentido vertical, intrusão/extrusão, enquanto que no sentido vestibulo-lingual, esses braquetes geraram a maior força. Os momentos aplicados pelos três sistemas de braquetes seguiram a tendência mostrada pelas forças. Assim, no eixo vertical, os braquetes autoligáveis exerceram forças inferiores, entretanto, no sentido VL, geraram momentos mais elevados do que aqueles gerados pelos convencionais (PANDIS; ELIADES; BOURAUUEL, 2009).

Já esse estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar as forças de atrito geradas por várias combinações braquete/fio. Para isso foi utilizado um modelo experimental com 3 braquetes desnivelados, visando a melhor compreensão da resistência ao deslizamento, durante o A/N. Foram testados dois tipos de braquetes: autoligáveis passivos e convencionais de aço inoxidável, juntamente com fios de diferentes calibres de Nitinol, multi-trançados de aço inoxidável e um redondo de TMA. Os resultados mostraram que o deslizamento foi influenciado pela dimensão transversal e material do fio e pelo tipo de ligação. Assim,

concluiu-se que a força de atrito pode ser reduzida durante o A/N por meio dos braquetes autoligáveis e fios de menores dimensões e rigidez (MATARESE et al., 2008).

O atrito gerado por várias combinações braquete/fio, anteriormente estudado, utiliza, muitas vezes, modelos de ensaio *in vitro* que incluem apenas um ou três braquetes. Este estudo, porém, utilizou 10 braquetes alinhados para comparar a resistência ao atrito gerada por diferentes sistemas de braquetes: convencionais de aço inoxidável (Victory Series, 3M Unitek), autoligáveis passivo (Damon SL II, Ormco) e ativo (Time, American Orthodontics) quando combinados com arcos de aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio. Observou-se que o braquete Time gerou o menor atrito. No entanto, a análise das várias combinações braquete/fio revelou que o sistema Damon SL II gerou menor atrito quando testado com fios redondos, e um atrito superior quando com arcos retangulares. Arcos de beta-titânio geraram maiores resistências quando comparados aos outros arcos avaliados. Além disso, todos os braquetes apresentaram forças de atrito mais elevadas, conforme aumentava-se o calibre do fio. A partir desse experimento, observou-se que a utilização de um modelo *in vitro* que incluía braquetes em série, pode dar informações adicionais para o ortodontista clínico (TECCO et al., 2005).

Obedecendo a esses princípios para uma simulação clínica mais adequada, um dispositivo de simulação clínica até o segundo molar foi construído para o teste de fios de aço sólido (Permachrome), de 3 (Twist) e 6 filamentos (Respond), níquel-titânio (Nitinol) e titânio-molibdênio (TMA), nos calibres 0,016" (fios sólidos) ou 0,0175" (fios multifilamentados). O teste foi realizado em 5 locais dos arcos avaliados, e em 3 direções (lingual, oclusal e vestibular). Braquetes autoligáveis foram utilizados para diminuir o potencial de variabilidade das ligaduras, permitir fechamento mais seguro da canaleta e para a redução do atrito. Observou-se que em cada local estudado do arco, as direções lingual e oclusal apresentaram resultados semelhantes entre os grupos, mas a direção vestibular apresentou diferenças (SCHAUS; NIKOLAI, 1986).

Com o objetivo de avaliar a fricção apresentada por braquetes autoligáveis passivos sob angulações de 0° e 2,5° e comparar o seu comportamento, sob angulação nula, com o de braquetes autoligáveis ativos, esse trabalho foi desenvolvido. Foram testados os seguintes braquetes: autoligáveis passivos Damon SL II sob angulações de 0° e 2,5°; convencionais (Gemini Series, 3M Unitek) sob as mesmas angulações; e um grupo formado pelo sistema ativo Time2, sob angulação nula. O tracionamento foi realizado empregando-se fios 0,020" de aço inoxidável numa máquina de ensaios com célula de carga de 2,0kg. As médias de fricção encontradas confirmaram que o sistema de braquetes Damon SL II é mais eficiente no

controle do atrito do que o sistema ativo sob angulação de 0°. Quando submetidos à angulação de 2,5° a fricção aumentou, porém manteve-se ainda muito inferior aos patamares evidenciados no grupo de braquetes convencionais (BUZZONI et al., 2012).

Outro trabalho, cujo objetivo foi comparar as forças de atrito geradas entre fios 0,014" NiTi, com deformações horizontais de 4mm, e diferentes tipos de braquetes, testou quatro sistemas de braquetes autoligáveis (Damon MX, Easy Clip, Smart Clip e In-Ovation), um braquete triplo (Synergy) e um convencional (Tecnident) com amarrilho elástico em "8". Como grupo controle, foi utilizado um braquete convencional (Morelli) com ligadura elástica em "0". As forças de atrito foram medidas em uma máquina de tração universal Instron. Observou-se que as forças de atrito por deformação do fio foram crescentes na seguinte ordem: Synergy, Damon, convencional com amarrilho em "8", Easy Clip, In-Ovation, Smart Clip e convencional com ligadura tradicional. Assim, concluiu-se, em relação à ligadura convencional, que todos os sistemas de fechamento das canaletas testados foram eficientes em reduzir a força de atrito, porém, tal redução variou de acordo com o sistema selecionado (QUEIROZ et al., 2012).

Os diferentes sistemas de braquetes também foram comparados quanto à eficiência no controle do movimento de 3ª ordem, o torque. Para isso, foram analisados os seguintes braquetes: autoligável passivo (Damon 3MX,Ormco); e interativo (In-Ovation R,GAC) e o convencional com ligação elástica e metálica (Ovation, GAC). Obedecendo a sequência de fios preconizada, retangulares crescentes, observou-se que os braquetes interativos e aqueles com ligação metálica apresentaram as maiores porcentagens de correção do torque, atingindo a totalidade da prescrição incorporada ao mesmo com o fio 0,019"x0,025". Já os braquetes passivos e aqueles com ligação elástica apresentaram porcentagens de correção de torque aquém da prescrição, mesmo com o fio 0,021"x0,025" (GICK et al., 2012).

Além disso, outro estudo comparou a eficiência e o desempenho de braquetes frente ao movimento de rotação. O método utilizado envolveu braquetes convencionais Ovation (GAC) ligados por amarrilhos metálicos e ligaduras elásticas, braquetes autoligáveis interativos In-Ovation R (GAC) e passivos Damon 2 (Ormco). A simulação da correção da rotação dentária (30°) foi realizada com o fio 0,016" NiTi seguido pelo 0,018" NiTi. Os resultados demonstraram maior controle e eficiência através dos braquetes autoligáveis em comparação aos convencionais. Entre os autoligáveis, o resultado foi melhor com o sistema interativo, sendo que nos braquetes convencionais com ligaduras elásticas obteve-se a menor correção angular. De acordo com esses achados, os acessórios autoligáveis apresentaram-se como um

sistema de baixo atrito e com excelente gerenciamento no controle do movimento (BENETTI et al., 2012).

Os braquetes autoligáveis têm sido utilizados pelos ortodontistas devido à promessa de redução do atrito com os fios ortodônticos. Assim, o presente estudo teve como objetivo comparar a resistência friccional produzida pelos braquetes autoligáveis Damon 3 (Ormco), Smart Clip (3M Unitek) e In-Ovation (GAC) e pelos braquetes convencionais Victory (3M Unitek) com módulos elásticos e amarrilhos metálicos, considerando fios retangulares de aço inoxidável e níquel-titânio de diferentes dimensões. A partir dos resultados obtidos, concluiu-se que houve redução significativa da fricção utilizando os braquetes autoligáveis Damon 3 e Smart Clip quando comparados ao In-Ovation e ao convencional com amarrilho e com módulo elástico. Não houve diferença nos valores do atrito entre as diferentes secções de fio nem entre as duas ligas metálicas estudadas (FERRARI et al., 2011).

Na mesma linha de pesquisa, esse outro trabalho determinou a força de atrito entre braquetes autoligáveis e fios ortodônticos redondos e retangulares de aço inoxidável. Foram avaliados os braquetes autoligáveis Smart Clip (3M Unitek), In-Ovation R (GAC) e os convencionais (Gemini Series, 3M Unitek), que foram usados como grupo controle. Os testes de tração foram realizados numa máquina de ensaios, com célula de carga de 20N. Os resultados demonstraram que o braquete autoligável Smart Clip foi o mais efetivo no controle do atrito. A influência da secção transversal do fio foi confirmada, uma vez que os fios de secção retangular apresentaram maior força de atrito. O sistema Smart Clip foi mais efetivo mesmo quando o tracionamento dos fios retangulares foi comparado ao dos fios redondos combinados com os braquetes In-Ovation R (BUZZONI et al., 2011).

Finalmente, esse estudo *in vitro* comparou as fricções estáticas entre dois braquetes autoligáveis passivos, um ativo e um convencional, quando submetidos a diferentes quantidades de torque (0°, 10°, 20° e 30°), e amarrados a três fios retangulares: 0,016"x0,022", 0,017"x0,025" e 0,019"x0,025" de níquel-titânio. A fricção foi avaliada por meio de uma simulação clínica através de uma máquina de ensaio Instron. Na maioria das combinações braquete/fio, o aumento do torque produziu um aumento significativo da fricção. Nas combinações com os braquetes autoligáveis, todos os torques produziram menor fricção do que quando comparados aos do braquete convencional. Os autoligáveis ativos mostraram maior fricção do que os passivos. Assim, os autores verificaram que à medida que o torque aumentava, maior era o contato entre a parede da canaleta e a borda do fio, independentemente do tipo de braquete avaliado. Dessa maneira, os autores concluíram que o aumento do torque causou um aumento na fricção, uma vez que o contato entre a parede da

canaleta e a borda do fio foi maior, e que os desenhos dos braquetes influenciam, portanto, na fricção (MUGURUMA et al., 2014).

2.2.2 Comparação entre Diferentes Tipos de Braquetes Estéticos e Convencionais

A resistência friccional é um fator que dificulta a movimentação ortodôntica durante a mecânica de deslize, uma vez que, quanto maior o atrito, maior a força necessária para a movimentação dentária. Dickson e Jones (DICKSON; JONES, 1996) observaram alta resistência friccional em mecânicas de deslize utilizando braquetes cerâmicos. Adicionalmente, Bishara e Fehr (BISHARA; FEHR, 1997) afirmaram que, os braquetes cerâmicos geram micro-asperezas no fio ortodôntico durante o deslizamento, aumentando, progressivamente, o atrito. Dessa forma, para reduzir a resistência friccional, os fabricantes tentaram melhorar a lisura superficial das canaletas ou inseriram uma canaleta metálica nos braquetes. Assim, vários estudos vem sendo feitos na tentativa de se buscar um braquete estético que seja capaz de conciliar o melhor desempenho clínico e a melhor aparência estética, causando a menor resistência friccional.

Assim, utilizando um modelo de simulação do deslizamento, o atrito gerado nos braquetes cerâmicos e convencionais foram comparados. Braquetes cerâmicos convencionais, com ranhuras de aço inoxidável, e de safira foram testados, enquanto braquetes de aço inoxidável foram usados como grupo controle. Verificou-se que, tanto em ambiente seco quanto úmido, os braquetes cerâmicos e de safira expressaram maior valor de atrito quando comparados aos braquetes metálicos e com ranhuras de aço inoxidável quando arcos retangulares foram inseridos. Os braquetes cerâmicos apresentaram maior atrito quando comparados àqueles com ranhuras de aço inoxidável quando fios 0,014"x0,025" de NiTi foram amarrados. No ambiente úmido, os valores médios de atrito foram mais elevados do que no ambiente seco (TECCO et al., 2010).

Nesse mesmo contexto, outro estudo mediu as forças de atrito geradas entre braquetes cerâmicos (Transcend Series 6000, 3M Unitek), cerâmicos com ranhuras metálicas (Clarity, 3M Unitek) e metálicos (Victory Series, 3M Unitek) e arcos selecionados, amarrados por meio de ligaduras elásticas e de aço inoxidável, em ambiente úmido. Diferentes materiais: policarbonato, cerâmica, safira e metal foram testados com fios de aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio, em três diferentes calibres. Os resultados mostraram que o fio de aço inoxidável apresentou o menor atrito, seguido pelo beta-titânio e níquel-titânio. A fricção foi, aproximadamente, 3 vezes maior quando a forma de amarração foi a ligadura de aço

inoxidável. Os braquetes Clarity apresentaram menor atrito quando comparados aos Transcend Series 6000, porém, este valor foi maior do que o apresentado pelos braquetes metálicos (CACCIAFESTA et al., 2003). Outros artigos também verificaram maior resistência ao atrito quando os braquetes convencionais cerâmicos foram comparados àqueles de aço inoxidável (ANGOLKAR et al., 1990; BAZAKIDOU et al., 1997; DICKSON; JONES, 1996; DOWNING; MCCABE; GORDON, 1994; IRELAND; SHERRIFF; MCDONALD, 1991; KEITH; JONES; DAVIES, 1993; LOFTUS et al., 1999; PRATTEN et al., 1990) e que os braquetes cerâmicos com ranhuras de metal produziram menor resistência ao atrito quando comparados aos convencionais de cerâmica (DICKSON; JONES, 1996; LOFTUS et al., 1999). Quanto às secções dos fios, os resultados demonstraram que cada uma das três ligas apresentou maior força de atrito conforme o diâmetro do fio era aumento. Descobertas semelhantes sobre o efeito do calibre do fio foram relatadas em outros estudos (ANDREASEN; QUEVEDO, 1970; BAZAKIDOU et al., 1997; BEDNAR; GRUENDEMAN; SANDRIK, 1991; BRAUN et al., 1999; DAMON, 1998; DRESCHER; BOURAUUEL; SCHUMACHER, 1989; FRANK; NIKOLAI, 1980; KAPILA et al., 1990; OGATA et al., 1996; PIZZONI; RAVNHOLT; MELSEN, 1998).

A combinação entre três modernos braquetes ortodônticos, cerâmico com canaleta metálica Virage (American Orthodontics), cerâmico (Illusion Plus, Ortho Organizers) e de aço inoxidável (Victory Series, 3M Unitek) com quatro arcos retangulares, de aço inoxidável (3M Unitek), níquel-titânio (3M Unitek), TMA (3M Unitek) e TMA de baixo atrito (Ormco), permitiu a mensuração do atrito neste trabalho. Todos os testes foram realizados em ambiente seco e avaliados em uma máquina de ensaio Instron. Os braquetes cerâmicos com canaletas metálicas Virage revelaram valores mínimos de atrito em todas as combinações, podendo ser uma alternativa promissora para resolver esse problema. Valores de atrito para os fios de TMA foram comparáveis aos dos fios de aço inoxidável (DOSHI; BHAD-PATIL, 2011). Além disso, outros estudos também verificaram que a implantação iônica, realizada nos fios de TMA de baixo atrito, reduzem a flexibilidade e melhoram o acabamento da superfície, reduzindo, portanto, a resistência ao atrito (BURSTONE; FARZIN-NIA, 1995; GHAFARI, 1992).

As diferenças na magnitude das forças de atrito geradas pelos braquetes de cerâmica (Transcend Series 6000, 3M Unitek), de cerâmica com ranhuras de metal (Clarity, 3M Unitek) e convencionais de aço inoxidável (Victory Series, 3M Unitek), em combinação com fios de aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio também foram investigadas nesse outro estudo. Braquetes e fios foram testados com angulações de 0° e 10°, a uma velocidade de

0,5cm/min. De acordo com os dados obtidos, os braquetes apresentaram valores de força de atrito crescentes na seguinte ordem: braquetes de aço inoxidável, de cerâmica com ranhuras de metal e de cerâmica convencional. Em relação aos fios, o fio beta-titânio apresentou o maior valor da força de atrito, seguido pelo níquel-titânio e o aço inoxidável, ao passo que, os valores de força de atrito foram diretamente proporcionais ao aumento de angulação entre o braquete e o fio (NISHIO et al., 2004).

Outros pesquisadores, ainda, investigaram o grau de deformação e o torque em quatro tipos de braquetes de policarbonato: não reforçados, reforçados por cargas cerâmicas, com canaletas metálicas e reforçados por cerâmica com canaletas metálicas, tendo um grupo de braquetes metálicos como controle. Concluiu-se que, quando comparados aos braquetes metálicos, todos os braquetes de policarbonato apresentaram maior deformação e menor expressão do torque inserido, sendo o braquete com canaleta metálica o de melhor desempenho entre os acessórios plásticos testados (FELDNER et al., 1994). Harzer e colaboradores (HARZER; BOURAUUEL; GMYREK, 2004), pesquisando as mesmas características em braquetes de diferentes marcas comerciais, encontraram resultados semelhantes.

Outro trabalho mensurou as forças friccionais geradas por quatro marcas comerciais de braquetes plásticos, duas com canelatas metálicas (Spirit, Ormco; Elan, GAC) e duas sem canaletas metálicas (GAC; Silkon, American Orthodontics), em comparação com duas marcas de braquetes cerâmicos (Signature, RMO; Starfire, “A” Company) e uma de aço inoxidável (Miniature Twin, 3M Unitek), em conjunto com fios ortodônticos de aço, níquel-titânio e beta-titânio com três diferentes espessuras. Conclui-se que os braquetes plásticos com canaletas metálicas ofereceram menor resistência friccional quando comparados aos braquetes cerâmicos ou metálicos, independentemente da espessura e do tipo de fio (BAZAKIDOU et al., 1997).

Outros autores compararam a resistência friccional do braquete cerâmico com canaleta metálica (Clarity, 3M Unitek) do cerâmico convencional (Trancend 6000, 3M Unitek) e do metálico (Twin-Torque, TP Orthodontics Inc.). Todos os braquetes foram dispostos de forma a fornecer uma angulação braquete/fio de 0°, 5° ou 10°. Os resultados demonstraram que o braquete cerâmico com canaleta metálica apresentou resistência friccional mais próxima à do braquete metálico do que o cerâmico convencional, quando as angulações entre fio e braquete foram mais baixas (0° e 5°). Por outro lado, com uma angulação de 10°, os dois tipos de braquetes cerâmicos não apresentaram diferenças relevantes entre si, mas ambos apresentaram valores maiores que os braquetes metálicos (DICKSON; JONES, 1996). Estudos semelhantes

confirmaram tais resultados (BRAGA et al., 2004; CACCIAFESTA et al., 2003; NISHIO et al., 2004).

Com o objetivo de comparar a resistência ao atrito de braquetes cerâmicos com ranhuras de metal (Clarity), braquetes de aço inoxidável (Miniature Twin) e braquetes de cerâmica com ranhuras arredondadas (Contour e Transcend), um estudo foi realizado, inserindo dois calibres retangulares de fios de aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio. Em geral, as resistências dos fios obedeceram a seguinte sequência crescente: fio de NiTi < fio de aço inoxidável < fio de TMA. Independentemente do fio, as menores resistências foram encontradas com os braquetes de largura estreita e com as bases da ranhura arredondadas (Contour). Assim, sugeriu-se que os elevados valores de resistência ao atrito dos braquetes cerâmicos podem ser reduzidos através do revestimento das ranhuras com aço inoxidável ou da redução de sua largura e do seu arredondamento (KAPUR WADHWA; KWON; CLOSE, 2004).

Comparar o nível de resistência ao atrito gerado entre braquetes cerâmicos convencionais (Transcend Series 6000, 3M Unitek), cerâmicos com ranhuras metálicas (Clarity, 3M Unitek), convencionais de aço inoxidável (Victory Series, 3M Unitek) e três diferentes secções e ligas de fio ortodôntico, aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio, foi o objetivo desse outro estudo. A medição do atrito foi feita por um aparelho especialmente concebido e observou-se que os braquetes cerâmicos com ranhuras de aço inoxidável geraram menores forças de atrito do que os convencionais cerâmicos, no entanto, esses valores foram mais elevados do que quando comparados aos braquetes metálicos. Os arcos de beta-titânio apresentaram maior resistência ao atrito e, entre os fios de aço inoxidável e níquel-titânio, não foram observadas diferenças. Todos os braquetes apresentaram maiores forças de atrito conforme a espessura do fio era aumentada. Assim, de acordo com esses resultados, os braquetes cerâmicos com canaletas metálicas não são apenas visualmente agradáveis, mas também uma alternativa valiosa para os braquetes convencionais de aço inoxidável em pacientes com exigências estéticas (CACCIAFESTA et al., 2003).

A fim de determinar a resistência à fricção gerada por braquetes cerâmicos quando combinados com diferentes fios, durante a mecânica de deslize, esse trabalho foi realizado. Fios de aço inoxidável, cromo-cobalto, beta-titânio e níquel-titânio de diferentes secções transversais, foram testados em combinação com braquetes cerâmicos monocristalinos (Gem Series, Ormco). A fricção do fio com os braquetes cerâmicos aumentou conforme aumentou-se o calibre do fio, assim, os fios retangulares produziram maior atrito do que os fios

redondos. Fios de beta-titânio e níquel-titânio apresentaram maiores forças de atrito em comparação aos fios de aço inoxidável ou de cromo-cobalto (ANGOLKAR et al., 1990).

A resistência friccional é reconhecida, pela maioria dos clínicos, como prejudicial para a movimentação dentária. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi comparar as forças de atrito entre braquetes convencionais metálicos (3M Unitek) e cerâmicos (Allure, GAC; Transcend, 3M Unitek). Para tanto, fios retangulares de NiTi e de aço inoxidável foram inseridos em um par de braquetes de cada tipo e os testes foram realizados na ausência ou na presença de saliva artificial. Observou-se, em todas as condições experimentais, que braquetes de cerâmica, fios de Nitinol e saliva artificial promoveram o aumento da resistência friccional (PRATTEN et al., 1990).

Já esse outro estudo, através de um dispositivo de teste, mediu os valores de fricção de diferentes braquetes, durante a mecânica de deslize, quando combinados com um fio 0,016"x0,022" de aço inoxidável. Os resultados mostraram que os braquetes metálicos apresentaram valores ligeiramente menores do que os cerâmicos policristalinos. No entanto, os braquetes monocristalinos mostraram valores maiores de atrito tanto em relação aos de aço inoxidável quanto aos policristalinos (SCHUMACHER; BOURAUDEL; DRESCHER, 1990).

A resistência ao deslizamento de braquetes nacionais estéticos sobre fios ortodônticos de aço inoxidável nacionais foi testada nesse estudo. Foram utilizados diferentes tipos de braquetes (compósito cristal, Tecnident; compósito com canaleta de metal, Tecnident; cerâmico, Abzil; cerâmico, Tecnident; compósito, Morelli; metálico, Morelli utilizado como controle) e dois calibres de fio de aço inoxidável. Verificou-se que os braquetes de compósito apresentaram as menores forças de deslizamento enquanto os cerâmicos, as maiores, e os braquetes com canaletas metálicas apresentaram valores intermediários. Além disso, verificou-se que os braquetes de compósito nacionais produziram menor resistência a mecânica de deslize, comparáveis aos braquetes metálicos, sendo, portanto, uma alternativa viável para os tratamentos com demanda estética (MAZZETTO et al., 2010).

Com a finalidade de comparar a resistência friccional entre braquetes de aço inoxidável e de policarbonato atados por meio de amarrilhos metálicos e elásticos, este estudo *in vitro* foi realizado. Os braquetes foram levados à uma máquina de ensaio universal para o tracionamento de um segmento de fio 0,019"x0,025" de aço inoxidável na velocidade de 0,5mm/min, com 8mm de deslocamento total. Observou-se que os módulos elastoméricos geraram mais atrito do que os metálicos. Os braquetes de policarbonato geraram menor atrito do que os metálicos, porém, na escolha do material a ser utilizado na clínica, outras variáveis, devem ser consideradas (LIMA et al., 2010).

Este estudo, por sua vez, teve como objetivo avaliar o coeficiente de atrito estático dos braquetes metálicos, estéticos com ranhuras metálicas (policarbonato reforçado com cerâmica e ranhura de aço inoxidável) e estéticos sem ranhuras metálicas (cerâmica alumina policristalina), quando utilizados com fios ortodônticos retangulares de aço inoxidável e níquel-titânio. Para isso, foi desenvolvido um equipamento de teste, onde foi realizado o tracionamento dos braquetes. Observou-se que os coeficientes de atrito foram maiores nos braquetes estéticos sem ranhuras metálicas e nas combinações do fio de níquel-titânio com os braquetes estéticos, com e sem ranhuras metálicas (VANZIN et al., 2003)

Avaliar as forças de atrito produzidas por braquetes cerâmicos e fios de diferentes ligas foi o objetivo deste outro estudo *in vitro*. Os braquetes testados foram: cerâmico monocristalino (Inspire ICE), policristalino (InVu) e policristalino com ranhura metálica (Clarity), os quais foram testados em combinação com fios 0,019"x0,025" de aço inoxidável e níquel-titânio, a 0° e 10° de angulação, em saliva artificial. Os resultados demonstraram que os braquetes cerâmicos policristalinos com ranhuras de metal tiveram valores semelhantes aos policristalinos convencionais, e os monocristalinos apresentaram as maiores forças de atrito, assim, a adição das ranhuras metálicas nos braquetes policristalinos, não diminuiu os valores de atrito. Em relação aos fios, os de níquel-titânio produziram menor atrito do que os de aço inoxidável (GUERRERO et al., 2010).

O atrito produzido por braquetes cerâmicos policristalinos e de aço inoxidável, quando combinados com fios de aço inoxidável, durante a execução de mecânica de deslize, foi comparado neste trabalho. Os coeficientes de atrito verificados na combinação braquete cerâmico/fio de aço inoxidável foram superiores aos da combinação braquete de aço inoxidável/fio de aço inoxidável. Assim sendo, concluiu-se que a execução de mecânica de deslize é facilitada quando braquetes de aço inoxidável são utilizados com fios de aço inoxidável (BÁGGIO; TELLES; DOMICIANO, 2007).

Nesse estudo, o coeficiente de atrito entre braquetes e fios de diferentes materiais foi avaliado, sob condições que simulam o ambiente bucal. Fios 0,019"x0,025" de aço inoxidável e titânio-molibdênio e braquetes de policarbonato (American Orthodontics), cerâmicos (American Orthodontics) e metálicos (3M Unitek) foram testados. Através dos resultados, observou-se que os fios de aço inoxidável quando combinados com os braquetes cerâmicos tinham o maior coeficiente de atrito, enquanto que, quando combinados com os braquetes metálicos apresentaram o menor coeficiente. Dessa forma, pode-se afirmar que braquetes de cerâmica, em associação com fios de aço, devem ser criteriosamente utilizados devido ao seu elevado coeficiente de atrito (FIDALGO et al., 2011).

Assim, um fator importante que define a eficácia dos aparelhos ortodônticos fixos é o atrito existente entre as superfícies dos fios e braquetes. Este estudo teve como objetivo investigar o coeficiente de atrito estático entre fios de aço inoxidável e beta-titânio e braquetes de aço inoxidável (Dynalock, Unitek), estéticos com ranhuras de aço inoxidável (Clarity, Unitek) e estéticos convencionais (Allure, GAC). Constatou-se que a combinação com menor coeficiente de atrito foi composta pelo fio de aço inoxidável e o braquete Dynalock, enquanto a de maior coeficiente foi a do braquete Allure com o fio beta-titânio. O braquete Dynalock não apresentou diferença em relação ao braquete Clarity quando utilizou-se o fio de beta-titânio, no entanto, quando o fio testado foi de aço inoxidável, este apresentou menor coeficiente de atrito. O braquete Clarity apresentou, portanto, coeficiente de atrito significativamente menor do que o braquete Allure (BRAGA et al., 2004).

Ainda considerando-se a força de atrito, esse estudo avaliou o efeito da presença de canaletas metálicas em braquetes estéticos. Para tanto, foram testados os braquetes Clarity e Transcend (3M Unitek) por meio de um dispositivo de simulação do movimento de retração na mecânica de deslize, utilizando-se os fios 0,019"x0,025" de aço inoxidável e ligaduras elásticas convencionais. Os parâmetros avaliados foram: atrito estático, dinâmico e força máxima. Os resultados demonstraram diferenças para todos os critérios avaliados. Concluiu-se, portanto, que o braquete Clarity, que possui canaleta metálica, gerou maior atrito que o braquete Transcend (GRILLO, 2009).

As forças de atrito entre braquetes cerâmicos, com canaletas de diferentes superfícies, e fios ortodônticos estéticos (aço inoxidável com cobertura estética na face vestibular) e de aço inoxidável foram comparadas quando esses mesmos fios foram combinados com braquetes metálicos (grupo controle). Uma máquina universal foi utilizada para o ensaio de tração, simulando o deslizamento do braquete pelo fio, utilizou-se ligadura elástica como forma de amarração. De acordo com os resultados e, quando associados ao fio de aço inoxidável, o braquete cerâmico, sem tratamento diferenciado da superfície da canaleta, apresentou maior força de atrito e os demais não apresentaram diferenças quando comparados ao grupo controle (braquete metálico). Para a associação com o fio estético, apenas o braquete com canaleta em ouro 18k apresentou diferença. Assim, observou-se que o tratamento diferenciado das superfícies das canaletas reduziu a força de atrito, quando comparado ao braquete cerâmico convencional, apenas quando associado ao fio de aço inoxidável (CÉSAR, 2006).

Visto que alguns estudos justificam o emprego de mais de um ou três braquetes em trabalhos *in vitro* que avaliam o atrito (TECCO et al., 2005), o objetivo deste estudo foi

mensurar o atrito durante a redução do trespasse horizontal, através de uma mecânica de deslize com braquetes em série. Para tanto, um modelo de segmento bucal foi construído a fim de se comparar o atrito em braquetes convencionais metálicos e cerâmicos quando combinados com fios de aço e níquel-titânio de dois calibres retangulares. Os resultados indicaram que a fricção foi minimizada pelo uso dos fios de aço e de maiores dimensões. Comparando os braquetes metálicos com os cerâmicos, observou-se que os cerâmicos mostraram maior resistência ao atrito, quando usados com os fios de menor calibre. Também verificou-se a associação do meio, da forma de ligação e do tipo de braquete e de arco com a redução da fricção (IRELAND; SHERRIFF; MCDONALD, 1991).

Finalmente, com o objetivo de comparar a resistência friccional entre três tipos de braquetes estéticos, durante uma mecânica de deslize, *in vitro*, este trabalho foi realizado. Foram utilizados braquetes convencionais de aço inoxidável (MicroArch, Tomy) e cerâmicos monocristalinos (Inspire ICE, Ormco) como grupos controles e, foram testados, os seguintes braquetes: de policarbonato reforçado com fibra de vidro (Image, Gestenco International), de policarbonato reforçado com preenchedor (Silkon M, American Orthodontics) e de polímero híbrido, composto por policarbonato e polietileno tereftalato, com canaleta metálica (Esther MB, Tomy). A resistência ao atrito, durante os movimentos de deslizamento, com um arco 0,019"x0,025" de aço inoxidável, *in vitro*, foi analisada. Verificou-se que os braquetes cerâmicos do grupo controle (Inspire ICE) apresentaram os maiores valores de atrito mesmo apresentando os menores valores de rugosidade superficial. Os braquetes de policarbonato com fibra de vidro exibiram valores de atrito maiores do que os braquetes de polímero híbrido com canaleta metálica, os quais apresentaram menor rugosidade e atrito quando comparados aos braquetes de aço inoxidável do grupo controle. Portanto, concluiu-se que os braquetes plásticos com canaleta metálica podem ser uma boa escolha entre esses tipos de braquetes, a fim de se obter uma baixa resistência friccional, evitando, assim, maiores prejuízos durante a mecânica de deslize (CHOI; KANG; HWANG, 2014).

2.2.3 Comparação entre Diferentes Tipos de Braquetes Autoligáveis x Estéticos x Convencionais

As forças de resistência produzidas no deslizamento entre braquetes convencionais de policarbonato Blonde (GAC), autoligáveis Opal (Ultradent) e Oyster (Gestenco) e segmentos de fio 0,018"x0,025" foram testadas e comparadas neste estudo. Os autores verificaram que o braquete convencional Blonde foi o que apresentou a maior resistência ao deslizamento,

seguido pelos braquetes autoligáveis Oyster e Opal. O fio retangular 0,018"x0,025" de aço Shiny Bright (TP Orthodontics, Inc.) produziu o maior atrito de superfície, enquanto o menor foi observado pelo fio Imagination (TP Orthodontics, Inc.). Dessa forma, concluiu-se que o sistema autoligável foi mais efetivo em diminuir a força de resistência ao deslize quando comparado ao sistema convencional. Verificou-se também que os fios de aço inoxidável estético com tratamento de superfície apresentaram menor resistência ao atrito do que aqueles que não receberam o mesmo tratamento (HIROCE et al., 2012).

Para comparar a resistência friccional entre os diferentes sistemas de braquetes ortodônticos foi feita uma revisão sistemática e, após a aplicação dos critérios de seleção, apenas 19 artigos foram incluídos. Verificou-se que os braquetes autoligáveis, quando previamente alinhados e usados com arcos redondos e na ausência de torques, produziram menor atrito do que os convencionais. Entretanto, não foram encontrados dados suficientes para afirmar que na presença de fios retangulares e/ou torques, ou ainda em arcos com apinhamento considerável, essa característica se repetia (EHSANI et al., 2009). Também foi observado que os braquetes convencionais metálicos apresentaram menor fricção em comparação aos convencionais cerâmicos e de policarbonato (CACCIAFESTA et al., 2003; GRIFFITHS; SHERRIFF; IRELAND, 2005; KIM; KIM; BAEK, 2008; LOFTUS et al., 1999; SHIVAPUJA; BERGER, 1994). Estes achados estão de acordo com estudos anteriores que relataram que a fricção tende a ser mais elevada com os braquetes convencionais cerâmicos, em comparação aos convencionais de aço inoxidável (ANGOLKAR et al., 1990; CACCIAFESTA et al., 2003).

O comportamento friccional entre vários tipos de braquetes, autoligáveis e convencionais, com ou sem aplicações de momentos de força, em combinações com diferentes dimensões de arcos, foram analisados nesse estudo. A resistência ao deslizamento de sete braquetes autoligáveis, três passivos: Damon 3 (Ormco), Smart Clip (3M Unitek) e Oyster (Gestenco), e quatro ativos: In-Ovation R (GAC), Quick (Forestadent), Speed (Strite Industries) e Time (American Orthodontics), um convencional, Mini-Mono (Forestadent) e um de cerâmica com um clipe de baixa fricção, Neo-Clip (GAC) foram avaliados em combinação com três diferentes secções de arcos de aço inoxidável, e momentos de força variando entre 0 a 10N. Verificou-se, através desse experimento, que nos braquetes autoligáveis ativos, na ausência de momentos de força, a resistência ao deslizamento foi maior com o aumento do calibre dos arcos, mas nenhuma resistência foi observada nos braquetes autoligáveis passivos. Em um momento de força de 10N, observou-se uma maior resistência ao deslizamento e, a mesma, foi similar para todas as combinações braquete/fio. Concluiu-se

que a resistência ao deslizamento entre braquetes e fios é altamente dependente da configuração experimental, portanto, diferentes desenhos podem levar a resultados contraditórios (BRAUCHLI; SENN; WICHELHAUS, 2011).

Com o objetivo de testar as forças de resistência friccional geradas entre fios de diferentes ligas e calibres e braquetes autoligáveis interativos e convencionais, este trabalho foi desenvolvido. Foram testados os braquetes autoligáveis de cerâmica, de cerâmica com ranhuras de metal, e metálicos, e os convencionais metálicos e de cerâmica. As forças de atrito foram medidas, para todas as combinações braquete/fio, em uma simulação de retração de caninos, em uma máquina de ensaio com célula de carga de 1N. Concluiu-se que os braquetes autoligáveis cerâmicos interativos produziram a menor resistência friccional entre todos os braquetes autoligáveis, enquanto que, os convencionais cerâmicos foram os que produziram o maior atrito (VOUDOURIS et al., 2010). Outros estudos também verificaram que os braquetes convencionais cerâmicos produzem a maior resistência friccional entre os braquetes testados (BRAUN et al., 1999; KEITH; KUSY; WHITLEY, 1994; PRATTEN et al., 1990; TSELEPIS; BROCKHURST; WEST, 1994).

Comparar as propriedades friccionais de dois braquetes autoligáveis estéticos, Opal (Ultradent) e Ostra (Gestenco Int.) com as de quatro braquetes convencionais estéticos ligados tradicionalmente, Transcend (3M Unitek), Inspire (Ormco), Allure (GAC) e Image (Gestenco Int.) foi o objetivo deste estudo. A fricção foi testada utilizando fios de diferentes ligas e dimensões em uma máquina de ensaios. Os resultados mostraram que os braquetes Opal tiveram as menores forças de atrito quando comparados aos outros tipos de braquetes, independente da liga e do calibre do fio testado (REICHENEDER et al., 2007).

Um estudo *in vitro*, simulando uma retração de caninos, foi realizado para avaliar a diferença da resistência friccional entre fios de aço inoxidável e diferentes tipos de braquetes: convencionais de aço inoxidável (Mini Diamond, Ormco), de cerâmica (Allure, GAC) e autoligáveis (Speed, Strite Industries). Os fios foram amarrados aos braquetes convencionais por meio de ligaduras elásticas ou metálicas. Os arcos utilizados apresentavam calibres crescentes como aqueles comumente utilizados na mecânica ortodôntica. Sob condições que simulam a situação clínica, verificou-se que os braquetes autoligáveis não demonstraram menor atrito do que os convencionais de aço inoxidável, independentemente da forma de amarração. Para a maioria dos calibres dos fios, os braquetes cerâmicos atados por meio de elásticos demonstraram maior atrito quando comparados às outras combinações braquete/forma de amarração. Assim, o significado clínico deste estudo se torna aparente

quando braquetes de aço inoxidável são usados nos dentes posteriores e de cerâmica nos anteriores (BEDNAR; GRUENDEMAN; SANDRIK, 1991).

Por fim, Loftus e colaboradores (LOFTUS et al., 1999) compararam as forças friccionais em diversas combinações braquete/fio. Os braquetes testados, convencionais metálicos e cerâmicos e os autoligáveis, foram combinados com fios retangulares das seguintes ligas: aço inoxidável, NiTi e TMA. Verificou-se que a fricção aumentou com a diminuição da discrepância entre as dimensões do arco e da ranhura do braquete. Além disso, os braquetes cerâmicos geraram maior fricção que os outros braquetes testados e não houve diferença entre os braquetes autoligáveis e convencionais com ligaduras elásticas. Além disso, diferenças entre a fricção em arcos de aço inoxidável e níquel-titânio não foram observadas (LOFTUS et al., 1999).

2.3 Testes de Deflexão

Os efeitos da dimensão e da deflexão de arcos, no desempenho ortodôntico, foram analisados em dois sistemas autoligáveis. Para isso, foi projetado um modelo experimental que correspondia ao arco dental e permitia o deslocamento vertical na área correspondente ao canino. Um sistema de braquetes autoligáveis passivo e um ativo foram investigados, ambos em combinação com três fios de NiTi termoativados, com secções redondas de 0,014", 0,016" e 0,018". Os ciclos completos de carga-descarga consistiam de 3 ou 6mm de máxima deflexão, à 37°C. Durante a descarga, a força e energia de desativação foram registradas. A razão entre a energia de ativação e de desativação foi utilizada como representativa da eficiência mecânica dos diferentes sistemas. Verificou-se que a força de desativação aumentava com o aumento do calibre dos arcos e da deflexão. Observou-se também que a energia de desativação aumentou em combinação com o aumento do calibre dos arcos apenas para a deflexão de 3mm, enquanto que a deflexão de 6mm não foi influenciada pela dimensão do arco e não foi maior do que a correspondente na deflexão de 3mm. A eficiência mecânica diminuiu, portanto, com uma maior deflexão e na presença de fios mais calibrosos, com um decréscimo máximo de cerca de 12%. Apenas pequenas diferenças comparativas foram vistas entre os sistemas. Concluiu-se, portanto, que o grau de deflexão e a dimensão do arco têm grandes efeitos sobre o desempenho mecânico nos sistemas autoligáveis (CONTARDO et al., 2012).

Nesse outro estudo, as forças geradas na ativação e desativação, assim como o controle rotacional entre diferentes combinações braquete/fio foram avaliadas. Para isso, fios de NiTi de diferentes tipos e calibres, foram inseridos em braquetes convencionais e autoligáveis. Quatro sistemas de braquetes autoligáveis foram investigados: Damon 3MX (Ormco), Smart Clip (3M Unitek), Carriere (Class One) e In-Ovation R (GAC) e um convencional: Victory (3M Unitek). Os fios testados foram: 0,014", 0,016", 0,018", 0,016"x0,022" Ultra Therm (Ultimate Wireforms, Inc.), 0,016" Speed (Strite Industries), 0,018" Supercable (Cambridge) e 0,017"x0,025" Turbo Wire (Ormco). Os valores carga/deflexão superiores à 4mm de deflexão do fio foram mensurados. Visto que o foco desta pesquisa foi o controle rotacional durante a fase de nivelamento do tratamento ortodôntico, foi escolhido um modelo de *cant lever* para eliminar a influência do atrito no deslizamento durante a mensuração da carga ativação/desativação. Entre os arcos termoativados (Ultra Therm), para uma dada deflexão, verificou-se que as forças aumentaram com o aumento do calibre do arco. Já os arcos Supercable exibiram menor força que os fios térmicos de igual calibre (Ultra Therm). Os arcos Turbo Wire geraram valores de força entre os fios 0,016" e 0,018" termoativados (Ultra Therm). Também observou-se que o controle de rotação melhorou com o aumento das dimensões dos arcos e, entre os braquetes, o controle de rotação foi classificado de maneira decrescente: In-Ovation R > Smart Clip > Carriere e Damon 3MX (PESCE et al., 2014).

Com o objetivo de quantificar a deformação permanente, após um longo período de deflexão, nove arcos de níquel-titânio, um beta-titânio e um aço inoxidável, de calibre 0,016", foram inseridos em braquetes autoligáveis padrão, dispostos de modo a se assemelharem ao posicionamento dos dentes no arco dentário. Para os testes, o dispositivo representante do incisivo lateral foi movimentado no sentido lingual a fim de produzir uma deflexão de 5mm. Depois da desativação do fio, a deformação foi medida nos dias 1, 14, e 28. Os fios de níquel-titânio apresentaram melhores características elásticas e menores deformações permanentes do que os de aço inoxidável e TMA. Observou-se o aumento da deformação de vários fios conforme o tempo de deflexão também aumentava (HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990). O mesmo resultado foi observado em outro estudo, onde verificou-se que o comportamento dos fios de NiTi era tempo-dependente (LOPEZ; GOLDBERG; BURSTONE, 1979). Além disso, não houve diferença significativa entre os fios de níquel-titânio em termos de deformação permanente, a longo e a curto prazo (HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990).

Outra pesquisa ainda avaliou o atrito em distintas combinações braquete/fio e deflexões de segunda ordem do fio. Diferentes braquetes (simples, duplos e triplos, e com diferentes processos de fabricação) foram avaliados com seis fios de aço inoxidável, com diferentes calibres: 0,016", 0,016"x0,022", 0,017"x0,025", 0,018", 0,018"x0,025" e 0,019"x0,026" e, em quatro deflexões: 0; 0,25; 0,5; e 0,75mm. O movimento do braquete foi realizado, e as forças de atrito foram mensuradas por meio de uma máquina de ensaio Instron. Observou-se que a força de atrito, para cada combinação braquete/fio, aumentava conforme a deflexão do fio também aumentava. De maneira similar, o atrito também foi maior com o aumento do calibre do fio, ao passo que, os fios retangulares produziram maior atrito do que os fios redondos. Por outro lado, desenhos de braquetes que limitavam a força de ligação do fio geraram menores atritos nas baixas deflexões, 0 e 0,25mm (OGATA et al., 1996).

Um estudo *ex-vivo* investigou o efeito do deslocamento repetitivo de um braquete no atrito e na magnitude do seu deslocamento. Para isso, foi utilizado um jig que permitia o deslocamento repetitivo do braquete e a resistência ao deslizamento (atrito) foi medida através de uma máquina de ensaio universal Instron. Um braquete convencional de aço inoxidável foi utilizado em conjunto com quatro tipos de arcos (0,016", 0,019"x0,025" e 0,021"x0,025" de aço inoxidável e 0,019"x0,025" de beta-titânio) e em quatro magnitudes de deslocamento (0; 0,25; 0,5 e 1mm). O deslocamento repetitivo do braquete influenciou a resistência ao deslizamento na interface braquete/fio e foi dependente das características do arco. Verificou-se que os fios apresentaram resistência ao deslizamento obedecendo a seguinte ordem decrescente: 0,019"x0,025" de beta-titânio > 0,021"x0,025" de aço inoxidável > 0,019"x0,025" de aço inoxidável e 0,016" de aço inoxidável. Apesar dos elevados valores encontrados, os autores acreditam que a influência do atrito, nas diferentes combinações braquete/fio *in vivo*, possa representar menor importância clínica (O'REILLY et al., 1999).

A fim de avaliar a força liberada por fios ortodônticos de NiTi termoativados de secção redonda 0,016", quando submetidos a deflexões de 4; 3,5; 3; 2,5; 2; 1,5; 1; 0,5 e 0mm, outro estudo foi realizado. Foram selecionadas diferentes marcas comerciais de fios (GAC, Ormco, Morelli, Aditek, US Company e 3M) e, para cada uma delas foram realizados dez ensaios. Para isso, foi desenvolvido um protótipo, com braquetes autoligáveis GAC, onde o fio ortodôntico foi adaptado. Esse sistema foi colocado em uma máquina de ensaios, calibrada em 5Kgf e velocidade de 1mm/min. Os valores de desativação (g) foram registrados e representados através de gráficos de força em função da deflexão. Os resultados demonstraram que na desativação de 4mm para 3mm todos os fios apresentaram redução

acentuada de força e que todas as marcas comerciais estudadas apresentaram liberação de força relativamente constante (ZUCCH et al., 2011).

Fios de níquel-titânio das marcas Forestadent, GAC e Morelli, calibre 0,016", foram avaliados em teste de deflexão, nas temperaturas de 32°C; 37°C e 42°C, nas seguintes deflexões: 1; 2; 3 e 4mm. Para isso, foi utilizado um dispositivo de simulação clínica, que consistiu de uma placa de resina acrílica, sobre a qual foram fixados cilindros metálicos, simulando os dentes, que receberiam os braquetes. O dispositivo correspondente ao incisivo central foi liberado para se deslocar livremente, no sentido vestibulo-lingual, durante os ensaios e, dessa forma, o fio poderia sofrer deflexão. O conjunto foi levado à máquina de ensaio Instron, cuja velocidade de deslocamento para a deflexão foi de 0,5mm/min. Observou-se que a força liberada aumentava com a deflexão (de 3 e 4mm) e com a temperatura. A marca Morelli liberou a menor força e a marca GAC, a maior. Todos os fios estudados apresentaram deformação permanente após o teste (GHERSEL, 2005).

Avaliar o comportamento da deflexão de fios ortodônticos, de secção retangular (0,018"x0,025"), em braquetes convencionais (Morelli) e braquetes autoligáveis (Damon e In-Ovation R) utilizando três marcas comerciais de fios (Morelli, GAC e Ormco), em três diferentes ligas, de aço inoxidável, Nitinol e CooperNiTi, foi o objetivo deste trabalho. Os corpos de prova foram montados, seguindo a metodologia do trabalho anterior (GHERSEL, 2005). Os fios foram encaixados e presos por meio de módulos elásticos (Morelli) e, no caso dos braquetes autoligáveis, a apreensão foi realizada somente pelo fechamento do sistema. Posteriormente, o dispositivo de acrílico representante do incisivo central direito foi movimentado no sentido vestibulo-lingual, em ativações de 0 a 1mm, com leitura das resistências geradas pela deflexão em 0,5; 0,8 e 1mm, com velocidade constante de 0,5mm/min e avaliados em uma máquina de ensaio Instron. Observou-se que a força gerada pelos fios, nas três diferentes ligas, apresentou uma tendência crescente de força, sendo que, de uma maneira geral, os fios testados nos braquetes convencionais Morelli apresentaram menor força. Na deflexão de 0,8mm para o sistema Damon e 1mm nos braquetes In-Ovation R e Damon, com os fios de aço inoxidável, não foi possível mensurar a força gerada, pois a força foi maior que a célula de carga utilizada (10N). Concluiu-se, portanto, que existe diferença na força gerada na deflexão dos fios entre os braquetes convencionais e autoligáveis e existe diferença entre as marcas comerciais nos fios de níquel-titânio (SEMENARA, 2011).

Em outro trabalho, fios de aço multifilamentados, níquel-titânio e níquel-titânio termoativado, calibre 0,016", também foram avaliados em descarga em 3 temperaturas: 22°C; 35,5°C e 44°C, nas deflexões 1; 2; 3 e 4mm (célula de carga 100kg) em teste de 3 pontos e em

4 dispositivos de simulação clínica diferentes (dispositivo parcial com braquetes convencionais ou autoligáveis e dispositivo total com braquetes convencionais ou autoligáveis). O níquel-titânio teve os maiores valores de descarga e os demais apresentaram-se semelhantes. Os resultados variaram de acordo com o dispositivo, sendo que o dispositivo total com braquetes convencionais obteve os menores valores de força (WILKINSON et al., 2002).

O objetivo deste outro estudo foi avaliar a força liberada por diferentes fios de níquel-titânio superelásticos em deslocamento vertical, a fim de determinar se a liberação de estresse por esses satisfazia o critério de forças suaves e constantes. Dez amostras de seis arcos 0,016" de NiTi de diferentes marcas comerciais (Ormco, GAC, Morelli, TP, American Orthodontics e Rocky Mountain) foram testados em um modelo metálico usando braquetes Dynalock (3M Unitek). Na região do canino, havia um braquete móvel conectado a uma haste, a qual estava relacionada com uma célula de carga de 0,5kg de uma máquina universal de ensaios (Autograph AG-199kNG, Shimadzu). O deslocamento do conjunto na região do canino foi realizado a uma velocidade constante de 0,5mm/min e a deflexão máxima foi de 1,0mm. O conjunto foi submerso em água com temperatura controlada a 37°C. De acordo com os resultados, verificou-se que o arco da TP apresentou a menor força durante todo o teste, embora a força final tenha sido elevada (277,91g). O fio da Rocky Mountain demonstrou a maior liberação de força (455,41g). Assim, os autores concluíram que todas as marcas comerciais, testadas nesse estudo, falharam em liberar forças baixas e constantes, conforme esperado para os fios de níquel-titânio superelásticos (STUMPF et al., 2012).

A força liberada por um fio 0,014" de níquel-titânio quando combinado com diferentes sistemas de braquetes utilizando um modelo em forma de arco ideal foi investigada neste estudo. A força liberada pela combinação braquete Straight Wire padrão ("A" Company Orthodontics) e fio foi medida em quatro locais diferentes, e a força liberada quando estes mesmos fios foram combinados com quatro diferentes modelos de braquetes também foi medida. Os braquetes avaliados foram: Mini-Uni Twin (3M Unitek), Transcend (3M Unitek), Clarity (3M Unitek) e Damon (Ormco). Os resultados demonstraram que tanto o pico quanto o platô de força, ambos clinicamente relevantes, foram dependentes de vários fatores da combinação braquete/fio. Observou-se que 20% dos fios testados apresentaram um comportamento diferente, oferecendo um maior pico de força. Diferenças nas forças máximas liberadas entre as distintas combinações braquete/fio também foram observadas (Transcend > Clarity > Mini-Uni Twin > Damon) entretanto, para os valores de descarga, essas diferenças não foram observadas. Assim, concluiu-se que a força liberada pelos fios de NiTi na deflexão

são previsíveis, entretanto, os braquetes autoligáveis, apesar de apresentarem um platô de valores de descarga mais constante, não geram tensão suficiente no fio a fim de se tirar o máximo proveito do seu efeito superelástico (HEMINGWAY et al., 2001).

Sabe-se que a força aplicada aos dentes é uma variável que pode ser controlada. Assim, a adequada combinação braquete/fio torna-se um fator determinante no nível desta força durante o tratamento ortodôntico. Entretanto, o seu escasso controle pode levar a efeitos biológicos adversos, bem como a movimentos dentários indesejáveis. Dessa forma, o objetivo desta pesquisa foi medir as forças geradas durante os movimentos ortodônticos em várias combinações braquete/fio. Os materiais, utilizados nesta pesquisa, consistiram de três tipos de braquetes ortodônticos: braquetes convencionais (Victory Series, 3M Unitek, e Mini-Taurus, Rocky Mountain), braquetes autoligáveis (Smart Clip, 3M Unitek, Time3, American Orthodontics, e Speed, Strite Industries Ltd) e um braquete convencional de baixo atrito (Synergy, Rocky Mountain, EUA) e quatro tipos de arcos: 0,012" aço inoxidável (3M Unitek), 0,0155" coaxial (Advanced Orthodontics), 0,012" Orthonol (Rocky Mountain Orthodontics) e 0,012" Thermalloy (Rocky Mountain Orthodontics). Ligaduras de aço inoxidável e módulos elastoméricos também foram utilizados. Os materiais foram testados em diferentes combinações, em um modelo experimental que simulava uma má oclusão, com o incisivo central deslocado 2mm gengivalmente e 2mm vestibularmente. Verificou-se que as forças mais baixas foram obtidas quando os braquetes foram combinados com o coaxial e com os arcos Thermalloy. As maiores forças foram observadas em combinação com os arcos de aço inoxidável. Em relação aos diferentes tipos de braquetes, verificou-se que os níveis de força gerados com os braquetes convencionais (Victory Series e Mini-Taurus) foram consideravelmente maiores do que os registrados com os braquetes autoligáveis e convencionais Synergy; essa característica foi mais evidente quando os braquetes convencionais foram presos com módulos elastoméricos. Os braquetes Synergy e Smart Clip mostraram forças mais elevadas do que os braquetes Time3. No que diz respeito aos dois braquetes autoligáveis utilizados neste estudo, o Smart Clip mostrou forças significativamente maiores, com todos os arcos testados, em ambas as direções, cérvico-incisal e vestibuloligal. Assim, os autores recomendam os arcos 0,0155" coaxial e 0,012" Thermalloy para a etapa de alinhamento e nivelamento (MONTASSER et al., 2013).

Visando avaliar se as diferentes características das canaletas dos braquetes poderiam afetar as forças liberadas por fios de níquel-titânio superelásticos em diferentes quantidades de deflexão, este trabalho foi realizado. Um dispositivo parcial de simulação clínica foi utilizado para investigar as propriedades carga-deflexão de um fio 0,014" de NiTi, em

diferentes condições experimentais. O arco de NiTi selecionado foi testado em combinação com três sistemas de braquetes: convencionais (Mini Master Series, American Orthodontics), e autoligáveis de ranhura 0,018" (Time3, American Orthodontics) e autoligáveis de ranhura 0,022" (Time3, American Orthodontics). O fio foi defletido em deflexões máximas de 2mm e 4mm. Verificou-se que o uso de um sistema de braquetes de ranhura 0,018" aumentou a força exercida pelos fios numa deflexão de 2mm em comparação ao uso de um sistema de 0,022". A utilização de um sistema de braquetes autoligáveis aumentou a força liberada pelo fio em comparação ao sistema de braquete convencional. Fios de NiTi defletidos em deflexões máximas diferentes (2mm e 4mm) liberaram forças distintas no mesmo ponto de descarga (1,5mm). Os autores concluíram, portanto, que o desenho do braquete, o tipo de teste experimental e a quantidade de deflexão do fio afetam significativamente a quantidade de força liberada por fios de NiTi superelásticos (NUCERA et al., 2014).

O objetivo deste outro estudo foi comparar as forças liberadas por quatro tipos de braquetes autoligáveis passivos (Carriere, Ortho Organizers; Damon 3MX, Ormco; Smart Clip, 3M Unitek e Opal-M, Ultradent) e dois convencionais Logic Line (Leone) e Synergy (Rocky Mountain) através de uma simulação clínica, na qual os dentes foram deslocados vestibularmente. O primeiro, dos braquetes convencionais, foi atado por meio de ligaduras elásticas de baixo atrito, ligaduras Slide (Leone, Florença, Itália) e ligaduras convencionais, e o segundo, por sua vez, foi atado por meio de ligaduras elásticas de baixo atrito (Synergy low-friction, Rocky Mountain). Um modelo de simulação clínica foi utilizado para avaliar as forças liberadas pelos diferentes sistemas de braquetes quando combinados com os fios 0,012" e 0,014" de NiTi superelásticos, no deslocamento do canino, de 1,5 à 6,0mm. Verificou-se que para desalinhamentos vestibulares de 1,5 e 3,0mm, tanto os sistemas de braquetes convencionais de baixo atrito quanto os sistemas convencionais liberaram forças que variaram de 30 a 160g. Para deslocamentos maiores, de 4,5 e 6,0mm, os sistemas de baixa fricção produziram uma grande quantidade de força, enquanto que, no sistema convencional, a mesma caiu para 0g. Assim, os autores concluíram que os sistemas de braquetes atados por meio de ligaduras elásticas não convencionais produziram níveis de força, para promoverem o movimento dentário, semelhantes aos gerados pelos braquetes autoligáveis passivos (FRANCHI et al., 2009).

Comparar os efeitos das ligaduras elásticas e dos braquetes autoligáveis nos valores das forças de descarga, quando combinados com fios 0,014" de CuNiTi, foi o objetivo desse estudo. O alinhamento de um canino, deslocado lingualmente, foi simulado, para isso, foi

utilizado um dispositivo total de simulação clínica, e três métodos de ligação foram testados: os próprios braquetes autoligáveis, ligaduras elásticas convencionais e ligaduras elásticas “afrouxadas”. Trinta fios foram avaliados por meio de uma máquina de ensaio Instron, e todos os testes foram realizados em ambiente seco e a temperatura de $35 \pm 2^\circ\text{C}$. Onze braquetes foram fixados, do primeiro molar do lado direito ao primeiro molar do lado esquerdo, em uma placa de aço, e um espaço foi criado no local correspondente ao canino esquerdo. O fio foi defletido 3 milímetros, e a velocidade dos testes foi mantida constante em 2mm/minuto. Os valores da força de descarga foram analisados nas seguintes deflexões: 1,0; 1,5; 2,0 e 2,5mm. Verificou-se que os fios atados por meio das ligaduras elásticas e das ligaduras “afrouxadas” produziram uma força média de descarga correspondente a 56% e 88%, respectivamente, do mesmo fio atado por meio do braquete autoligável. Os autores concluíram que as forças de descarga produzidas por um fio, quando preso com ligaduras “afrouxadas”, não foram diferentes das forças liberadas nos sistemas autoligáveis (PETERSEN et al., 2009).

Por fim, objetivando comparar as forças de ativação, desativação e histerese, produzidas por deformação de primeira ordem do fio superelástico Contour 0,014" de NiTi (Aditek®), em quatro modelos de braquetes autoligáveis: Damon MX, Easy Clip, Smart Clip e In-Ovation, mediram-se, neste estudo, as forças em máquina universal de tração Instron com velocidade de 3mm/minuto e deslocamento de 4mm. Em cada combinação braquete/fio foram executadas oito repetições. Nos resultados, verificou-se que com 4mm de deformação, as forças médias de ativação foram, em ordem crescente, Damon = 222gf < Easy Clip = 228gf < In-Ovation = 240gf < Smart-Clip = 306gf; a mesma ordem foi observada nas histereses médias, cujos valores foram, respectivamente, 128gf, 140gf, 150gf e 206gf; e os valores das forças de desativação foram, respectivamente, 94gf, 88gf, 90gf e 100gf. Os autores concluíram que os braquetes com maiores valores nas forças de ativação foram acompanhados por maiores valores na histerese, o que resultou em forças de desativação clinicamente semelhantes, independentemente do tipo de braquete autoligável utilizado (RINO et al., 2013).

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi avaliar a força gerada pela deflexão de fios ortodônticos de Nitinol associados a diferentes tipos de braquetes por meio da:

- Avaliação dos valores força x deflexão através do aumento gradual do calibre e da deflexão dos fios (0,5; 1; 2 e 3mm), e
- Comparação entre as distintas combinações, nas diferentes deflexões.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

A amostra utilizada nesta pesquisa foi constituída por cinco conjuntos de acessórios: metálico (Mini Diamond), policarbonato com fibra de vidro e canaleta metálica (Spirit), safira (Inspire ICE) e os autoligáveis passivo (Damon Q/Ormco) e ativo (In-Ovation R/GAC) e 400 fios ortodônticos de secção redonda, calibres: 0,014” (0,36mm); 0,016” (0,40mm); 0,018” (0,457mm) e 0,020” (0,50mm). Os fios que apresentaram um comportamento muito distinto dos demais foram excluídos (LEE et al., 2012; SCHAFER et al., 2011); estatisticamente estes fios representam os “outliers” e a permanência deles implicaria em prejuízos à interpretação dos resultados (GLADWELL, 2008). Todos os fios avaliados eram compostos pelos elementos níquel e titânio, da marca comercial GAC (Bohemia, NY, USA) e de formato padrão (Standart ou Medium).

Tabela 4.1 Amostra utilizada e condições dos testes*

Fio (GAC)	Calibre	Tipo de braquete	Marca comercial
Nitinol	<ul style="list-style-type: none"> • 0,014” • 0,016” • 0,018” • 0,020” 	<ul style="list-style-type: none"> • Metal (Mini Diamond) • Policarbonato com fibra de vidro e canaleta metálica (Spirit) • Safira (Inspire ICE) • Autoligável passivo (Damon Q) • Autoligável ativo (In-Ovation R) 	<ul style="list-style-type: none"> • Ormco • GAC

* Todos os grupos foram testados em temperatura controlada de $36\pm 1^{\circ}$ Celsius (C)

4.2 Métodos

Para a avaliação da deflexão elástica dos fios associados aos diferentes tipos de braquetes selecionados, foi utilizada uma máquina de ensaio universal Instron 3342 (Norwood, MA, USA) com célula de carga de 10N (1kgf) (Figura 4.1). Nesta série de máquinas, a partir do início dos testes, a acurácia de sua velocidade é de $\pm 0,2\%$ e a acurácia

da posição (extensão) é igual ou menor que $\pm 0,02\text{mm}$ ou $\pm 0,05\%$ da leitura, o que for de maior valor (INSTRON, 2004).

Com relação às células de carga, esta série tem acurácia de $\pm 0,5\%$ do valor de leitura, quando em temperatura de 25° Celsius (C). No caso desta pesquisa, a célula de carga foi mantida nesta temperatura e, por isso, os resultados têm acurácia significativa (INSTRON, 2004).

Figura 4.1 Máquina de ensaio universal Instron 3342 e célula de carga utilizada (10N).

Com a intenção de padronizar os testes de forma internacional, os métodos utilizados nesta pesquisa seguiram a norma ISO 15.841: Dentistry – Wires for use in orthodontics (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2006) que padroniza os testes laboratoriais para os fios ortodônticos. Um dispositivo de simulação clínica foi utilizado, o protocolo para testes com fios apresenta, portanto, diretrizes, as quais foram seguidas por esta pesquisa.

Utilizou-se uma placa de acrílico para a simulação clínica, na qual foram afixadas com cianoacrilato estruturas também em acrílico que representavam os dentes superiores (HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990; SATHLER-ZANDA, 2012; YANARU et al., 2003), extendendo-se desde o dente 15 (2º pré-molar superior direito) até o dente 25 (2º pré-molar superior esquerdo) (MONTASSER et al., 2013). A distância entre os braquetes foi mantida constante em 6mm (SATHLER-ZANDA, 2012; VAN AKEN et al., 2008), que corresponde à distância média entre aletas considerando o tamanho do acessório e o tamanho médio das coroas dentárias no sentido mesiodistal (GOUVÊA et al., 2006; OKAWA, 2005; YAMAGUTO; VASCONCELOS, 2005). Foram feitas tentativas de minimizar o erro na colagem dos braquetes, posicionando-os no longo eixo dos dispositivos de acrílico e na mesma altura, respeitando, dessa forma, os valores do “x”, os fios também não foram

cortados, mantendo assim todos com o mesmo comprimento e novas ligaduras eram usadas para cada teste (HEMINGWAY et al., 2001). Para a execução do teste, a estrutura em acrílico representativa do dente 11 (incisivo central superior direito) serviu de apoio para a deflexão que se deu com a avaliação da descarga no sentido palatino-vestibular (Figura 4.2).

Figura 4.2 Dispositivo de simulação clínica.

Ainda de acordo com a norma ISO, os testes foram feitos sempre à mesma temperatura para todos os grupos testados, sendo $36\pm1^{\circ}\text{C}$ a temperatura de teste. Para isso, foi adaptado à máquina de testes um recipiente de acrílico com água (BISHARA et al., 1995; GARREC; JORDAN, 2004; GARREC; TAVERNIER; JORDAN, 2005; HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990; KAWASHIMA; OHNO; SACHDEVA, 1999; LOMBARDO et al., 2012; MALLORY et al., 2004; MELING; ODEGAARD, 1998; 2001; PARVIZI; ROCK, 2003; QUINTAO et al., 2009; SATHLER-ZANDA, 2012; SEYYED AGHAMIRI; AHMADABADI; RAYGAN, 2011; VAN AKEN et al., 2008; WILKINSON et al., 2002; YANARU et al., 2003) à temperatura de $36\pm1^{\circ}\text{C}$, mantida com auxílio de aquecedor submersível com termostato integrado (ATMAN Eletronic Heater, China) e conferida por termômetro decimal de alta precisão, com limite de erro de $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ (INCOTERM, referência 5097, São Paulo, SP, Brasil). Entretanto, a célula de carga se manteve em temperatura ambiente, condicionada em 25°C (Figura 4.3).

Figura 4.3 Recipiente de acrílico adaptado à máquina Instron.

Antes de cada teste, a célula de carga era adaptada e calibrada, utilizando-se o software Instron Bluehill Lite (v.2.25, 2005) (Figura 4.4). A velocidade dos testes foi de $2,0\text{mm/min}$ e os fios foram avaliados nas seguintes deflexões, recomendadas pela norma ISO: 0,5; 1; 2 e 3mm.

Figura 4.4 Calibração da célula de carga antes dos testes.

Foram feitas as avaliações da deflexão elástica dos fios somente em descarga (desativação). Para esses testes, ainda de acordo com a norma ISO, o método do software Instron Bluehill Lite foi programado para que o teste iniciasse em 3,1mm de deflexão e a partir deste ponto, os valores gerados em descarga puderam ser medidos em 3; 2; 1 e 0,5mm.

4.3 Análise Estatística

A escolha do tamanho da amostra dessa pesquisa foi feita com base na norma ISO 15.841, que recomenda 6 espécimes para cada amostra. Entretanto, para minimizar a chance de algum erro técnico e assim, aumentar a confiabilidade dos resultados, um número de 20 fios foi escolhido para cada tipo de aparelho, do qual foram excluídos os “outliers” (GLADWELL; LEE et al., 2012; SCHAFER et al., 2011) através de um programa estatístico específico que fornece os valores a serem excluídos (TUKEY, 1977). Não havendo, portanto, a necessidade de cálculo amostral.

Para a análise quanto à distribuição normal dos resultados, foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov. Por haver distribuição normal para todas as combinações (braquete/fio), aplicou-se os testes ANOVA a dois critérios e a um critério, seguido do teste de Tukey para análise dos resultados da avaliação do desempenho de cada tipo de braquete com relação ao aumento gradual do calibre e da deflexão dos fios testados (0,5; 1; 2 e 3mm) e comparação entre as distintas combinações, nas diferentes deflexões.

Todos os testes foram realizados com o programa *Statistica for Windows*, adotando-se um nível de significância de 5%.

5 Resultados

5 RESULTADOS

Os resultados deste trabalho estão apresentados em forma de tabelas. As variáveis foram estatisticamente significantes para $p < 0,05$.

5.1 Análise da normalidade das variáveis

De acordo com o teste Kolmogorov-Smirnov, utilizado para verificar se todas as combinações (braquete/fio) seguiam uma distribuição normal, verificou-se que nenhuma delas apresentou resultado estatisticamente significativo, indicando que os testes estatísticos paramétricos poderiam ser aplicados.

5.2 Resultados dos diferentes tipos de braquetes e calibres dos fios

As Tabelas 5.2.1 a 5.2.4 representam os resultados do teste ANOVA a dois critérios de seleção, considerando os diferentes tipos de braquetes e calibres dos fios de Nitinol utilizados nas diferentes deflexões avaliadas (0,5; 1; 2 e 3mm).

Tabela 5.2.1 Teste ANOVA a dois critérios para analisar a influência do braquete, do calibre do fio e da interação braquete/calibre do fio na força gerada na deflexão de 0,5mm.

Fonte de variação	SS	DF	MS	F	P
Interação	3773188	1	3773188	2252,167	0,000*
Braquete	171733	4	42933	25,626	0,000*
Calibre do fio	142448	3	47483	28,342	0,000*
Erro	576323	344	1675		

SS, Soma dos quadrados; MS, Quadrado médio; F, Variância.

* Estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

Tabela 5.2.2 Teste ANOVA a dois critérios para analisar a influência do braquete, do calibre do fio e da interação braquete/calibre do fio na força gerada na deflexão de 1mm.

Fonte de variação	SS	DF	MS	F	P
Interação	17776293	1	17776293	9794,927	0,000*
Braquete	299087	4	74772	41,200	0,000*
Calibre do fio	1382489	3	460830	253,922	0,000*
Erro	624307	344	1815		

SS, Soma dos quadrados; MS, Quadrado médio; F, Variância.

* Estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

Tabela 5.2.3 Teste ANOVA a dois critérios para analisar a influência do braquete, do calibre do fio e da interação braquete/calibre do fio na força gerada na deflexão de 2mm.

Fonte de variação	SS	DF	MS	F	P
Interação	38316033	1	38316033	12066,84	0,000*
Braquete	681060	4	170265	53,62	0,000*
Calibre do fio	10508080	3	3502693	1103,10	0,000*
Erro	1092309	344	3175		

SS, Soma dos quadrados; MS, Quadrado médio; F, Variância.

* Estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

Tabela 5.2.4 Teste ANOVA a dois critérios para analisar a influência do braquete, do calibre do fio e da interação braquete/calibre do fio na força gerada na deflexão de 3mm.

Fonte de variação	SS	DF	MS	F	P
Interação	79744037	1	79744037	4604,561	0,000*
Braquete	6531496	4	1632874	94,285	0,000*
Calibre do fio	3554824	3	1184941	68,421	0,000*
Erro	5957560	344	17318		

SS, Soma dos quadrados; MS, Quadrado médio; F, Variância.

* Estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

5.3 Resultados dos diferentes tipos de braquetes

As Tabelas 5.3.1 a 5.3.5 representam as médias e os desvios-padrão das avaliações do desempenho de cada tipo de braquete com relação ao aumento gradual do calibre e da deflexão dos fios testados (0,5; 1; 2 e 3mm), juntamente com os resultados do teste ANOVA a um critério e do teste de Tukey.

Tabela 5.3.1 Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014", 0,016", 0,018" e 0,020" de níquel-titânio nos braquetes Mini Diamond (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).

Mini Diamond	0,014" (N=15)	0,016" (N=19)	0,018" (N=16)	0,020" (N=16)	P
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
3,0	391,28 (18,28) ^A	479,55 (31,76) ^B	626,94 (27,36) ^C	804,86 (29,18) ^D	0,000*
2,0	76,57 (10,36) ^A	218,93 (32,20) ^B	400,40 (31,08) ^C	560,60 (20,07) ^D	0,000*
1,0	143,27 (10,56) ^A	231,49 (26,93) ^B	289,29 (17,81) ^C	249,64 (34,96) ^B	0,000*
0,5	123,78 (22,70) ^{AB}	112,97 (65,22) ^A	158,85 (21,14) ^B	130,12 (34,33) ^{AB}	0,016*

* Diferença estatisticamente significativa para $P < 0,05$.Valores com mesma letra na mesma linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

Tabela 5.3.2 Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014”, 0,016”, 0,018”e 0,020”de níquel-titânio nos braquetes Spirit (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).

Spirit	0,014” (N=20)	0,016” (N=17)	0,018” (N=19)	0,020” (N=18)	P
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
3,0	341,65 (15,03) ^A	459,29 (18,29) ^B	588,17 (32,19) ^C	753,09 (24,42) ^D	0,000*
2,0	92,63 (15,15) ^A	224,54 (25,33) ^B	351,94 (18,07) ^C	410,95 (41,75) ^D	0,000*
1,0	118,32 (8,74) ^A	184,01 (20,76) ^B	236,63 (26,26) ^C	210,17 (26,03) ^D	0,000*
0,5	60,13 (32,77) ^A	59,69 (43,36) ^A	101,08 (53,22) ^B	58,56 (46,10) ^A	0,009*

* Diferença estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

Valores com mesma letra na mesma linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

Tabela 5.3.3 Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014”, 0,016”, 0,018”e 0,020”de níquel-titânio nos braquetes Inspire ICE (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).

Inspire ICE	0,014” (N=17)	0,016” (N=17)	0,018” (N=14)	0,020” (N=19)	P
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
3,0	498,63 (32,73) ^A	569,15 (38,27) ^B	674,28 (31,55) ^C	815,67 (21,90) ^D	0,000*
2,0	91,74 (20,94) ^A	232,22 (21,29) ^B	397,88 (37,32) ^C	550,04 (39,91) ^D	0,000*
1,0	149,73 (16,70) ^A	248,30 (24,89) ^B	269,06 (17,09) ^B	259,66 (30,11) ^B	0,000*
0,5	97,23 (41,87) ^A	130,14 (53,65) ^A	141,52 (43,53) ^A	127,83 (66,48) ^A	0,116

* Diferença estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

Valores com mesma letra na mesma linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

Tabela 5.3.4 Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014", 0,016", 0,018" e 0,020" de níquel-titânio nos braquetes Damon Q (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).

Damon Q	0,014" (N=16)	0,016" (N=18)	0,018" (N=18)	0,020" (N=18)	P
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
3,0	204,24 (9,52) ^A	372,87 (12,22) ^B	538,04 (17,69) ^C	-----	0,000*
2,0	156,59 (9,45) ^A	281,85 (15,04) ^B	392,24 (15,60) ^C	774,27 (77,22) ^D	0,000*
1,0	135,10 (5,96) ^A	226,47 (12,22) ^B	304,09 (12,66) ^C	423,59 (36,33) ^D	0,000*
0,5	61,08 (5,61) ^A	86,58 (4,80) ^B	108,70 (9,86) ^C	159,03 (17,74) ^D	0,000*

* Diferença estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

Valores com mesma letra na mesma linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

Tabela 5.3.5 Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014", 0,016", 0,018" e 0,020" de níquel-titânio nos braquetes In-Ovation R (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).

In-Ovation R	0,014" (N=16)	0,016" (N=20)	0,018" (N=19)	0,020" (N=20)	P
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
3,0	190,19 (9,38) ^A	353,17 (21,67) ^B	486,04 (38,02) ^C	858,98 (84,34) ^D **	0,000*
2,0	153,56 (10,02) ^A	273,24 (15,80) ^B	354,15 (22,05) ^C	620,34 (52,04) ^D	0,000*
1,0	100,27 (10,21) ^A	162,65 (19,95) ^B	209,14 (21,53) ^C	344,09 (25,04) ^D	0,000*
0,5	39,15 (9,46) ^A	70,72 (16,22) ^B	96,85 (16,57) ^C	145,61 (26,12) ^D	0,000*

* Diferença estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

** n=5 neste grupo In-Ovation R, no teste de deflexão a 3,0mm, pois os demais fios testados excederam a força de 1000g.

Valores com mesma letra na mesma linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

5.4 Resultados das comparações entre as distintas combinações

As Tabelas 5.4.1 a 5.4.4 representam as médias e os desvios-padrão das comparações entre as distintas combinações braquete/fio, nas diferentes deflexões (0,5; 1; 2 e 3mm), juntamente com os resultados do teste ANOVA a um critério e do teste de Tukey.

Tabela 5.4.1 Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,014”de níquel-titânio nos diferentes tipos de braquetes (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).

DEFLEXÃO	Mini Diamond (N=15)	Spirit (N=20)	Inspire ICE (N=17)	Damon Q (N=16)	In-Ovation R (N=16)	P
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
3,0	391,28 (18,28) ^A	341,65 (15,03) ^B	498,63 (32,73) ^C	204,24 (9,52) ^D	190,19 (9,38) ^D	0,000*
2,0	76,57 (10,36) ^A	92,63 (15,15) ^B	91,74 (20,94) ^B	156,59 (9,45) ^C	153,56 (10,02) ^C	0,000*
1,0	143,27 (10,56) ^{AD}	118,32 (8,74) ^B	149,73 (16,70) ^A	135,10 (5,96) ^D	100,27 (10,21) ^C	0,000*
0,5	123,78 (22,70) ^A	60,13 (32,77) ^B	97,23 (41,87) ^A	61,08 (5,61) ^B	39,15 (9,46) ^B	0,000*

* Diferença estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

Valores com mesma letra na mesma linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

Tabela 5.4.2 Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,016”de níquel-titânio nos diferentes tipos de braquetes (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).

DEFLEXÃO	Mini Diamond (N=19)	Spirit (N=17)	Inspire ICE (N=17)	Damon Q (N=18)	In-Ovation R (N=20)	P
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
3,0	479,55 (31,76) ^A	459,29 (18,29) ^A	569,15 (38,27) ^B	372,87 (12,22) ^C	353,17 (21,67) ^C	0,000*
2,0	218,93 (32,20) ^A	224,54 (25,33) ^A	232,22 (21,29) ^A	281,85 (15,04) ^B	273,24 (15,80) ^B	0,000*
1,0	231,49 (26,93) ^{AD}	184,01 (20,76) ^B	248,30 (24,89) ^A	226,47 (12,22) ^D	162,65 (19,95) ^C	0,000*
0,5	112,97 (65,22) ^A	59,69 (43,36) ^B	130,14 (53,65) ^A	86,58 (4,80) ^B	70,72 (16,22) ^B	0,000*

* Diferença estatisticamente significativa para $P < 0,05$.

Valores com mesma letra na mesma linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

Tabela 5.4.3 Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,018” de níquel-titânio nos diferentes tipos de braquetes (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).

DEFLEXÃO	Mini Diamond (N=16)	Spirit (N=19)	Inspire ICE (N=14)	Damon Q (N=18)	In-Ovation R (N=19)	P
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
3,0	626,94 (27,36) ^A	588,17 (32,19) ^B	674,28 (31,55) ^C	538,04 (17,69) ^E	486,04 (38,02) ^D	0,000*
2,0	400,40 (31,08) ^A	351,94 (18,07) ^B	397,88 (37,32) ^A	392,24 (15,60) ^C	354,15 (22,05) ^B	0,000*
1,0	289,29 (17,81) ^{AD}	236,63 (26,26) ^B	269,06 (17,09) ^A	304,09 (12,66) ^D	209,14 (21,53) ^C	0,000*
0,5	158,85 (21,14) ^A	101,08 (53,22) ^B	141,52 (43,53) ^{AC}	108,70 (9,86) ^{BC}	96,85 (16,57) ^B	0,000*

* Diferença estatisticamente significante para $P < 0,05$.

Valores com mesma letra na mesma linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

Tabela 5.4.4 Média (em cN) e desvio padrão (d.p.) dos resultados de descarga do dispositivo de simulação clínica em 3; 2; 1 e 0,5mm, dos fios 0,020” de níquel-titânio nos diferentes tipos de braquetes (ANOVA a um critério, seguida de Tukey).

DEFLEXÃO	Mini Diamond (N=16)	Spirit (N=18)	Inspire ICE (N=19)	Damon Q (N=18)	In-Ovation R (N=20)	P
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
3,0	804,86 (29,18) ^A	753,09 (24,42) ^B	815,67 (21,90) ^A	-----	858,98 (84,34) ^{A **}	0,000*
2,0	560,60 (20,07) ^A	410,95 (41,75) ^B	550,04 (39,91) ^A	774,27 (77,22) ^D	620,34 (52,04) ^C	0,000*
1,0	249,64 (34,96) ^A	210,17 (26,03) ^B	259,66 (30,11) ^A	423,59 (36,33) ^D	344,09 (25,04) ^C	0,000*
0,5	130,12 (34,33) ^A	58,56 (46,10) ^B	127,83 (66,48) ^A	159,03 (17,74) ^A	145,61 (26,12) ^A	0,000*

* Diferença estatisticamente significante para $P < 0,05$.

** n=5 neste grupo In-Ovation R, no teste de deflexão a 3,0mm, pois os demais fios testados excederam a força de 1000g.

Valores com mesma letra na mesma linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Para facilitar o entendimento do texto, este capítulo foi dividido em subtópicos, nos quais são discutidos os materiais e métodos, os resultados e a aplicação clínica destes achados.

6.1 Material e Métodos

A escolha de conduzir uma pesquisa laboratorial vem do fato de que nesse ambiente são menores as chances de que fatores externos influenciem os resultados do estudo pois, no caso das pesquisas clínicas, pode haver interferência de uma larga variabilidade de resposta individual (EVANS; JONES; NEWCOMBE, 1998). Assim, por apresentarem menos variáveis que os testes clínicos, a comparação laboratorial entre distintas combinações de braquetes e fios demonstra-se mais justa (KAPILA; SACHDEVA, 1989; TONNER; WATERS, 1994). E apesar desses resultados serem diferentes daqueles advindos de estudo clínico, os padrões obtidos tanto no laboratório quanto no ambiente clínico mostram-se semelhantes, permitindo as comparações (GURGEL et al., 2001; KAPILA et al., 1990; KAPILA; SACHDEVA, 1989).

6.1.1 Seleção dos fios de secção redonda e da liga de Níquel-Titânio

Os calibres a serem avaliados nesta pesquisa foram os de 0,014” (0,36mm); 0,016” (0,40mm); 0,018” (0,457mm) e 0,020” (0,50mm). Esta escolha baseou-se no conhecimento geral de que os fios de níquel-titânio são mais indicados para o início do tratamento, fase de alinhamento e nivelamento (ANDREASEN; MORROW, 1978; KUSY; GREENBERG, 1981; RUBIN, 1999), especialmente os fios redondos de baixo calibre. Esta indicação visa minimizar a sensação dolorosa do paciente, uma vez que, a dor é um dos fatores mais importantes de desencorajamento com relação ao tratamento ortodôntico (OLIVER; KNAPMAN, 1985) e que pode ser descrita como bastante intensa (FUCK; DRESCHER, 2006; JONES; CHAN, 1992), afetando a colaboração do paciente e podendo dificultar a higiene oral (CIOFFI et al., 2012). Além disso, como o teste de deflexão elástica, usado nesta

pesquisa, simula uma condição de apinhamento dentário, seria mais sensato avaliar o fio que enfrenta justamente esta situação, a saber, os fios redondos de baixo calibre (GIL; PLANELL, 1999).

Confirmando estes achados e para ratificar o uso da liga de níquel-titânio nesta pesquisa, foi avaliado um estudo de 2008 sobre as tendências de uso de materiais entre os ortodontistas clínicos (KEIM et al., 2008). Os resultados mostraram que 87% destes profissionais usam o fio de níquel-titânio para iniciar o tratamento e 13,9% utilizam-no como fio de finalização. Na pesquisa anterior, publicada 6 anos antes, o uso do níquel-titânio ao início do tratamento era de 80,2% e ao final, de 11%. Estes dados indicam um aumento no uso desta liga com o passar do tempo. O fio de aço foi escolhido como fio de início do tratamento por 42,1% e como fio de finalização por 73,1% dos ortodontistas. Na pesquisa de 2002, estes percentuais eram de 49% e 79,2%, respectivamente. Apesar de ser considerado como o fio ideal para a finalização (KAPILA; SACHDEVA, 1989; KUSY; GREENBERG, 1981; RUBIN, 1999), houve uma diminuição no uso do fio de aço tanto para o início quanto para o final do tratamento. Outro tipo de fio que teve sua utilização reduzida, foram os fios termoativados que eram usados por 15,8% dos entrevistados ao início do tratamento e por 2,3% ao final. Na pesquisa anterior, estes números eram 26,8% e 2,4%, respectivamente.

Ainda com base neste estudo (KEIM et al., 2008), as demais ligas (cromo-cobalto-níquel, titânio-molibdênio, titânio-nióbio e outras) representaram porcentagens bem baixas em comparação ao uso massivo da liga de níquel-titânio. Por isso, esta liga foi a escolhida para ser estudada nesta pesquisa.

6.1.2 Seleção dos Braquetes Ortodônticos

A preocupação com a aparência dos aparelhos ortodônticos fixos está cada vez mais frequente, fazendo com que os aparelhos busquem a adequada combinação entre estética aceitável e desempenho técnico (BIRNIE, 1990). Sob a perspectiva do paciente, os braquetes autoligáveis geralmente são mais suaves, mais confortáveis e mais fáceis de higienizar devido à ausência de ligaduras elásticas (SHIVAPUJA; BERGER, 1994). Além dessas vantagens, a redução do tempo de tratamento constitui outro aspecto positivo do braquete autoligável (MAIJER; SMITH, 1990), fazendo assim com que estes tenham alcançado alta demanda no mercado.

Atualmente, existem várias marcas e tipos de braquetes ortodônticos, por isso, foram selecionados alguns dentre os mais usados no Brasil, para serem testados. As marcas e os

tipos de braquetes selecionados foram os mais encontrados em estandes de congressos e em lojas de artigos ortodônticos e, provavelmente, os mais adquiridos pelo ortodontista.

6.1.3 Máquina de Ensaio Universal e Célula de Carga

Parte fundamental do desenho desta pesquisa foi a escolha da máquina de testes e do valor da célula de carga a ser utilizada. A máquina utilizada foi um exemplar da marca Instron, modelo 3342 (Norwood, MA, USA) com célula de carga de 10N (1kgf). A marca Instron trabalha com várias células de carga, que são os dispositivos sensíveis à força liberada nos testes. Estas células devem ser cuidadosamente escolhidas, de acordo com a expectativa de força liberada pelo espécime, para que haja fiabilidade nos resultados.

É possível perceber na literatura, que nem todos os autores atentam para esta questão, o que exige cautela do leitor ao interpretar resultados e avaliar conclusões. Apesar de se saber que as forças ortodônticas são forças leves, há relatos de trabalhos que utilizaram célula de carga de 1000N (100kgf) (JUVVADI et al., 2010), 1000 libras (453,6kgf) (KLUMP et al., 1994), 5000N (500kgf) (RUCKER; KUSY, 2002) e até de 10.000 libras (4.536kgf) (STAGGERS; MARGESON, 1993). É suposto que células de carga de valores tão altos não proporcionem resultados confiáveis para ligas que liberam forças proporcionalmente tão diminutas.

Como é esperado que os fios ortodônticos, especialmente os de baixo calibre, liberem forças menores ou em torno de 1N (100grf), foi selecionada uma célula de carga de 10N (1kgf), nesta pesquisa. Estas células de carga da marca Instron, modelo 3342 têm acurácia de $\pm 0,5\%$ do valor de leitura. Assim, um valor de leitura de força de 60cN, por exemplo, tem erro máximo de $\pm 0,3\text{cN}$. Portanto, o resultado do valor das forças liberadas pelo teste têm acurácia significativa.

6.1.4 Teste de Deflexão Elástica

Existem diversos testes que podem ser aplicados para demonstrar as características físicas de uma liga metálica frente às diferentes combinações com os braquetes ortodônticos. A avaliação pode ser feita através do módulo de elasticidade, do springback, da histerese, do relaxamento da liga, entre outros. Cada uma destas avaliações é importante e deve ser aplicada dependendo daquilo que se quer analisar. Mas estes testes não são considerados suficientes por alguns autores (BURSTONE; GOLDBERG, 1983; MIURA et al., 1986). O

teste de deflexão elástica, usado nesta pesquisa, apresenta a força liberada pela liga, em combinação com diversos tipos de braquetes, quando submetida a uma determinada carga que promove sua deflexão.

As propriedades mecânicas dos fios, em diferentes combinações, são geralmente demonstradas por testes de tração, deflexão ou torque. Apesar de algumas características dos fios, determinadas por estes testes, não refletirem necessariamente o seu comportamento clínico, elas permitem uma base para comparações (GURGEL et al., 2001; KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Dentre todos estes testes, o teste de deflexão elástica é o que mais se aproxima clinicamente dos interesses do ortodontista, pois é precisamente isso que ele faz ao adaptar um fio de níquel-titânio aos braquetes colados nos dentes de seu paciente, com a intenção de alinhá-los (ASGHARNIA; BRANTLEY, 1986; BURSTONE; FARZIN-NIA, 1995; BURSTONE; GOLDBERG, 1983; KRISHNAN; KUMAR, 2004). Burstone também apoia essa questão quando afirma que apesar de os engenheiros trabalharem com parâmetros como módulo de elasticidade e limite de escoamento, o clínico está mais preocupado em conhecer qual a força produzida pela combinação braquete/fio em relação à quantidade de deflexão (BURSTONE; GOLDBERG, 1983) e mesmo os profissionais comprometidos com a pesquisa têm grande interesse no caráter clínico deste tipo de informação (KOKICH, 2012). Optou-se, portanto, por uma deflexão máxima de 3mm, por este valor apresentar relevância clínica nos estágios iniciais do tratamento (HEMINGWAY et al., 2001).

Existem basicamente duas maneiras de realizar os testes de deflexão elástica: o teste de 3 pontos e um modelo de simulação clínica. Como o objetivo deste trabalho foi simular clinicamente o comportamento dos fios nos diferentes sistemas de braquetes, optou-se pelo modelo de simulação clínica, baseado em outros trabalhos (GURGEL et al., 2001; ROCK; WILSON, 1988), representando todos os dentes (GHERSEL, 2005; SATHLER-ZANDA, 2012).

Considerando o fato de que esse teste apresenta os valores de força causados por uma deflexão momentânea, podem surgir dúvidas sobre o comportamento desses fios submetidos a tal deflexão por um período de tempo mais longo, como acontece clinicamente. No entanto, quando os fios de níquel-titânio superelásticos foram submetidos a deflexões consideráveis (teste de fadiga estático) e repetitivas, que imitam as forças oclusais (teste de fadiga dinâmico), não apresentaram variação significativa em sua força de descarga (VAN AKEN et al., 2008). Outros estudos também mostraram que não houve relaxamento para fios de níquel-titânio (HAZEL; ROHAN; WEST, 1984; WONG; BORLAND; WEST, 1994).

6.1.5 Dispositivo de Simulação Clínica

Optou-se pelo uso de dispositivos de simulação clínica para a realização do teste de deflexão elástica, com a intenção de aproximar os resultados laboratoriais aos clínicos (GHERSEL, 2005; SATHLER-ZANDA, 2012; SCHAUS; NIKOLAI, 1986), obtendo, desta maneira, resultados mais fiéis (GHERSEL, 2005; SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006; SATHLER-ZANDA, 2012; SCHAUS; NIKOLAI, 1986).

Em relação à conduta desse teste, foi usada uma norma ISO específica para testes laboratoriais de fios ortodônticos, visando tornar os resultados mais confiáveis e comparáveis (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2006). Assim, a confecção de um dispositivo de simulação clínica teve como objetivo simular o arco dentário superior, assim como a maioria dos trabalhos presentes na literatura (GHERSEL, 2005; FRANCHI et al., 2009; SATHLER-ZANDA, 2012; HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990) e a deflexão do fio ortodôntico, analisada na estrutura que representava o incisivo central. A escolha deste dente foi feita com base na literatura (GHERSEL, 2005; SATHLER-ZANDA, 2012; SEGNER; IBE, 1995) e na evidência de que a maior porcentagem dos apinhamentos dentários ocorre na região de incisivos (CASTRO; VALLADARES-NETO; ESTRELA, 2010). Para a colagem, foram escolhidos cinco conjuntos de acessórios: metálico (Mini Diamond), de resina reforçada por fibra (Spirit), de safira (Inspire ICE) e os autoligáveis passivo (Damon Q/Ormco) e ativo (In-Ovation R/GAC) que foram avaliados com os fios de NiTi dos seguintes calibres: 0,014" (0,36mm); 0,016" (0,40mm); 0,018" (0,457mm) e 0,020" (0,50mm). Os fios foram encaixados e presos por meio de módulos elásticos nas aletas dos braquetes convencionais enquanto que, no caso dos braquetes autoligáveis, a apreensão do fio foi feita somente pelo fechamento do sistema, sendo passivo (Damon) ou ativo (GAC).

6.1.6 Avaliação dos Resultados em Descarga

Do ponto de vista prático, a carga é representada pela curva superior do gráfico, que mostra a força aplicada ao dente quando o clínico deflexiona o fio e o amarra ao braquete. A curva inferior representa a descarga e mostra o movimento dentário enquanto o fio retorna ao seu formato original (Ver Glossário, figura 1) (ANDREASEN; HEILMAN; KRELL, 1985). Portanto, é de maior interesse clínico conhecer as forças liberadas pelo teste de descarga do que as forças liberadas pelo teste de carga (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; FISCHER-

BRANDIES et al., 2003; MURAVIEV; OSPANOVA; SHLYAKHOVA, 2001; WATERS, 1992b; YONEYAMA et al., 1992), uma vez que a descarga representa as forças que promovem a movimentação dentária durante o tratamento ortodôntico (ANDREASEN; HEILMAN; KRELL, 1985; BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007; BERGER; WARAM, 2007; BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; GARREC; TAVERNIER; JORDAN, 2005; GATTO et al., 2013; KAPILA et al., 1991; LIAW et al., 2007; LOMBARDO et al., 2012; MURAVIEV; OSPANOVA; SHLYAKHOVA, 2001; NAKANO et al., 1999; SEGNER; IBE, 1995; VAN AKEN et al., 2008). Adicionalmente, a norma ISO 15.841 também indica a avaliação dos resultados em descarga.

6.1.7 Temperatura

A temperatura para os testes desta pesquisa também foi baseada na norma ISO 15.841, que indica temperatura de $36\pm 1^{\circ}$ Celsius (C), correspondente à temperatura média bucal (AIROLDI et al., 1997; BOLENDER et al., 2010) e, mais especificamente, aos incisivos, cuja temperatura média é de 35°C por cerca de 80% do tempo (LIM et al., 2008; MOORE et al., 1999).

6.2 Resultados

6.2.1 Resultados dos diferentes tipos de braquetes e calibres dos fios

As Tabelas 5.2.1 a 5.2.4 representam os resultados do teste ANOVA a dois critérios de seleção, considerando os diferentes tipos de braquetes e calibres dos fios de Nitinol utilizados nas diferentes deflexões avaliadas (0,5; 1; 2 e 3mm). De acordo com esse teste verificou-se que todas as interações apresentaram resultados estatisticamente significantes, indicando que o teste ANOVA a um critério seguido do teste de Tukey deveriam ser aplicados.

6.2.2 Resultados dos diferentes tipos de braquetes

As Tabelas 5.3.1 a 5.3.5 e as Figuras 6.1 a 6.3, 6.5 e 6.6 representam as médias e os desvios-padrão da avaliação do desempenho de cada tipo de braquete em relação ao aumento gradual do calibre e da deflexão dos fios testados (0,5; 1; 2 e 3mm).

Com relação ao braquete metálico Mini Diamond (Tabela 5.3.1 e Figura 6.1) verificou-se que existem diferenças entre os diferentes calibres dos fios nas quatro deflexões estudadas. Nas deflexões de 3 e 2mm as forças foram aumentando significativamente em relação ao aumento do calibre do fio. Já nas menores deflexões, 0,5 e 1mm, isso não aconteceu.

Com relação ao braquete de policarbonato com fibra de vidro e canaleta metálica, representado pelo Spirit (Tabela 5.3.2 e Figura 6.2), observou-se diferenças entre os diferentes calibres dos fios nas quatro deflexões avaliadas. Nas deflexões de 3, 2 e 1mm houve diferenças entre todos os fios. Na deflexão de 0,5mm, entretanto, não foi observada tanta diferença, apenas o fio 0,018” se diferenciou dos demais.

Com relação ao braquete de safira Inspire ICE (Tabela 5.3.3 e Figura 6.3) verificou-se que existem diferenças entre os diferentes calibres dos fios nas deflexões de 3 e 2mm. Na deflexão de 1mm observou-se que existe diferença apenas do fio 0,014” em comparação aos outros calibres testados. Já na deflexão de 0,5mm não houve diferença entre os fios.

Figura 6.1 Braquete Mini Diamond

Figura 6.2 Braquete Spirit

Figura 6.3 Braquete Inspire ICE

Assim, verificou-se que, nas deflexões de 0,5mm, os resultados variaram bastante devido à pequena deflexão, o que poderia facilitar a interferência de outros fatores envolvidos na metodologia como, por exemplo, o balanço da água presente no recipiente de acrílico ou ainda o vento na superfície do mesmo por tratar-se de uma deflexão bastante reduzida. Entretanto, os valores de descarga, clinicamente úteis, ocorreram em deslocamentos entre 1 e 2,5mm (HEMINGWAY et al., 2001).

De uma maneira geral, foi observado, na presente pesquisa, que a força de desativação aumentou com o aumento do calibre dos arcos e da deflexão. Esses achados estão de acordo com outros trabalhos que também observaram essas características, ao aumentarem o calibre e a deflexão dos fios testados (CONTARDO et al., 2012; GHERSEL, 2005; PESCE et al., 2014).

Apesar de não ter sido o objetivo desse estudo, verificou-se que na deflexão de 1mm, os valores encontrados, na maioria das combinações entre os braquetes convencionais e os fios 0,014" e 0,016", eram maiores do que àqueles encontrados na deflexão de 2mm (Tabelas 5.3.1 a 5.3.3 e Figura 6.4). O aumento dos níveis de força pode ser explicado assumindo que, a redução na deflexão do fio, de 2mm para 1mm, gere mudanças na geometria da interação braquete/fio, reduzindo a força de ligação e a resistência ao deslize (ARTICOLO; KUSY, 1999; KUSY, 2000), e consequentemente aumentando a força do arco, a qual foi registrada através da célula da máquina de ensaio (NUCERA et al., 2014). Esse aumento da força dos fios de NiTi já foi previamente observado em comparações entre as deflexões de 3,5 e 1,5mm em deslocamentos máximos de 4mm (BADAWI et al., 2009; LOMBARDO et al., 2012; MALLORY et al., 2004; NUCERA et al., 2014). Nestes estudos também verificou-se que, clinicamente, este achado poderia ser responsável pelo aumento gradual da força durante a

primeira fase de alinhamento e nivelamento dos dentes quando o fio apresentasse um desvio de aproximadamente 4mm (NUCERA et al., 2014).

Essa característica também foi verificada por outros autores (OLTJEN et al., 1997) que, ao realizarem uma comparação entre os resultados gerados pelo teste de 3 pontos e pelo dispositivo de simulação clínica encontraram diferenças entre os valores. Durante a descarga, foi observada de 1,5 a 4 vezes maior rigidez do fio quando aplicado o teste de 3 braquetes do que quando aplicado o teste de 3 pontos em 1 e 2mm. Uma exceção, entretanto, foi encontrada para o fio de níquel-titânio que, na deflexão de 2mm, apresentou valores menores no teste com 3 braquetes. Já, em 3mm, a rigidez do método utilizando braquetes foi maior de 7,5 até 40 vezes (OLTJEN et al., 1997).

Figura 6.4 Fios 0,014'' e 0,016'' combinados com os braquetes Mini Diamond; Spirit e Inspire ICE nas deflexões de 2 e 1mm.

Com relação ao braquete autoligável passivo Damon Q (Tabela 5.3.4 e Figura 6.5) verificou-se que existem diferenças entre todos os calibres dos fios em todas as deflexões estudadas. Especula-se que nos braquetes autoligáveis, a forma de amarração seja mais rígida e precisa, já os braquetes convencionais, por serem atados com ligaduras elásticas, a força é mais variável. Não foi possível a leitura da força dos fios de 0,020'', na deflexão de 3mm pois a força liberada excedia 1000g.

Finalmente, com relação ao braquete autoligável ativo In-Ovation R (Tabela 5.3.5 e Figura 6.6) também verificou-se que existem diferenças entre todos os calibres dos fios nas deflexões avaliadas. Observa-se, portanto, que os braquetes autoligáveis sempre seguem um padrão por apresentarem a forma de fechamento padronizada. Nos braquetes convencionais, entretanto, isso não acontece, o fechamento varia conforme o comportamento do elástico.

Observou-se ainda que nos fios de 0,020" e na deflexão de 3mm só foi possível a leitura de 5 fios ortodônticos pois, nos demais, a força liberada excedia 1000g.

Figura 6.5 Braquete Damon Q

Figura 6.6 Braquete In-Ovation R

6.2.3 Resultados das comparações entre as distintas combinações

As Tabelas 5.4.1 a 5.4.4 e as Figuras 6.7, 6.10, 6.11 e 6.13 representam as médias e os desvios-padrão das comparações entre as distintas combinações braquete/fio, nas diferentes deflexões (0,5; 1; 2 e 3mm).

Nas combinações entre os diferentes tipos de braquetes selecionados com os fios 0,014" de Nitinol (Tabela 5.4.1 e Figura 6.7) verificou-se que os braquetes autoligáveis foram os que apresentaram os resultados mais parecidos entre si, mantendo-os decrescentes conforme a deflexão era diminuída (Figura 6.7). Entretanto, constatou-se que não existe um padrão entre os braquetes convencionais em nenhuma deflexão (Figura 6.7). Esses resultados estão de acordo com outros trabalhos presentes na literatura que também verificaram resultados inconstantes nas diferentes deflexões (OLTJEN et al., 1997), grande variação na diferença de valores de força (OLTJEN et al., 1997; YANARU et al., 2003) e diferença significativa entre os diversos tipos de dispositivo (WILKINSON et al., 2002).

Figura 6.7 Fio 0,014'' combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados em todas as deflexões avaliadas (3; 2; 1 e 0,5mm).

Os braquetes autoligáveis foram os que apresentaram a menor força na deflexão de 3mm (Figura 6.7). Isso ocorre porque nos fios de menor calibre, os braquetes autoligáveis liberam uma força menor por não serem totalmente pressionados contra as paredes das canaletas. Já nos braquetes convencionais, mesmo os fios mais leves são pressionados devido à amarração elástica.

Entretanto, esses resultados contrariam os encontrados por outros pesquisadores (NUCERA et al., 2014) que ao compararem a força liberada na deflexão gradual de 3,5mm por fios 0,014'' de NiTi em combinação com braquetes convencionais e autoligáveis, verificaram que nos braquetes autoligáveis a força liberada excedia à dos convencionais. Porém, na deflexão de 2mm (Figura 6.8), observou-se que os resultados encontrados, na presente pesquisa, estão de acordo com esses autores (NUCERA et al., 2014), pois verificou-se que a força liberada pelos fios, quando combinados com os braquetes autoligáveis, foram maiores do que quando combinados com os braquetes convencionais. Esse resultado pode ser explicado assumindo que, parte da força do arco é utilizada para ultrapassar a maior resistência ao deslize, gerada nos testes com sistemas de braquetes convencionais, durante a fase de descarga (CORDASCO et al., 2012; MATARESE et al., 2008; THORSTENSON; KUSY, 2002). Esses achados são embasados por estudos prévios e confirmam que, fios de NiTi juntamente com os sistemas de braquetes autoligáveis geram forças significativamente

superiores quando comparadas aos sistemas de braquetes convencionais (BACCETTI et al., 2009; BADAWI et al., 2009; FRANCHI et al., 2009; PETERSEN et al., 2009; WILKINSON et al., 2002).

Figura 6.8 Fio 0,014" combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados na deflexão de 2mm.

Além disso, ao relacionarmos a deflexão gradual, testada no presente estudo, com a resistência friccional, testada em inúmeros trabalhos presentes na literatura (O'REILLY et al., 1999; OGATA et al., 1996), observa-se que a força de atrito, para cada combinação braquete/fio testada, aumentava conforme a deflexão do fio era aumentada. De maneira similar, o atrito aumentou com o aumento do calibre do fio, ao passo que, os fios retangulares produziram maior atrito do que os fios redondos. Além do mais, os autores verificaram que desenhos de braquetes, que limitavam a força de ligação do fio, geravam menores atritos em baixas deflexões, 0 e 0,25mm (OGATA et al., 1996).

Hemingway e colaboradores (HEMINGWAY et al., 2001) analisaram quatro diferentes tipos de braquetes quando combinados com fios 0,014" de nitinol, na deflexão de 1,5mm, e verificaram que o pico de força, no local do arco correspondente ao canino, foi maior no braquete cerâmico Transcend (7,5N), similar nos braquetes cerâmico com canaleta metálica e convencional metálico, Clarity (3,8N) e Mini Uni-Twin (4,4N), respectivamente, e menor no braquete autoligável Damon (2,5N). Já, os valores de descarga foram inversos com um valor de platô de 1,1N para o sistema Damon sendo maior do que os outros braquetes que

alcançaram uma faixa entre 0,3 e 0,5N. Esses achados confirmam os encontrados no presente estudo que também verificou valores mais altos de força, durante a descarga, e na deflexão de 2mm quando os fios 0,014” de NiTi foram combinados com os braquetes autoligáveis (Figura 6.8).

Confirmando os resultados encontrados por outros autores (RINO et al., 2013), na presente pesquisa, praticamente, não foram verificadas diferenças entre os valores das forças de descarga entre os braquetes autoligáveis Damon e In-Ovation nos fios 0,014” de NiTi (Figura 6.9).

Figura 6.9 Fio 0,014” combinado com os braquetes Damon Q e In-Ovation R em todas as deflexões estudadas (3; 2; 1 e 0,5mm).

Nas combinações entre os diferentes tipos de braquetes selecionados com os fios 0,016” de Nitinol (Tabela 5.4.2 e Figura 6.10) verificou-se que os braquetes autoligáveis ainda foram os que apresentaram os resultados mais parecidos entre si, mantendo-os decrescentes conforme a deflexão era diminuída. Apesar dos braquetes Mini Diamond e Inspire ICE não apresentarem diferenças estatísticas nas deflexões de 2, 1 e 0,5mm, não foi observado um padrão entre os braquetes convencionais em nenhuma deflexão estudada. Pois, ora eles se assemelhavam com um, ora com outro. Estes achados demonstram que o desenho do ensaio experimental afeta, qualitativamente e quantitativamente, as forças liberadas na descarga, durante o A/N, com os fios de NiTi superelásticos (PARVIZI; ROCK, 2003; WILKINSON et al., 2002). Esses resultados estão de acordo com outros autores (NUCERA et al., 2014) que

verificaram que quando essas forças eram avaliadas num modelo experimental com os sistemas de braquetes incorporados, os fios tendiam a perder suas propriedades superelásticas, apresentando, portanto, variações da força. Outros trabalhos presentes na literatura (KASUYA et al., 2007; LOMBARDO et al., 2012; MALLORY et al., 2004; NUCERA et al., 2014; WILKINSON et al., 2002) confirmam esses achados. Outra pesquisa (MONTASSER et al., 2014), ainda, comparou as forças perdidas durante uma simulação de retração de caninos utilizando diferentes tipos de braquetes, e também não observou um padrão consistente entre os braquetes testados, nem mesmo entre os autoligáveis ativos e passivos.

Nota-se que os braquetes autoligáveis mantêm a menor força na deflexão de 3mm (Tabela 5.4.2 e Figura 6.10). Isso ocorre porque, conforme já foi dito anteriormente, nos fios de menor calibre, os braquetes autoligáveis liberam uma força menor devido a sua forma de amarração.

Figura 6.10 Fio 0,016" combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados em todas as deflexões avaliadas (3; 2; 1 e 0,5mm).

Nas combinações entre os diferentes tipos de braquetes com os fios 0,018" de Nitinol (Tabela 5.4.3 e Figura 6.11) verificou-se que os braquetes autoligáveis foram os que apresentaram os resultados mais decrescentes mesmo apresentando diferenças significantes entre esses acessórios. Os braquetes Damon Q geraram valores de força maiores quando

comparados aos braquetes In-Ovation R (Figura 6.12). Entretanto, esses dois acessórios ainda foram os que apresentaram a menor força na deflexão de 3mm.

Figura 6.11 Fio 0,018" combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados em todas as deflexões estudadas (3; 2; 1 e 0,5mm).

Outro trabalho recente (MONTASSER et al., 2013) também observou forças mais elevadas quando braquetes autoligáveis passivos (Smart Clip) foram comparados aos braquetes autoligáveis ativos (Time3). Assim, verificou-se que o tipo de braquete autoligável, sendo ele passivo ou ativo, poderia não ter um efeito significativo sobre o nível de força quando fios redondos de baixo calibre eram utilizados. Esta diferença pôde ser atribuída à maior largura méso-distal dos braquetes Smart Clip dos incisivos centrais e laterais quando comparados à dos braquetes Time3 (MONTASSER et al., 2013). Assim, concluiu-se que quanto mais largo o braquete, menor a distância interbraquetes, e por esta razão, arcos superelásticos tornavam-se muito mais rígidos quando braquetes mais largos eram utilizados (MONTASSER et al., 2013; PROFFIT; FIELDS, 2007). Entretanto, no presente trabalho, a distância interbraquetes foi mantida constante em 6mm (SATHLER-ZANDA, 2012; VAN AKEN et al., 2008), fazendo assim com que essa característica tivesse sido resultante das particularidades do próprio acessório quando na presença de um fio ortodôntico redondo de maior calibre. Essa peculiaridade também foi verificada por outro trabalho (SEMENARA,

2011), no qual observou-se que a força liberada, durante a descarga, pelos braquetes Damon Q eram maiores do que a liberada pelos In-Ovation R quando fios 0,018"x0,025" eram utilizados.

Outro trabalho (STEFANOS et al., 2010), ainda, ao avaliar a resistência ao deslizamento entre braquetes autoligáveis, ativos e passivos, e fios 0,019"x0,025" de aço inoxidável durante a mecânica de deslize, demonstrou que os braquetes Damon 3MX apresentaram a menor força de atrito enquanto os braquetes In Ovation-R apresentaram a segunda maior. Sabendo que, quanto maior a resistência friccional, menor o valor da força liberada durante a descarga, esses resultados estão de acordo com os encontrados na presente pesquisa. Outros trabalhos presentes na literatura (QUEIROZ et al., 2012) confirmam esses achados.

Ainda, Buzzoni e colaboradores (BUZZONI et al., 2012) ao compararem a fricção apresentada por braquetes autoligáveis passivos, sob angulação nula, com a de braquetes autoligáveis ativos, confirmaram que o sistema Damon SL II é mais eficiente no controle do atrito do que o sistema ativo. Mais uma vez, concordando com os resultados da presente pesquisa.

Figura 6.12 Fios 0,018'' e 0,020'' combinados com os braquetes Damon Q e In-Ovation R em todas as deflexões avaliadas (3; 2; 1 e 0,5mm).

Finalmente, nas combinações entre os diferentes tipos de braquetes com os fios 0,020” de Nitinol (Tabela 5.4.4 e Figura 6.13) verificou-se que os braquetes autoligáveis ainda foram os que apresentaram os resultados mais decrescentes mesmo apresentando diferenças significantes entre esses acessórios (Figura 6.12). Novamente, os braquetes Damon Q geraram valores de força maiores quando comparados aos braquetes In-Ovation R. No grupo In-Ovation R, nos fios de 0,020” e na deflexão de 3mm só foi possível a leitura de 5 fios ortodônticos pois, nos demais, a força liberada excedia 1000g. No grupo Damon Q, não foi possível a leitura da força dos fios de 0,020”, na deflexão de 3mm pois a força liberada excedia 1000g. Agora, na deflexão de 3mm, assim como nas demais, os braquetes autoligáveis passaram a apresentar maiores valores de força quando comparados aos demais. Esse resultado está de acordo com outro trabalho publicado na literatura (WILKINSON et al., 2002), no qual o atrito foi apontado como capaz de reduzir o valor da força liberada. Essa explicação justificou, parcialmente, o fato de a maior média, ter sido gerada pelo dispositivo de simulação com braquetes autoligáveis (WILKINSON et al., 2002).

Clinicamente, essa justificativa faz sentido, pois o atrito aumenta a força liberada pelo fio durante a carga, mas diminui a força durante a descarga (BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007; LIAW et al., 2007; NAKANO et al., 1999). Por isso, o dispositivo com maior atrito gerou a menor força, pois durante a descarga, o atrito dificulta o retorno do fio à sua posição inicial (WILKINSON et al., 2002). A presença dos braquetes, a distância entre eles, as ligaduras e o próprio apinhamento são fatores que aumentam o atrito no ambiente clínico. Dessa forma, esse grande atrito seria capaz de diminuir a força liberada pelo fio. Outros trabalhos também verificaram maior resistência friccional dos braquetes convencionais quando comparados aos braquetes autoligáveis (SIMS et al., 1993; THOMAS; SHERRIFF; BIRNIE, 1998).

Os resultados da presente pesquisa concordam com o reportado por outros autores (SEMENARA, 2011) que também verificaram uma força menor, durante a deflexão gradual de fios retangulares, em braquetes convencionais metálicos quando comparados aos autoligáveis, Damon e In-Ovation R, em todas as deflexões estudadas (0,5; 0,8 e 1mm).

Um trabalho recente (PETERSEN et al., 2009), ao comparar os efeitos das ligaduras elásticas e dos braquetes autoligáveis nos valores das forças de descarga, nas deflexões de 1,0; 1,5; 2,0 e 2,5mm, verificou que os fios atados por meio das ligaduras elásticas e das ligaduras “afrouxadas” produziram uma força média de descarga correspondente a 56% e 88%, respectivamente, do mesmo fio atado por meio do próprio braquete autoligável. Assim, os autores verificaram que à medida que a força aplicada no fio diminui, ocorre uma

correspondente diminuição na resistência ao atrito. Esta resistência consome, portanto, a energia armazenada no arco defletido. Quando as ligaduras elásticas foram comparadas às aquelas “afrouxadas” verificou-se que as últimas apresentaram um aumento superior a 50% na força de alinhamento gerada a partir de um fio de 0,014” CuNiTi (PETERSEN et al., 2009).

Figura 6.13 Fio 0,020” combinado com os diferentes tipos de braquetes selecionados em todas as deflexões testadas (3; 2; 1 e 0,5mm).

Ao relacionarmos a deflexão gradual, testada no estudo citado acima (PETERSEN et al., 2009), com a resistência friccional, testada em inúmeros trabalhos presentes na literatura (O'REILLY et al., 1999; OGATA et al., 1996), observa-se que há uma concordância entre os seus resultados, uma vez que, os autores observam uma maior força de atrito nas combinações dos fio com os braquetes convencionais do que com os autoligáveis (KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009; QUEIROZ et al., 2012; HUANG et al., 2012; KHALID; KUMAR; JAYARAM, 2012; PACHECO et al., 2011; VOUDOURIS, 1997; FERRARI et al., 2011).

Outros estudos também têm demonstrado que o sistema autoligável produz uma drástica diminuição do atrito, e, conseqüentemente, um severo aumento nas forças de alinhamento e nivelamento (CACCIAFESTA et al., 2003; SHIVAPUJA; BERGER, 1994; WILKINSON et al., 2002). Assim, observa-se que se a resistência ao atrito é diminuída, a força de descarga resultante é maior (PETERSEN et al., 2009).

6.2.4 Desvio padrão

Ainda nas tabelas 5.3.1 à 5.3.5, é possível observar que a maioria dos fios mostraram valores de desvio-padrão acima de 30cN. Clinicamente, esses resultados revelam a inconsistência da marca a respeito da qualidade e homogeneidade dos fios fabricados. Um desvio-padrão de, por exemplo, 5cN mostra que a variação da qualidade dentro de um mesmo lote é bastante aceitável. Por outro lado, um desvio-padrão de 30cN, significa que dentro de um mesmo lote há fios com diferenças significantes no que diz respeito ao valor das forças liberadas.

Outros estudos também relataram grande desvio-padrão dos fios ortodônticos da marca comercial GAC (SATHLER-ZANDA, 2012; ZUCCH et al., 2011), cuja causa pode estar relacionada com o processo de manufatura e/ou seu tratamento térmico (BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007; BISHARA et al., 1995; MUENCH, 1999).

6.3 Aplicação Clínica

Atualmente, com a crescente procura por tratamento ortodôntico pelos adultos, aumentou-se bastante o interesse pela utilização de aparelhos fixos mais discretos, socialmente aceitáveis e eficientes, entendendo-se por eficiência os protocolos que causam maiores alterações oclusais num menor período de tempo. Assim, os braquetes autoligáveis e estéticos, plásticos e cerâmicos, apresentam-se como opções de dispositivos ortodônticos que atenderiam essa demanda. Esses acessórios, entretanto, possuem propriedades físico-químicas e comportamento clínico diferentes dos braquetes convencionais metálicos, merecendo, portanto atenção adicional do ortodontista (SOBREIRA; LORIATO; OLIVEIRA, 2007).

Os resultados obtidos nesse trabalho demonstram que os diferentes tipos de braquetes avaliados, apesar de apresentarem resultados estatisticamente diferentes, podem ser utilizados durante as mecânicas ortodônticas de deslize, cada qual com a sua indicação. Em todos os casos, os valores de força, durante a descarga, se encaixavam em estreitas faixas de valores, embora diferenças significantes tenham sido observadas. Em particular, os braquetes Damon apresentaram um maior valor de força nos fios de maior calibre quando comparados aos demais (Tabelas 5.4.4 e Figuras 6.13). Esses resultados também foram observados por outros autores (HEMINGWAY et al., 2001).

Apesar de se constatar que não existe um padrão entre os braquetes convencionais em nenhuma deflexão estudada, por apresentarem composições diferentes, e esses resultados estarem de acordo com outros trabalhos presentes na literatura (OLTJEN et al., 1997; WILKINSON et al., 2002; YANARU et al., 2003), verificou-se que o comportamento da deflexão de fios ortodônticos em diferentes tipos de braquetes é altamente dependente de vários fatores da combinação braquete/fio (HEMINGWAY et al., 2001), e da configuração experimental, portanto, diferentes desenhos de dispositivos de simulação clínica podem culminar em resultados contraditórios (BRAUCHLI; SENN; WICHELHAUS, 2011).

Dessa forma, verifica-se que seria muito benéfico se os ortodontistas pudessem prever a força dissipada por um fio ortodôntico quando combinado com um particular sistema de braquetes. No entanto, conforme dito anteriormente, certas variáveis podem influenciar na força dissipada pelos arcos de NiTi (HEMINGWAY et al., 2001).

Nas combinações entre os diferentes tipos de braquetes selecionados com os fios 0,014" e 0,016" de Nitinol (Tabelas 5.4.1 e 5.4.2 e Figuras 6.7 e 6.10) verificou-se que os braquetes autoligáveis foram os que apresentaram os resultados mais parecidos entre si, mantendo-os decrescentes conforme a deflexão diminuía. Ainda nas combinações com os fios 0,018" e 0,020" de Nitinol (Tabela 5.4.3 e 5.4.4 e Figuras 6.11 e 6.13) verificou-se que eles mantinham os resultados mais decrescentes mesmo apresentando diferenças significantes entre esses acessórios (Figura 6.12).

Níveis muito baixos de atrito com os aparelhos autoligáveis têm sido claramente demonstrados e quantificados em diversos trabalhos (DAMON, 1998; HARRADINE, 2003; KIM; KIM; BAEK, 2008; SHIVAPUJA; BERGER, 1994; SIMS et al., 1993; THORSTENSON; KUSY, 2001; VOUDOURIS, 1997). Comparando os autoligáveis entre si, evidenciou-se que o Damon mostrou o menor valor de atrito. Esse resultado foi intimamente ligado ao desenho passivo desse dispositivo (BUDD; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2008). Essa grande concordância na literatura em relação ao menor atrito produzido pelos braquetes autoligáveis durante a movimentação ortodôntica, quando comparados aos convencionais, está associada ao fato de os braquetes autoligáveis dispensarem o uso de ligaduras (SATHLER et al., 2011).

Entretanto, o uso do sistema Damon, verificado por certos autores (HEMINGWAY et al., 2001), apresentou uma força de descarga acima dos limites sugeridos num determinado local do fio. Se por um lado observa-se considerada redução do atrito com o uso dos autoligáveis, por outro lado, esses braquetes apresentam um potencial para aplicar uma força muito elevada ao movimento dentário ideal (HEMINGWAY et al., 2001).

Na presente pesquisa, assim como em outras (HEMINGWAY et al., 2001), foram feitas tentativas de minimizar o erro na colagem dos braquetes, entretanto, Lundgren e colaboradores (LUNDGREN et al., 1996) verificaram que a ação da musculatura oral resulta em, aproximadamente, 20% de redução da força do arco ao longo de três dias. Esta ação, no entanto não foi reproduzida nesta simulação clínica. Assim, os resultados, da presente pesquisa, podem ser aplicados quando o fio está ligado pela primeira vez, mas tornam-se menos confiáveis a medida que o fio permanece *in situ*.

É preciso reconhecer também que o intervalo de força ideal é um valor difícil de ser definido pois trata-se de um efeito biológico no qual diferentes dentes irão responder a distintas velocidades e cargas. Por isso, é da responsabilidade do clínico adaptar-se às técnicas e aos procedimentos visando respostas biológicas mais fisiológicas do seu paciente.

Assim, conclui-se que o controle eficiente da movimentação dentária deve ser um dos principais cuidados pertinentes ao tratamento ortodôntico em todas as suas fases. A evolução dos materiais odontológicos e o aparecimento de novas ligas permitem grandes ativações com forças leves e constantes (ANDREASEN; MORROW, 1978; KUSY, 1997). O uso de fios e braquetes adequados tornam o tratamento ortodôntico menos trabalhoso e com quantidades de força mais fisiológicas nos diferentes sistemas de braquetes, convencionais metálicos, estéticos e autoligáveis. Dessa forma, maior ênfase deve ser dada no conhecimento do comportamento de cada tipo de braquete e fio, bem como, na interação entre eles, pois, conhecendo as particularidades de cada um e o tipo de força que vai ser liberada, o ortodontista tem o privilégio de poder escolher o braquete e o fio, da sua preferência, e obter um bom resultado ao final do tratamento ortodôntico.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados desta pesquisa, é possível concluir que:

- Os resultados da deflexão elástica mostraram que a força de desativação aumentou com o aumento do calibre dos arcos e da deflexão, nos diferentes tipos de braquetes selecionados.
 - Nas combinações entre os diferentes tipos de braquetes selecionados com os fios de Nitinol verificou-se que:
 - ✓ os braquetes autoligáveis foram os que apresentaram os resultados mais parecidos entre si, mantendo-os decrescentes conforme a deflexão era diminuída.
 - ✓ entre os braquetes convencionais metálico (Mini Diamond), de policarbonato com fibra de vidro e canaleta metálica (Spirit) e de safira (Inspire ICE) não existe um padrão em nenhuma deflexão estudada.
 - ✓ com os fios de 0,018” e 0,020”, os braquetes Damon Q geraram valores de força maiores quando comparados aos braquetes In-Ovation R.
 - ✓ com os fios de 0,020” os braquetes autoligáveis passaram a apresentar maiores valores de força, em todas as deflexões, quando comparados aos demais.
-
-

Glossário

GLOSSÁRIO

Avaliação da Carga: Durante o teste de deflexão, a força pode ser estudada em dois momentos: carga (ativação) e descarga (desativação). A carga é a parte deste teste que, partindo de nenhuma deflexão, o fio passa a ser submetido a um carregamento que resulta em sua deflexão (Figura 1, curva ascendente). A força liberada pelo fio, contrapondo esta deflexão, é arquivada.

Avaliação da Descarga: Durante o teste de deflexão (Figura 1), a partir de uma determinada deflexão, a carga é retirada e a força liberada pelo fio é arquivada (Figura 1, curva descendente).

Deflexão Elástica: Teste similar ao que é promovido pelo ortodontista, ao adaptar um fio dentro da canaleta de um braquete. Pode ser avaliado durante a aplicação da carga e/ou descarga. Clinicamente, a carga representa a inserção do fio na canaleta e a descarga, a força exercida pelo fio, que promove a movimentação dentária. Por isso, muitos autores consideram que a avaliação da deflexão elástica em descarga tenha maior relevância clínica (ASGHARNIA; BRANTLEY, 1986; BURSTONE; GOLDBERG, 1983; BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; KRISHNAN; KUMAR, 2004). Esta avaliação pode ser feita com o uso de dispositivo de simulação clínica.

Histerese: É a perda ou dissipação de energia (KRISHNAN; KUMAR, 2004; PARVIZI; ROCK, 2003; SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006) calculada pela diferença entre as forças liberadas durante o teste de carga e descarga (EVANS; DURNING, 1996; LIAW et al., 2007). Na Figura 1, observe as curvas ascendente e descendente. Quanto mais próximas, menor a histerese, quanto mais afastadas, maior a diferença entre elas e, portanto, maior a histerese. Atenção deve ser prestada, pois um baixo valor de histerese não significa que a liga libere forças leves, pois ambas as avaliações – carga e descarga – podem ter apresentado valores de força altos, porém sem grande diferença entre eles.

Figura 1. Diagrama força/deflexão e identificação das curvas geradas pela carga e descarga. Modificado de Nakano *et al.* (2009)

Referências

REFERÊNCIAS

- Airoidi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;112 (1):58-63.
- Andreasen G, Heilman H, Krell D. Stiffness changes in thermodynamic Nitinol with increasing temperature. *Angle Orthod*. 1985;55 (2):120-6.
- Andreasen GF. Treatment advantages using nitinol wire instead of 18-8 stainless wire with the edgewise bracket. *Quintessence Int Dent Dig*. 1980;11 (12):43-51.
- Andreasen GF, Barrett RD. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. *Am J Orthod*. 1973;63 (5):462-70.
- Andreasen GF, Brady PR. A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics. *Angle Orthod*. 1972;42 (2):172-7.
- Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc*. 1971;82 (6):1373-5.
- Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod*. 1978;73 (2):142-51.
- Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vitro. *J Biomech*. 1970;3 (2):151-60.
- Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Jr., Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;98 (6):499-506.
- Articolo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. *Eur J Orthod*. 2000;22 (4):409-25.
- Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115 (1):39-51.
- Asgharnia MK, Brantley WA. Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires. *Am J Orthod*. 1986;89 (3):228-36.
-

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):533-9.

Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136 (4):518-28.

Badran SA, Orr JF, Stevenson M, Burden DJ. Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. *Eur J Orthod*. 2003;25 (2):117-25.

Bággio PE, Telles C, Domiciano JB. Avaliação do atrito produzido por braquetes cerâmicos e de aço inoxidável, quando combinados com fios de aço inoxidável. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2007;12 (1):67-77.

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

Barwart O. The effect of temperature change on the load value of japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;110 (5):553-8.

Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;112 (2):138-44.

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.

Benetti JJ, Pellegrin MCJ, Nóbrega C, Gick MR, Zucchi TU, Jakob SR. Influência do modelo do braquete no movimento ortodôntico de rotação: estudo comparativo. *Ortho Sci, Orthod Sci Pract*. 2012;5 (17):28-35.

Berger J, Waram T. Force Levels of Nickel Titanium Initial Archwires. *J Clin Orthod*. 2007;41 (5):286-92.

Berger JL. The influence of the speed bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;97 (3):219-28.

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.

Biermann MC, Berzins DW, Bradley TG. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper-nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 2007;77 (3):499-503.

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

Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Semin Orthod.* 1997;3 (3):178-88.

Bishara SE, Winterbottom 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.

Bolender Y, Verniere A, Rapin C, Filleul MP. Torsional superelasticity of NiTi archwires. *Angle Orthod.* 2010;80 (6):1100-9.

Braga CP, Vanzin GD, Marchioro EM, Beck JCP. Avaliação do coeficiente de atrito de braquetes metálicos e estéticos com fios de aço inoxidável e beta-titânio. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2004;9 (6):70-83.

Brauchli LM, Senn C, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation-a myth? *Angle Orthod.* 2011;81 (2):312-8.

Braun S, Bluestein M, Moore BK, Benson G. Friction in perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115 (6):619-27.

Budd S, Daskalogiannakis J, Tompson BD. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. *Eur J Orthod.* 2008;30 (6):645-53.

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

Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod.* 1995;29 (7):453-61.

Burstone CJ, Goldberg AJ. Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. *Am J Orthod.* 1983;84 (2):95-103.

Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1985;87 (6):445-52.

Buzzoni R, Elias CN, Fernandes DJ, Miguel JAM. Influence of the cross-section of orthodontic wires on the surface friction of self-ligating brackets. *Dental Press J Orthod*. 2011;16 (4):35. e1-. e7.

Buzzoni R, Elias CN, Fernandes DJ, Miguel JAM. Assessment of surface friction of self-ligating brackets under conditions of angulated traction. *Dental Press J Orthod*. 2012;17 (4):51-6.

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A. Avaliação do atrito de braquetes de aço inoxidável e estéticos auto-ligados em diversas combinações de braquete-fio. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial* [Internet]. 2006 [acesso em 2014 maio 26];1-11. Disponível em: <http://www.dentalpress.com.br/artigos/pdf/198.pdf>

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.

Castro IO, Valladares-Neto J, Estrela C. Prevalência de maloclusão em indivíduos que solicitaram tratamento ortodôntico na Rede Pública de Saúde. *Rev Odontol Bras Central*. 2010;19 (51):323-6.

César JS. Avaliação da força de atrito entre bráquetes e fios ortodônticos estéticos: estudo in vitro [dissertação]. Rio de Janeiro (RJ): Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2006.

Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod*. 1992;62 (1):59-66.

Choi SH, Kang DY, Hwang CJ. Surface roughness of three types of modern plastic bracket slot floors and frictional resistance. *Angle Orthod*. 2014;84 (1):177-83.

Cioffi I, Piccolo A, Tagliaferri R, Paduano S, Galeotti A, Martina R. Pain perception following first orthodontic archwire placement--thermoelastic vs superelastic alloys: a randomized controlled trial. *Quintessence Int*. 2012;43 (1):61-9.

Closs LQ, Mundstock KS, Gandini LGJ, Raveli DB. Os diferentes sistemas de braquetes self-ligating: revisão da literatura. *R Clin Ortodon Dental Press*. 2005;4 (2):60-6.

Contardo L, Perinetti G, Ceschi M, Vidoni G, Antonioli F, Castaldo A, et al. Effects of deflection and archwire dimension on the mechanical performance of two self-ligating orthodontic systems. *Prog Orthod*. 2012;13 (1):2-9.

Cordasco G, Lo Giudice A, Militi A, Nucera R, Triolo G, Matarese G. In vitro evaluation of resistance to sliding in self-ligating and conventional bracket systems during dental alignment. *Korean J Orthod.* 2012;42 (4):218-24.

D'Anto V, Rongo R, Ametrano G, Spagnuolo G, Manzo P, Martina R, et al. Evaluation of surface roughness of orthodontic wires by means of atomic force microscopy. *Angle Orthod.* 2012;82 (5):922-8.

Dai K, Chu Y. Studies and applications of NiTi shape memory alloys in the medical field in China. *Biomed Mater Eng.* 1996;6 (4):233-40.

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

De Franco DJ, Spiller RE, Jr., von Fraunhofer JA. Frictional resistances using teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod.* 1995;65 (1):63-72; discussion 3-4.

Dickson J, Jones S. Frictional characteristics of a modified ceramic bracket. *J Clin Orthod.* 1996;30 (9):516-8.

Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139 (1):74-9.

Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod.* 1994;21 (4):349-57.

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

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 TJ, Durning P. Aligning archwires, the shape of things to come?--a fourth and fifth phase of force delivery. *Br J Orthod.* 1996;23 (3):269-75.

Evans TJ, Jones ML, Newcombe RG. Clinical comparison and performance perspective of three aligning arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114 (1):32-9.

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 DJ, Almeida RCC, Quintão CCA, Elias CN, Miguel JAM. A estética no sistema de braquetes autoligáveis. *R Dental Press Ortod Ortop Facial.* 2008;13 (3):97-103.

Fernandez L, Canut JA. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *Eur J Orthod.* 1999;21 (1):71-7.

Ferrari KC, Pizzatto S, Moresca R, Moro A, Cantú GM. Avaliação in vitro da fricção entre fios ortodônticos retangulares e bráquetes autoligáveis. *Ortho Sci, Orthod Sci Pract.* 2011; 4 (15):632-41.

Fidalgo TKS, Pithon MM, Maciel JVB, Bolognese AM. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva: an in vitro evaluation. *J Appl Oral Sci.* 2011;19 (1):57-62.

Fischer-Brandies H, Es-Souni M, Kock N, Raetzke K, Bock O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" x 0.022" NiTi archwires. *J Orofac Orthop.* 2003;64 (2):88-99.

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 e1-6; discussion -7.

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

Fuck LM, Drescher D. Force systems in the initial phase of orthodontic treatment -- a comparison of different leveling arch wires. *J Orofac Orthop.* 2006;67 (1):6-18.

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):691-6.

Garrec P, Tavernier B, Jordan L. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. *Eur J Orthod.* 2005;27 (4):402-7.

Gatto E, Matarese G, Di Bella G, Nucera R, Borsellino C, Cordasco G. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires. *Eur J Orthod.* 2013;35 (1):115-23.

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

Ghersel H. Relação entre força e deflexão na ativação e desativação de fios ortodônticos de níquel-titânio [tese]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo; 2005.

Gick MR, Nóbrega C, Benetti JJ, Jakob SR, Zucchi TU, Arsati F. Estudo comparativo do movimento de torque induzido pelos sistemas autoligantes e convencionais. *Ortho Sci, Orthod Sci Pract.* 2012;5 (17):37-46.

Gil FJ, Planell JA. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *J Biomed Mater Res.* 1999;48 (5):682-8.

Gladwell M. *Fora De Série: Outliers.* Rio de Janeiro: Sextante. 2008

Gouvêa CAR, Itman F. A, Cruvinel LB, Macedo LC, Casteletti LC. Caracterização mecânica de fios ortodônticos de Nitinol. In: *Resumo da 17ª CBECIMat - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais*; 2006 nov 15-19; Foz do Iguaçu, PR. São Paulo: Metallum; 2006.

Gravina MA, Motta ATS, Almeida MAO, Quintão CCA. Fios ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2004;9 (1):113-28.

Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127 (6):670-5; quiz 754.

Grillo VR. Avaliação da força de atrito gerada em braquetes cerâmicos com e sem canaletas metálicas [dissertação]. Campinas (SP): Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2009.

Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattori T, Ishikawa K, Suzuki K. Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;117 (4):438-43.

Guerrero AP, Guariza Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res.* 2010;24 (1):40-5.

Gurgel JA, Kerr S, Powers JM, LeCrone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120 (4):378-82.

Hanson GH. The SPEED system: a report on the development of a new edgewise appliance. *Am J Orthod.* 1980;78 (3):243-65.

Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod.* 2003;30 (3):262-73.

Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod.* 2004;26 (4):435-41.

Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod.* 1984;86 (5):396-402.

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 (3):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.

Hiroce M, Fernandes DJ, Elias CN, Miguel JA. Sliding resistance of polycarbonate self-ligating brackets and stainless steel esthetic archwires. *Prog Orthod.* 2012;13 (2):148-53.

Huang TH, Luk HS, Hsu YC, Kao CT. An in vitro comparison of the frictional forces between archwires and self-ligating brackets of passive and active types. *Eur J Orthod.* 2012;34 (5):625-32.

Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The Effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod.* 1990;60 (4):283-8.

Hurst CL, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Angolkar PV. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98 (1):72-6.

Husain N, Kumar A. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwire: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2011;12 (2):91-9.

Instron. Reference Manual - Equipment. Norwood, MA: Instron; 2004. [cited 2012 Mar 19]. Available from: <http://www.instron.us/wa/library/default.aspx?d=13>.

International Organization for Standardization. ISO 15841: Dentistry - Wires for use in orthodontics. 1st ed. Berlin: The Organization; 2006.

Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod*. 1991;13 (4):322-8.

Jones M, Chan C. The pain and discomfort experienced during orthodontic treatment: a randomized controlled clinical trial of two initial aligning arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992;102 (4):373-81.

Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138 (5):623-30.

Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Jr., Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;98 (2):117-26.

Kapila S, Reichhold GW, Anderson RS, Watanabe LG. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;100 (5):428-35.

Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96 (2):100-9.

Kapur Wadhwa R, Kwon HK, Close JM. Frictional resistances of different bracket-wire combinations. *Aust Orthod J*. 2004;20 (1):25-30.

Karamouzios A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;112 (1):34-40.

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 (6):578-82.

Kawashima I, Ohno H, Sachdeva R. Relationship between Af temperature and load changes in Ni-Ti orthodontic wire under different thermomechanical conditions. *Dent Mater J*. 1999;18 (4):403-12.

Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 2008 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, part 1: results and trends. *J Clin Orthod*. 2008;42 (11):625-40.

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.

Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106 (6):605-14.

Khalid SA, Kumar V, Jayaram P. The comparison of frictional resistance in titanium, self-ligating stainless steel, and stainless steel brackets using stainless steel and TMA archwires: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2012;4 (Suppl 2):S203-11.

Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133 (2):187 e15-24.

Klump JP, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Currier GF. Elastic energy/stiffness ratios for selected orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106 (6):588-96.

Kokich VG. What a year! *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;141 (1):1.

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

Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod*. 2004;74 (6):825-31.

Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod*. 1997;67 (3):197-207.

Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod*. 2000;70 (5):366-76.

Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod.* 2002;72 (6):501-12.

Kusy RP, Greenberg AR. Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires. *Angle Orthod.* 1981;51 (4):325-41.

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.

Lee YS, Lee SJ, An H, Donatelli RE, Kim SH. Do Class III patients have a different growth spurt than the general population? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142 (5):679-89

Liaw YC, Su YY, Lai YL, Lee SY. Stiffness and frictional resistance of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131 (5):578 e12-8.

Lim Y, Quick A, Swain M, Herbison P. Temperature effects on the forces, moments and moment to force ratio of nickel-titanium and TMA symmetrical T-loops. *Angle Orthod.* 2008;78 (6):1035-42.

Lima VNC, Coimbra MER, Derech CDA, Ruellas ACO. A força de atrito em braquetes plásticos e de aço inoxidável com a utilização de quatro diferentes tipos de amarração. *Dental Press J Orthod.* 2010;15 (2):82-6.

Lipshatz J. Superelastic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;102 (1):14A-5A.

Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116 (3):336-45.

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.

Lopez I, Goldberg J, Burstone CJ. Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1979;75 (5):569-75.

Lundgren D, Owman-Moll P, Kurol J, Martensson B. Accuracy of orthodontic force and tooth movement measurements. *Br J Orthod.* 1996;23 (3):241-8.

Maijer R, Smith DC. Time Savings with self-ligating brackets. *J Clin Orthod.* 1990;24 (1):29-31.

Mallory DC, English JD, Powers JM, Brantley WA, Bussa HI. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126 (1):110-2.

Mandall N, Lowe C, Worthington H, Sandler J, Derwent S, Abdi-Oskouei M, et al. Which orthodontic archwire sequence? A randomized clinical trial. *Eur J Orthod.* 2006;28 (6):561-6.

Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, et al. Evaluation of frictional forces during dental alignment: an experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133 (5):708-15.

Mazzetto AH, Vedovello S, Lucatto A, Maria Jr MS, Tubel CAM, Vedovello Filho M. Resistência ao deslizamento em fio de aço inoxidável de braquetes nacionais estéticos. *Ortho Sci, Orthod Sci Pract.* 2010;3 (11):207-13.

Meling TR, Odegaard J. Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114 (5):503-9.

Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119 (3):263-73.

Minervino BL. Características dos fios de "memória de forma" e aplicação clínica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2000;5 (4):72-6.

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 Dentofacial Orthop.* 1986;90 (1):1-10.

Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J Clin Orthod.* 1990;24 (9):544-8.

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

Montasser MA, El-Bialy T, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. Force loss in archwire-guided tooth movement of conventional and self-ligating brackets. *Eur J Orthod*. 2014;36 (1):31-8.

Moore RJ, Watts JT, Hood JA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod*. 1999;21 (3):249-61.

Muench A. Metais em Ortodontia. In: Interlandi S. *Ortodontia: Bases para a iniciação*. São Paulo: Artes Médicas; 1999. p. 97-106.

Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Ahluwalia KS, Kohda N, Mizoguchi I. Effects of third-order torque on frictional force of self-ligating brackets. *Angle Orthod* [Internet]. Forthcoming 2014 [cited 2014 May 26]. Available from: <http://dx.doi.org/10.2319/111913-845.1>

Muraviev SE, Ospanova GB, Shlyakhova MY. Estimation of force produced by nickel-titanium superelastic archwires at large deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;119 (6):604-9.

Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115 (4):390-5.

Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod*. 1965;51 (12):901-12.

Newman GV. Adhesion and orthodontic plastic attachments. *Am J Orthod*. 1969;56 (6):573-88.

Nishio C, da Motta AF, 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, Gatto E, Borsellino C, Aceto P, Fabiano F, Matarese G, et al. Influence of bracket-slot design on the forces released by superelastic nickel-titanium alignment wires in different deflection configurations. *Angle Orthod*. 2014;84 (3):541-7.

O'Reilly D, Dowling PA, Lagerstrom L, Swartz ML. An ex-vivo investigation into the effect of bracket displacement on the resistance to sliding. *Br J Orthod*. 1999;26 (3):219-27.

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.

Okawa MS. Estudo do tamanho dos dentes naturais superiores e dentes artificiais de diferentes marcas comerciais [dissertação]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo; 2005.

Oliver RG, Knapman YM. Attitudes to orthodontic treatment. *Br J Orthod*. 1985;12 (4):179-88.

Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod*. 1997;67 (3):179-82.

Oltjen JM, Duncanson MG, Jr., Ghosh J, Nanda RS, Currier GF. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. *Angle Orthod*. 1997;67 (3):209-18.

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

Pacheco MR, Oliveira DD, Smith Neto P, Jansen WC. Evaluation of friction in self-ligating brackets subjected to sliding mechanics: an in vitro study. *Dental Press J Orthod*. 2011; 16 (1):107-15.

Pandis N, Eliades T, Bourauel C. Comparative assessment of forces generated during simulated alignment with self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod*. 2009;31 (6):590-5.

Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauel C. Forces exerted by conventional and self-ligating brackets during simulated first- and second-order corrections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133 (5):738-42.

Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod*. 2003;25 (4):417-21.

Pesce RE, Uribe F, Janakiraman N, Neace WP, Peterson DR, Nanda R. Evaluation of rotational control and forces generated during first-order archwire deflections: a comparison of self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod* [Internet]. 2014 [cited 2014 May 26];36 (3):245-54. Available from: <http://dx.doi.org/10.1093/ejo/cjr119>

Petersen A, Rosenstein S, Kim KB, Israel H. Force decay of elastomeric ligatures: influence on unloading force compared to self-ligation. *Angle Orthod*. 2009;79 (5):934-8.

Pinheiro EC, Janovich CA, Silva PRF, Diamantino AG, Arantes VL. Materiais empregados na fabricação de braquetes ortodônticos. In: Anais do 13º Encontro Latino Americano de Iniciação Científica, 9º Encontro Latino Americano de Pós Graduação, 3º Encontro Latino Americano de Iniciação Científica Júnior; 2013 out 24-25; São José dos Campos, SP. São José dos Campos: Urbanova; 2013 [cited 2014 maio 26]. Disponível em: http://www.inicepg.univap.br/cd/INIC_2009/anais/arquivos/RE_0778_0958_01.pdf

Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod*. 1998;20 (3):283-91.

Pliska BT, Beyer JP, Larson BE. A comparison of resistance to sliding of self-ligating brackets under an increasing applied moment. *Angle Orthod*. 2011;81 (5):794-9.

Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;98 (5):398-403.

Proffit WR, Fields Jr. HW, Sarver DM. *Ortodontia Contemporânea*. 4 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2007.

Queiroz GV, Ballester RY, De Paiva JB, Rino Neto J, Galon GM. Comparative study of frictional forces generated by NiTi archwire deformation in different orthodontic brackets: in vitro evaluation. *Dental Press J Orthod*. 2012;17 (4):45-50.

Quintao CC, Cal-Neto JP, Menezes LM, Elias CN. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J Orthod*. 2009;10 (1):29-32.

Read-Ward G, Jones S, Davies E. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *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 (4):359-65.

Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132 (2):216-22.

Rino NJ, Queiroz GV, de Paiva JB, Ballester RY. Does self-ligating brackets type influence the hysteresis, activation and deactivation forces of superelastic niti archwires? *Dental Press J Orthod*. 2013;18 (1):81-5.

Rock WP, Wilson HJ. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. *Br J Orthod*. 1988;15 (4):255-9.

- Rubin RM. Putting Nickel Titanium Wire in Its Place. *Angle Orthod.* 1999;69 (3):214.
- Rucker BK, Kusy RP. Elastic flexural properties of multistranded stainless steel versus conventional nickel titanium archwires. *Angle Orthod.* 2002;72 (4):302-9.
- Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How Does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? *Eur J Orthod.* 2006;28 (3):282-91.
- Sathler-Zanda R. Avaliação da deflexão elástica de fios ortodônticos de níquel-titânio, calibre 0,014 [tese]. Bauru (SP): Universidade de São Paulo; 2012.
- Sathler R, Silva RG, Janson G, Branco NCC, Zanda M. Desmistificando os braquetes autoligáveis. *Dental Press J Orthod.* 2011;16 (2):e1-e8.
- Schafer SM, Maupome G, Eckert GJ, Roberts WE. Discrepancy index relative to age, sex, and the probability of completing treatment by one resident in a 2-year graduate orthodontics program. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139 (1):70-3.
- Schaus JG, Nikolai RJ. Localized, transverse, flexural stiffnesses of continuous arch wires. *Am J Orthod.* 1986;89 (5):407-14.
- Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The friction behavior of the ceramic bracket in arch wire-guided tooth movement. *Fortschr Kieferorthop.* 1990;51 (5):259-65.
- Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod.* 1995;17 (5):395-402.
- Semenara NT. Avaliação da força gerada pela deflexão gradual de fios ortodônticos em bráquetes convencionais e autoligáveis [monografia]. Bauru (SP): Universidade de São Paulo; 2011.
- Seyyed Aghamiri SM, Ahmadabadi MN, Raygan S. Combined effects of different heat treatments and cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4 (3):298-302.
- Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106 (5):472-80.
-

Sims AP, Waters NE, Birnie DJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement ex vivo through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. *Br J Orthod*. 1994;21 (4):367-73.

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

Sobreira CR, Loriato LB, Oliveira DD. Bráquetes estéticos: características e comportamento clínico. *R Clin Ortodon Dental Press*. 2007;6 (4):50-7.

Staggers JA, Margeson D. The effects of sterilization on the tensile strength of orthodontic wires. *Angle Orthod*. 1993;63 (2):141-4.

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.

Stolzenberg J. The Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Child [Internet]*. 1935 [cited 2014 May 26];21 (9):837-40. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0097-0522\(35\)90368-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0097-0522(35)90368-9)

Stolzenberg J. The efficiency of the Russell attachment. *Am J Orthod Oral Surg*. 1946;32:572-82.

Stumpf ASG, Mundstock KS, Mundstock D, Mundstock CA. In vitro force delivery of nickel-titanium superelastic archwires in vertical displacement. *Dental Press J Orthod*. 2012;17 (6):26-30.

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

Tecco S, Di Iorio D, Nucera R, Di Bisceglie B, Cordasco G, Festa F. Evaluation of the friction of self-ligating and conventional bracket systems. *Eur J Dent*. 2011;5 (3):310-7.

Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod*. 2005;75 (6):1041-5.

Tecco S, Tete S, Festa M, Festa F. An in vitro investigation on friction generated by ceramic brackets. *World J Orthod*. 2010;11 (4):e133-44.

Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod*. 1998;20 (5):589-96.

Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;120 (4):361-70.

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

Tidy DC. Frictional Forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96 (3):249-54.

Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *Eur J Orthod*. 1994;16 (5):409-19.

Torrisi L. The NiTi superelastic alloy application to the dentistry field. *Biomed Mater Eng*. 1999; 9 (1):39-47.

Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106 (2):131-8.

Tukey JW. Some Thoughts on Clinical Trials, Especially Problems of Multiplicity. *Science*. 1977 Nov 18;198(4318):679-84.

van Aken CA, Pallav P, Kleverlaan CJ, Kuitert RB, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. Effect of long-term repeated deflections on fatigue of preloaded superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133 (2):269-76.

Vanzin GD, Braga CP, Marchioro EM, Beck JCP. Comparação do coeficiente de atrito estático entre bráquetes (metálicos e estéticos) e fios ortodônticos (aço inoxidável e níquel-titânio). *Rev odonto ciênc*. 2003;18 (41):203-11.

Viazis AD. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. *J Clin Orthod*. 1991;25 (6):370-4.

Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111 (2):119-40.

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

Waters NE. A Rationale for the selection of orthodontic wires. *Eur J Orthod.* 1992a;14 (3):240-5.

Waters NE. Superelastic nickel-titanium wires. *Br J Orthod.* 1992b;19 (4):319-22.

Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121 (5):483-95.

Wong EK, Borland DW, West VC. Deformation of orthodontic archwires over time. *Aust Orthod J.* 1994;13 (3):152-8.

Yamaguto OT, Vasconcelos MHF. Determinação das medidas dentárias méso-distais em indivíduos brasileiros leucodermas com oclusão normal. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2005;10 (5):99-107.

Yanaru K, Yamaguchi K, Kakigawa H, Kozono Y. Temperature- and deflection- dependences of orthodontic force with Ni-Ti wires. *Dent Mater J.* 2003;22 (2):146-59.

Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Okamoto Y, Mogi M, Miura F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic arch wires. *Dent Mater J.* 1992;11 (1):1-10.

Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Yamamoto M, Kuroda T. Bending Properties and transformation temperatures of heat treated Ni-Ti alloy wire for orthodontic appliances. *J Biomed Mater Res.* 1993;27 (3):399-402.

Zucch TU, Nóbrega C, Benetti JJ, Gick MR, Jakob SR, Arsati F. Avaliação da força liberada por fios ortodônticos de níquel-titânio associados a bráquetes autoligante. *Ortho Sci, Orthod Sci Pract.* 2011;3 (13):407-13.