PATRICK CAVALLINI SARAIVA

Avaliação da profundidade da canaleta dos bráquetes autoligados passivos associados a expressão do torque

São Paulo

2016

PATRICK CAVALLINI SARAIVA

Avaliação da profundidade da canaleta dos bráquetes autoligados passivos associados a expressão do torque

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, para obter o título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. João Batista de Paiva

São Paulo

2016

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

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

Saraiva, Patrick Cavallini.

Avaliação da profundidade da canaleta dos bráquetes autoligados passivos associados à expressão do torque / Patrick Cavallini Saraiva; orientador João Batista de Paiva -- São Paulo, 2016.

78 p. fig., tab., graf. ; 30 cm.

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

Versão corrigida.

1. Ortodontia. 2. Biomecânica. 3. Bráquetes. 4. Torque. I. Paiva, João Batista de. II. Título.

Saraiva PC. Avaliação da profundidade da canaleta dos bráquetes autoligados passivos associados à expressão do torque. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 24 / 03 / 2017

Banca Examinadora

Nome: José Rino Neto

Instituição: FOUSP Julgamento: APROVADO

Nome: Liliana Avila Maltagliati

Instituição: USC Julgamento: APROVADO

Nome: Igor Studart Medeiros

Instituição: FOUSP Julgamento: APROVADO

Aos meus pais...

Não existem palavras para descrever meu orgulho por vocês, meus pais. Nenhuma dedicatória que eu possa fazer, alcançará o que vocês fazem por mim e por minha irmã. Muito obrigado por tudo. Minha família, meu porto seguro!

A minha irmã e seu esposo...

Tilieh por estar sempre ao meu lado, e por você João Flávio, sempre disposto a ajudar

A minha esposa...

Maria Fernanda, só você sabe o quanto foi difícil, você sempre esteve presente e me deu apoio, só me resta essa dedicatória.

A minha segunda mãe...

Por você, Lúcia, por cuidar sempre de mim.

Aos meus avós...

Gostaria que essa dedicatória fosse com vocês presentes, porém nem tudo na vida é possível. Vocês fazem falta. Estão presentes na saudade

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. João Batista de Paiva, por compartilhar todo o vasto conhecimento profissional e pessoal. Obrigado por estender a mão e por tornar esse sonho realidade.

AGRADECIMENTOS

Aos professores do Departamento de Ortodontia da Faculdade de Odontologia USP, Dr. André Tortamano, Dra. Gladys Cristina Domingues-Moreas, Dr. Jorge Abrão, Dra. Lylian Kazumi Kanashiro, Dr. João Batista de Paiva, Dr. José Rino Neto e Dra. Solange Mongelli de Fantini, pela oportunidade, amizade, respeito e atenção que deram ao meu trabalho e a mim durante todo o tempo que estive presente no departamento.

Aos professores e técnicos do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em especial o professor Dr. Igor Studart Medeiros e ao técnico Antônio Carlos por estarem sempre dispostos a ajudar.

Aos grandes amigos, Daniela Linhares, Felipe Gallego, Tadeu Mendes Jr., Lilian Gabarrone, Fábio Yanikian, Almir Lima Jr, Rafael Domingos, pelo companherismo durante o curso. Durante esse tempo formamos uma família, a família USP.

Aos amigos do curso de doutorado: Annelise Ribeiro, Daniella Prado, Helena Silva, Liana Fattori, Lucas Cardinal, Michele Sendyk-Tichauer, Renata Santos, Ricardo Souza, Simone Peixe, Taiana Esteves, pelo apoio, atenção e amizade, transmitindo tranquilidade durante o período do curso.

Aos funcionários da FOUSP, Viviane Passiano, Edina Brito, Ronaldo Carvalho, Antônio Rodrigues, e a ex-funcionária Marinalva de Jesus por serem verdadeiros anjos da guarda dos pós-graduandos.

Aos funcionários, responsáveis pela organização da FOUSP, sem vocês não seria possível a realização de nenhum trabalho.

Aos meus tios, primos, amigos por sempre me apoiar, aconselhar durante esse curso e em toda a minha vida.

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

A todos aqueles que direta ou indiretamente, tornaram possível a concretização deste trabalho e a realização deste sonho.

"Algo só é impossível até que alguém duvide
e resolva provar o contrário".

Einstein

RESUMO

Saraiva PC. Avaliação da profundidade da canaleta dos bráquetes autoligados passivos associados à expressão do torque [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

Um dos fatores responsáveis para o sucesso do tratamento ortodôntico é o controle do movimento dentário nos três planos do espaço. Nos bráquetes autoligados e pré-ajustados, a inclinação dos dentes no sentido vestíbulo-lingual depende diretamente da interação bráquete/ fio. Sabendo-se da importância do controle do torque, o propósito deste estudo foi definir a folga entre bráquetes/ fio, avaliar o momento de torque, e correlacionar estes valores nos bráquetes autoligados passivos com profundidades de canaletas diferentes (Damon Q e H4). Para esta pesquisa foi confeccionado um dispositivo experimental em conjunto com uma máquina de testes universal (Model 5565, Instron, Canton, Mass) para medir a expressão do torque nos bráquetes ortodônticos. Para verificar se a difereça na profundidade das canaletas dos bráquetes interferiram na expressão do torque, foram realizadas análises de variância (ANOVA), e teste de Tukey ($p<0,05$) para identificar as diferenças entre os grupos. Os bráquetes H4 apresentaram maior folga entre bráquete/ fio, quando comparados aos bráquetes Damon Q. Ao avaliarmos o momento de força da expressão do torque, os bráquetes H4 e Damon Q apresentaram diferenças estatisticamente significantes apenas com 24º e 36º de torção. Após a análise dos resultados, ao comparar os valores da expressão de torque com 12º, 24º e 36º, observamos maior expressão de torque no bráquete Damon Q quando comparado ao bráquete H4; Observamos também que o Damon Q expressa melhor o torque quando comparado com o H4, com momentos de força de 5 Nmm, 10 Nmm, 15 Nmm e 20 Nmm.

Palavras-chave: Ortodontia. Biomecânica. Bráquetes. Autoligado. Torque.

ABSTRACT

Saraiva PC. Evaluation of the slot depth of passive self-ligating brackets associated with torque expression [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

One of the factors responsible for the success of orthodontic treatment is the control of tooth movement in the three planes of space. In self-ligating and pré-adjusted brackets, the labio-lingual inclination of the teeth depends directly the bracket / wire interaction. Knowing the importance of torque control, the purpose of this study was to define the play between the brackets and wires, to evaluate the moment of torque, and to compare these values in passive self-ligating brackets with different slot depths (Damon Q and H4). For this research, an experimental device was designed in conjunction with a universal test machine (Model 5565, Instron, Canton, Mass) to measure the torque expression in orthodontic brackets. To verify if the differences in the depth of the bracket slots interfered in the torque expression, analyzes of variance (ANOVA) and Tukey test ($p < 0.05$) were performed to identify the differences between the groups. The H4 bracket had the highest play when compared to the Damon Q bracket. When evaluating the moment of torque expression, bracket H4 and Damon Q presented statistically significant differences only with 24º and 36º of torsion. After the analysis of the results, when comparing the values of the torque expression with 12º, 24º, and 36º, we observed greater torque expression in the Damon Q bracket when compared to the bracket H4; we also observed that the Damon Q expressed better the torque when compared with H4, with moments of force of 5 Nmm, 10 Nmm, 15 Nmm, and 20Nmm.

Keywords: Orthodontics. Biomechanics. Brackets. Self-ligating. Torque.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 – Bráquete Damon Q 55

Figura 4.2 – Bráquete H4 55

Figura 4.3 – Paquímetro digital 56

Figura 4.4 – Dispositivo de Expressão do Torque 57

Figura 4.5 – Máquina de testes universal (Instron) 57

Figura 4.6 - Corpo de prova 59

Figura 4.7 - Obtenção do ângulo ∝ 60

Gráfico 5.1 - Análise estatística descritiva e comparação múltipla pelo teste de Tukey, da expressão do torque (Nmm), com angulações de 12º, 24º, e 36 64

Gráfico 5.3 - Análise estatística descritiva e comparação pareada de Tukey, da inclinação (graus), com momentos de torque de 5 Nmm,10 Nmm,15 Nmm, 20 Nmm 65

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Médias e desvios padrão da folga dos bráquetes em graus. 63

Tabela 5.2 - Análise estatística descritiva e comparação múltipla pelo teste de Tukey, da expressão do torque (Nmm), com angulações de 12º, 24º, e 36º 63

Tabela 5.3 - Análise estatística descritiva e comparação pareada de Tukey, da inclinação (graus), com momentos de torque de 5 Nmm,10 Nmm,15 Nmm, 20 Nmm 65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

g	grama
h	hora
mm	milímetro
mm/ min	milímetro por minuto
Nmm	Newton milímetro
s	segundo

LISTA DE SÍMBOLOS

∝	alfa
º	graus
π	pi
"	polegadas
Ø	teta
º	graus

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....27
2 REVISÃO DA LITERATURA.....29
3 PROPOSIÇÃO.....53
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....55
4.1 Materiais 55
4.1.1 Bráquetes.....55
4.1.2 Fotos dos bráquetes.....55
4.1.3 Fios 55
4.1.4 Paquímetro digital 56
4.1.5 Dispositivo de expressão de torque 56
4.1.6 Máquina de testes universal (Instron, Model 5565, Canton, Mass) 57
4.2 Métodos 58
4.2.1 Fixação dos Bráquetes.....58
4.2.2 Ensaio experimental.....58
4.9 Análise Estatística.....61
5 RESULTADOS 63
6 DISCUSSÃO.....67
6.1 Considerações finais 71
7 CONCLUSÕES.....73
REFERÊNCIAS 75

1 INTRODUÇÃO

Um dos fatores responsáveis para o sucesso do tratamento ortodôntico, é o controle do movimento dentário nos três planos de espaço (Xu, et al., 2015). Para a obtenção desse controle, utiliza-se a ação mecânica das dobras de primeira, segunda, e terceira ordem, nos fios ortodônticos. As dobras de primeira e segunda ordem podem ser utilizadas tanto em fios redondos, quanto retangulares. Porém, não existe controle das dobras de terceira ordem sem a utilização dos fios retangulares, tendo em vista que não é possível aplicar mecanicamente a torção de um dente, utilizando um fio redondo dentro da canaleta do bráquete. As dobras estão relacionadas a torção de uma estrutura em torno do seu eixo longitudinal (Andrews, 1989; McLaughlin e Bennett, 2015).

As características necessárias para a aplicação e o controle do movimento dentário já estão inseridas nos desenhos das canaletas dos bráquetes autoligados e nos pré-ajustados convencionais, possibilitando o movimento controlado dos dentes nos três planos de espaço, sem a necessidade de ajustes nos arcos ortodônticos (Shivapuja; Berger, 1994; Brito-Júnior; Ursi, 2006; Rinchuse; Miles, 2007; McLaughlin; Bennett, 2015). Porém existem algumas controvérsias em relação aos movimentos de terceira ordem. Em alguns casos em função da folga ou da própria característica das canaletas dos bráquetes, ou dos fios ortodônticos, não observamos o movimento de terceira ordem desejado, isto é, não observamos a inclinação dos dentes esperada (Huang, 2009; Major et al., 2010; Streva et al., 2011,; Huang et al., 2012; Johnson, 2013; Dalstra et al., 2015).

Em geral, a alteração na inclinação vestíbulo-lingual das coroas dos dentes depende da rigidez do fio, do desenho da canaleta do bráquete, do jogo existente na relação entre o fio e a canaleta, e o recurso de ligação entre bráquete e fio. A grande variedade de combinações de fatores que alteram o momento do torque, dificultam seu controle (Morina et al., 2008; Major et al., 2011; Major et al., 2012).

É de extrema importância que os valores das angulações e torques contidos nos bráquetes estejam de acordo com os valores preconizados pelo autor da técnica, para que o tratamento ortodôntico alcance os objetivos, resultando em condições adequadas de oclusão, função e estética dental.

As dimensões do arco de trabalho final pode não preencher as dimensões

totais da canaleta do bráquete, e portanto uma porcentagem do torque constituído no bráquete é perdida por conta do jogo existente entre fio/ canaleta. Tem sido demonstrado que existem discrepâncias significativas entre o valor fornecido pelos fabricantes e o valor mensurado (Cash et al., 2004; Gioka; Eliades, 2004). As alterações da expressão do torque podem ser atribuídas as variações intrínsecas do diâmetro transversal dos fios ortodônticos, na deformação das canaletas dos bráquetes, e em suas dimensões (Meling et al., 1998; Gioka; Eliades, 2004; Archambault et al., 2010; Major et al., 2010; Melenka et al., 2013; McLaughlin; Bennett, 2015; Brown et al., 2015; Lee et al., 2016; Lombardo et al., 2015).

A controvérsia existente em relação a influência da dimensão das canaletas dos bráquetes motivou a realização dessa pesquisa, na qual utilizamos 2 tipos de bráquetes autoligados passivos com profundidades de canaletas diferentes.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Reitan (1957), discutiu alguns fatores para ilustrar a importância de correlacionar achados histológicos com observações práticas, através de um exame mais aprofundado das forças em ortodontia, revelando que alguns dos principais fatores são: a variação individual da reação dos tecidos, o tipo de força aplicada, e os princípios mecânicos envolvidos. Verificou-se também que estes fatores estavam estreitamente ligados entre si. Concluiu que a força exercida em um movimento de inclinação realizada com forças contínuas criariam áreas comprimidas, livre de células na membrana periodontal com mais frequência do que em um movimento corporal, decorrente os princípios mecânicos envolvidos. A reabsorção direta foi observada em um movimento de torção gerando uma força de 130 gramas ao exercer pressão na região apical. A quantidade de força apropriada pode variar consideravelmente de acordo com o tipo de movimento necessário; cerca de 250 gramas durante a fase final de um movimento corporal contínuo de caninos e apenas deverá ser aplicado 25 gramas em um movimento de extrusão de dentes anteriores individuais.

Rauch (1959), definiu o torque como um momento de força, resultante da torção do fio retangular, capaz de movimentar a coroa do dente no mesmo sentido do fio e a raiz em sentido contrário. A aplicação do torque permite controlar as inclinações axiais dos dentes, posicionando-os adequadamente ao final do tratamento ortodôntico.

Andrews (1972), estudou seis características sistematicamente observadas em um estudo de 120 modelos de pacientes não ortodônticos com oclusão normal. Essas constantes foram referidas como as "seis chaves de oclusão normal." O artigo também discutiu a importância das seis chaves, individual e coletivamente, no tratamento ortodôntico de sucesso. Os 120 modelos estudados nesta pesquisa diferem em alguns aspectos, mas todos compartilhavam as seis características observadas. As seis chaves de oclusão foram assim avalidadas: relação molar, angulações das coroas, inclinações das coroas, ausência de rotações, contatos interproximais, plano oclusal.

Burstone (1982), descreveu a aplicação clínica das molas de tração utilizando a técnica do arco segmentado. As considerações mais importantes na utilização clínica das molas de tração são: a quantidade de ativação distal, o diferencial de angulação entre os dentes anteriores e posteriores, e a centralização do loop. Melhorias no *design* levaram a um mecanismo mais eficiente, higiênica e confortável para o fechamento do espaço. Melhorias no *design* levaram à um mecanismo mais eficiente, maior higiene e maior conforto no fechamento do espaço.

Bourauel et al. (1992), apresentaram um aparelho (OMSS) capaz de avaliar os sistemas de forças tridimensionais e os movimentos resultantes durante o tratamento ortodôntico. O instrumento consistiu em dois transdutores de força/ torque, capazes de gravar tanto os resultados obtidos das forças, quanto os resultados obtidos dos torques, simultaneamente em todas as direções espaciais. Cada sensor tinha uma faixa de medição de 15N (450Nmm) e uma resolução de 0,02 N (0,5Nmm) e foi montado em conjunto com 3 estágios rotacionais e translacionais, movidos por motores passo a passo. O aparelho era controlado por um computador e por um software abrangente.

Odegaard et al. (1994), desenvolveram um método para simular a força de torção do fio ortodôntico no interior do bráquete, e mediram com precisão o momento de torque. O estudo simulou a situação que ocorre quando o torque é aplicado em um incisivo central individualmente. Para realizar o teste, foram usados cinco bráquetes com canaletas de 0,018”, sem torque e angulação, e cinco partes de cada tipo de fio. A folga observada entre fio e o bráquete variou de 20º a 5º com fios 0,016” x 0,022” e 0,018” x 0,025”, respectivamente. Foi observado, após a eliminação da folga, uma taxa de variação de 0.24º/ Nmm a 0.37º/ Nmm nos fios de aço, enquanto que nos fios 0,017” x 0,025” de NiTi ocorreu uma taxa de variação de cerca de 1.07º/ Nmm. Os resultados demonstraram que a quantidade de folga entre o bráquete e o fio ortodôntico é consideravelmente maior do que o valor esperado. A utilização de ligaduras demonstraram que um efeito de torque pode ser observado

ainda que a folga não tenha sido completamente eliminada.

Com o aumento da utilização dos bráquetes autoligados, frequentemente levantou-se a questão de como eles se comparam com os sistemas de ligações convencionais. Shivapuja, e Berger (1994), examinaram estes dois grupos de bráquetes autoligados e com sistemas de ligações de aço inoxidável e elastoméricas convencionais, tanto do aspecto in vitro, bem como por medidas clínicas e observações subjetivas. Foram avaliados cinco tipos diferentes de bráquetes com canaletas 0,022” x 0.028”, divididos em sete grupos diferentes, conforme o tipo de ligação. Cada bráquete foi montado sobre um cilindro de acrílico, e o fio escolhido para o estudo foi o de 0,018” (GAC International, Inc., Central Islip, N.Y.). Cada grupo de bráquetes consistiu em doze amostras, e a força de atrito para cada grupo foi mensurada com uma máquina de teste universal (Instron Corp., Canton, Mass.) Foram analisadas dois tipos de medições para cada grupo. Primeiramente avaliaram qual a força máxima necessária para iniciar o movimento do fio, a qual foi considerada como a força necessária para superar a resistência estática, e a carga máxima pela distância de seguimento de 1,0”, o que foi interpretado como a resistência dinâmica. A segunda parte da investigação consistiu em avaliar a influência do módulo de potência elastomérico (GAC Energia Chainette) no movimento de translação dos dentes. A fase final do estudo envolveu uma avaliação clínica comparativa do tempo necessário para remover e substituir o modo de ligação tanto na arcada superior quanto na inferior. Concluíram que os sistemas de bráquetes autoligados, demonstraram um nível significativamente mais baixo de resistência ao atrito, menor tempo para a remoção e inserção do fio no interior do bráquete, e promoveu um melhor controle de infecções, quando comparados aos bráquetes convencionais de cerâmica e metal, com sistemas de ligações elastoméricas de poliuretano, e de aço inoxidável.

Meling et al. (1998), propuseram um estudo para medir a altura da canaleta dos bráquetes com maior precisão, através de uma fórmula que descreve a relação entre a altura do bráquete, as dimensões do arco ortodôntico, a borda do fio, e folga de torção. Com um instrumento de medição de torque, a folga de torção foi estimada em 10 bráquetes diferentes (Ormco, medium twin, standard edgewise) com canaleta 0,018”. Foi utilizado para realizar as medições, um fio ortodôntico de aço inoxidável 0,018” x 0,025” (Dentaurum). Um comprimento do fio foi escolhido aleatoriamente e

suas dimensões foram medidas em 10 segmentos diferentes, com um micrômetro digital (modelo 293-521). Para a medição da borda do fio, foram usados 10 partes, de 1 cm de comprimento cada. Os espécimes foram preparados usando métodos metalúrgicos convencionais para obter um corte transversal perpendicular ao seu longo eixo e ampliado sob um microscópio de uso metalúrgico. O raio de arredondamento foi medido para todos os quatro cantos, e a média aritmética foi usada nos cálculos posteriores. Após a obtenção dos registros da folga de torção, das dimensões e bordas do fio ortodôntico, a altura da canaleta do bráquete pode ser calculada. Os autores concluíram que o método utilizado para medir a altura da canaleta dos bráquetes ortodônticos parece ter um elevado grau de exatidão e é mais fácil de executar do que os métodos convencionais.

Fischer-Brandies et al. (2000), investigaram a influência da seção transversal, da geometria da aresta e da dureza estrutural entre o fio e o bráquete, na transmissão do torque. Cinco marcas de fios de aço inoxidável em 3 dimensões (0,016” × 0,016”, 0,016” × 0,022” e 0,017” × 0,025”), foram inseridos em bráquetes Edgewise (Ultratrimm®, Dentaurum, Order No. 705-018-50), com canaleta 0,018”, e foram carregados com diferentes momentos de torques (1 e 3 Ncm). As canaletas dos bráquetes e a geometria dos fios foram analisadas em computador antes e depois do carregamento. Além disso, foram determinadas a dureza Vickers e a micro-dureza das superfícies metálicas. Embora o tamanho da canaleta foi mantido de forma muito precisa, às dimensões dos fios desviaram em média de 10%. Um carregamento de 3 Ncm de torque aumentou o jogo de torque de 3,6º nos fios 0,016 × 0,022”, e de 3,7º nos fios 0,017” × 0,025”. No caso dos fios 0,016” × 0,016”, não foi mais possível realizar uma transmissão de torque efetivo. A dureza Vickers dos fios foi em média de 533 kp/ mm^2, e que um dos suportes de 145 kp / mm^2. Houve um aumento da micro-dureza na área de deformação de estresse nas paredes da canaleta, com o aumento da transmissão de carga 204-338 kgf / mm^2. Os autores concluíram que com as alterações das dimensões dos fios e a presença de deformação plástica dos bráquetes, resultou em um jogo de torque relativamente grande.

Cash et al. (2004), investigaram o tamanho e a geometria da canaleta de bráquetes com dimensões de 0,022”. Cinco bráquetes de incisivo central superior do

lado esquerdo foram selecionados aleatoriamente a partir de um total de 11 marcas, disponíveis comercialmente. As medições foram concluídas após a calibração do operador, reproduzindo uma leitura digital. Os resultados indicaram que todos os bráquetes possuem canaletas aumentadas. Apenas o Twin Torque, o Clarity, e o Mini Mono, estavam dentro de 5% das suas dimensões declaradas, apresentando suas paredes essencialmente paralelas. O bráquete Elegance Plastic apresentou paralelismo, mas com aumento nas dimensões em 12%. O bráquete Victory Series apresentou divergência nas paredes da canaleta, e com alteração nas dimensões de 6%. A canaleta do bráquete Nu-Edge também apresentou divergência, e alterações nas dimensões em 14%. Os bráquetes Mxi Advant-Edge, Damon II SL, Elite Mini Opti-MIM Roth, and MBT apresentaram canaletas convergentes, e a base da canaleta do Damon apresentou um aumento dimensional de 17%. A canaleta do bráquete Discovery demonstrou convergência, e aumento dimensional de 24%, a maior variância observada. A usinagem imprecisa nas dimensões das canaletas e o uso de arcos subdimencionados podem afetar diretamente o posicionamento tridimensional dos dentes.

Gioka e Eliades (2004), avaliaram as fontes de variação na expressão do torque em bráquetes pré-ajustados. As variáveis relacionadas com propriedades de materiais foram sistematicamente analisadas, incluindo a incapacidade para preencher a canaleta devido à diferença de tamanho de arcos, as irregularidades do processo de suportes de manufatura impedindo acoplamento adequado, diferenças na rigidez dos fios, variações entre os valores reais e relatados de torque do bráquete, e os modos de ligações, todos os quais podem ser responsáveis por aumento da depuração de terceira ordem ou “jogo". O efeito destas variações sobre a expressão do torque é discutido, e as inclinações vestibulolinguais são fornecidas como função do tamanho do fio, e a composição do bráquete em combinações bráquete e fio. A maioria dos relatórios publicados sobre esse assunto indicam uma perda de controle de torque tão alto quanto 100% do valor prescrito. Além disso, a falsa idéia de transferir a inclinação ideal de coroa com o torque previsto no bráquete é ilustrado, juntamente com a estimativa de torque previsto em relação à coroa do dente. O torque necessário de forma realista depende de alguns componentes, envolvendo inclinação dentária, compensação no jogo existente entre bráquete e fio, e o tipo de ligaduras presentes. Com base nas evidências disponíveis clinicamente,

propôs-se que a prescrição aumentada do torque deve ser selecionado para explicar a falta de expressão plena do torque prescrito.

van Loenen et al. (2005), estudaram a morfologia dos incisivos centrais superiores e caninos superiores, a fim de determinar a variação no ângulo coroa/ raiz, formado por uma tangente na superfície vestibular da coroa e o eixo longitudinal da coroa em uma vista proximal. Foram realizadas radiografias proximais de 160 dentes (81 incisivos e 79 caninos), previamente extraídos no Hospital da Universidade de Ghent, Bélgica. As imagens foram digitalizadas e analisadas com Jasc® Paint Shop Pro 7™ (Eden Prairie, USA), e Mathcad 2001 Professional® (Cambridge, UK). A margem incisal, o centro da junção cemento-esmalte (CEJ) e o ápice da raiz foram digitalizados para definir o longo eixo da coroa/ raiz. Posteriormente, foram obtidas as medidas do ângulo coroa/ raiz (ACR) em todos os dentes. Para definir a curvatura da superfície labial, foram determinadas várias tangentes em diferentes alturas sobre a superfície labial ou bucal. A partir dos resultados foram calculados a média e o desvio padrão. O ACR variou de 167 a 195 graus para os caninos (valor médio de 183 graus) e de 171 a 195 graus para os incisivos (média de 184 graus). A média das inclinações das superfícies labiais dos incisivos variou muito. As inclinações médias da curvatura da superfície labial dos incisivos variaram entre 28,7 (± 3,3) e 11,6 (± 4,9) graus. À 4 mm da margem incisal, o mínimo da curvatura foi de 15,3 graus e a máximas de 26,6 graus. Em 4,5 mm da borda incisal, o ângulo de superfície vestibular variou entre 12,3 e 24,9 graus. Entre 2 e 4,5 mm da borda incisal o ângulo médio da superfície labial variaram em 10 graus. Nos caninos as inclinações médias das superfícies vestibulares variaram entre 30,0 (± 4,2) e 10,2 (± 7,9) graus. O ângulo da superfície vestibular média entre 2 e 4,5 mm a partir da borda incisal dos caninos também diferiram em cerca de 10 graus, mas o Desvio Padrão foram muito maiores do que para os incisivos. Os autores concluíram que a colocação de um bráquete sobre um dente em diferentes alturas, ainda dentro de uma área clinicamente aceitável, resulta em diferenças importantes na quantidade de torque de raiz.

Brito-Júnior e Ursi (2006), revisaram as prescrições de bráquetes pré-ajustados existentes no mercado, abordando as variações dos valores de inclinação, angulação e rotação dentária. A revisão reporta desde a origem do conceito de uso

de arcos retangulares em acessórios com secções retangulares até os atuais modelos de bráquetes autoligados, e outros bráquetes com formatos diferenciados.

Rinchuse e Miles (2007), discutiram estudos in vitro seguidos de pesquisas in vivo com o objetivo de sintetizar a literatura sobre os bráquetes autoligados, afim de formular conceitos gerais, princípios e axiomas. Relataram as diferenças entre os bráquetes ativos e passivos em relação às suas vantagens e desvantagens percebidas. Apresentaram também novos conceitos em relação ao futuro dos bráquetes autoligados: combinações de sistemas de bráquetes, e uso seletivo de bráquetes autoligados.

Yeh et al. (2007), avaliaram a resistência ao atrito em bráquetes com ligaduras passivas em diferentes estágios do tratamentos ortodônticos. Foram usados 2 bráquetes autoligados passivos (Damon SL II, Ormco, Orange, California; SmartClip, 3M Unitek, Monrovia, Califórnia) e um novo bráquete com a ligadura elástica passiva (Synergy, Rocky Mountain, Denver, Colorado). Todos os bráquetes com canaletas de 0,022” de aço inoxidável. Os bráquetes foram acoplados em três arcos de níquel-titânio (0,014”, 0,016” x 0,022”, 0,019” x 0,025”), e simulado rotações de primeira ordem de 3º e 6º, intrusões de segunda ordem de 0,5 mm e 1,0 mm e inclinação de terceira ordem vestibular de coroa de 3º. As dimensões dos bráquetes foram medidas com microscopia eletrônica de varredura. O bráquete SmartClip apresentou ângulos críticos e distâncias maiores para a ligação do que os outros 2 acessórios. Quando acoplado o fio 0,019” x 0,025” com um alinhamento de arco ideal, o SmartClip teve IMDF menor do que os outros acessórios. Para as rotações de primeira ordem, os braquetes Synergy tiveram o IMDF significativamente menor do que os outros acessórios. Os bráquetes Damon SL II com ângulos críticos menores tiveram um bom IMDF. Para a inclinação de terceira ordem, o Damon SL II com menor folga de torção também tiveram um bom IMDF. Não houve diferenças significativas de IMDF em todos os bráquetes testados, em intrusões de segunda ordem. No entanto, houve o aumento da IMDF com o aumento da gravidade da má oclusão. Concluíram que nenhuma diferença significativa foi encontrada nos bráquetes em distâncias de segunda ordem. Em um alinhamento de arco ideal, bráquetes com maior canaleta, tiveram menor resistência ao atrito. O controle rotacional de primeira ordem foi influenciado pela profundidade da canaleta, largura

do bráquete, e a cobertura labial dos suportes com o mesmo arco. Quando um mecanismo de deslizamento foi usado com uma mudança de inclinação de terceira ordem, os bráquetes com menor ângulo crítico de contato tiveram maior resistência ao atrito.

Vena et al. (2007), examinaram a variabilidade dos fios de aço inoxidável 0.017” x 0.025” e 0,019” x 0,025” (Ormco, Glendora, Califórnia), com respeito as propriedades mecânicas, dimensões da secção transversal, e o acabamento geral das superfícies. Concluíram que existem variabilidades em algumas propriedades mecânicas e características físicas dos materiais, e entre as amostras dos mesmos grupos de diferentes lotes.

Badawi et al. (2008), mediram a expressão do torque em 2 bráquetes autoligados ativos (In-Ovation, GAC, Bohemia, NY; Velocidade, Strite Indústrias, Cambridge, Ontário, Canadá) e 2 bráquetes autoligados passivos (Damon 2, Ormco, Orange, Calif; Smart Clip, 3M Unitek, Monrovia, na Califórnia). Desenvolveram um dispositivo com a capacidade de aplicar uma torção no fio 0,019” x 0,025” de aço inoxidável, mantendo o alinhamento vertical e horizontal perfeito entre o fio e o bráquete . O projeto utilizou um transdutor de força/torque de multi-eixo que mediu o momento de força nos três planos de espaço. O momento em média, em que o torque começou a ser expressado foi de 7,5º de torção nos bráquetes autoligados ativos, e 15º de torção para os bráquetes autoligados passivos. A expressão de torque foi maior para os bráquetes autoligados ativos até 35º de torção. Na torção do fio além deste ponto resultou em um aumento linear do torque medido para os bráquetes Damon 2, Smart Clip, e In-Ovation. O torque foi relativamente constante passando 35º de torção nos bráquetes Speed. Após a execução de todos os estudos, os autores concluíram que os bráquetes autoligados ativos são mais eficazes na expressão do torque do que os bráquetes autoligados passivos.

Morina et al. (2008), estudaram a capacidade dos torques em diferentes bráquetes. 6 tipos de bráquetes foram estudados: bráquetes autoligados em aço inoxidável Hanson Speed™ (Strite Industries, Cambridge, Ontario, Canada) e Damon™ 2 (Ormco, Glendora, California, USA), Ultratrimm® e Discovery® (Dentaurum, Pforzheim, Germany), bráquetes cerâmicos Fascination® 2

(Dentaurum), e bráquete em policarbonato Brillant® (Forestadent, Pforzheim, Germany). Todos os bráquetes tinham canaleta de 0.022”, e foram inseridos torques, no fio 0.019 x 0.025” de aço inoxidável. Uma situação clínica intra oral foi simulada, através da inclinação vestibular de coroa, de um incisivo central superior, através do aparelho *orthodontic measurement and simulation system* (OMSS). Os principais componentes do OMSS são dois sensores capazes de medir as forças e momentos simultaneamente nos três planos do espaço. Momentos de força foram estudados em um arco superior alinhado e nivelado de um modelo Frasaco (Franz Sachs, Tettnang, Alemanha) ligado ao OMSS. Um torque de 20º foi aplicado e a mudança de direção causada no bráquete foi mensurada experimentalmente pela OMSS. Cada combinação de bráquete/ fio foi medido cinco vezes. O momento do torque (Nmm) e a perda do torque (graus), foram determinados. Os bráquetes cerâmicos apresentaram a menor perda de torque , assim como os bráquetes de aço inoxidável. O bráquete Fascination® 2 (Dentaurum), registrou o maior momento/ torque, que foi de 2.0 Nmm/ graus, seguido pelo Brillant® (Forestadent, Pforzheim, Germany), que registrou 1.2 Nmm/ graus. Todos os outros bráquetes apresentaram a taxa idêntica de 0.4 Nmm/ graus. Concluíram que o suporte cerâmico Fascination® 2 (Dentaurum), apresentou o maior momento de torque (35 Nmm), e juntamente com os bráquetes metálicaos, a menor perda de torque (4,6 graus).

Huang et al. (2009), investigaram a capacidade do torque em bráquetes convencionais e autoligados, usando um método com elementos finitos. Foram selecionados 3 tipos de bráquetes: 2 autoligados, Hanson Speed (Strite Industries, Cambridge, Ontário, Canadá) e Damon MX (Ormco, Glendora, Califórnia), e 1 convencional Discovery (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha). Todos os bráquetes com canaleta 0.022”, de aço inoxidável. Foram incluídos 4 bráquetes nos modelos finitos, a partir do incisivo central superior do lado esquerdo, ao canino superior do lado direito. Um torque de 20º foi aplicados nos incisivos do lado direito, em fios 0.018” x 0.025” e 0.019” x 0.025”. Três tipos de arcos foram usados: aço inoxidável, titânio molibdênio, e níquel titânio. Para os bráquetes convencionais foram usados dois tipos de ligação: ligadura elástica e fio de aço inoxidável. O momento ângulo/ torque simulados, foram calculados usando o software MSC. Marc/ Mentat 2005 FE (MSC Software Corporation, Santa Ana, Califórnia). As características dos fios influenciam no momento do torque, provocando maiores alterações no tipo de liga,

em comparação com a dimensão dos fios (aumento de 125% quando comparamos o fio 0.019” x 0.025”, com 0.018” x 0.025”, ambos de aço inoxidável, e 220% quando usamos um fio 0.018” x 0.025” de aço inoxidável em comparação com 0.018” x 0.025” de níquel-titânio). A mudança na liga e na dimensão do fio em conjunto, resultou em um aumento de 600% no fio 0.019” x 0.025” de aço inoxidável, quando comparado com 0.018” x 0.025” de níquel titânio. O jogo do fio 0.018” x 0.025” foi de 9º, enquanto do 0.019” x 0.025” foi de 7,5º, com um jogo maior nos bráquetes Damon. O efeito da ligação dos bráquetes Discovery com ligaduras elásticas e de aço inoxidáve, puderam ser comparados com o comportamento do Damon. O Speed mostrou comportamento diferente, com menor momento de torque, e menor jogo entre canaleta e fio. Concluíram que o ângulo/ momento de torque é determinado pelas características do arco.

Archambault et al. (2010), avaliaram os efeitos da expressão do torque em bráquetes ortodônticos de aço inoxidável, variando o tamanho da canaleta, e a dimensão do fio de aço, para analisar as limitações dos métodos experimentais utilizados. Através de uma revisão sistemática, foram pesquisados estudos in vitro que mensuravam a expressão do torque em bráquetes de aço inoxidável convencionais e autoligados, usando dispositivos com arcos retos de aço inoxidável, sem mecânicas de segunda ordem, sem alças, e sem fios auxiliares. 11 artigos foram selecionados. Com base nos estudos selecionados, no bráquete com canaleta 0.018”, o ângulo de acoplamento variou 31º em um arco de 0.016 x 0.016”, a 4,6º em um arco de 0.018 x 0.025”. No bráquete com canaleta de 0.022”, o ângulo de envolvimento variou de 18º, com um arco de 0.018 x 0.025”, a 6º com um arco de 0.021 x 0.025”. Os bráquetes autoligados ativos, expressaram um ângulo de acoplamento aproximado de 7,5º, enquanto os bráquetes autoligados passivos expressaram aproximadamente 14º, com um arco de 0.19 x 0.025” (bráquetes com canaleta 0.022”). Os autores concluíram que o ângulo de envolvimento depende do formato e dimensão do arco, assim como da dimensão da canaleta do bráquete. Clinicamente o torque efetivo pode ser conseguido com uma torção do fio de 15º a 31º, em bráquetes autoligados ativos, e de 22,5º a 34,5º em bráquetes autoligados passivos, com arcos 0.019” x 0.025” de aço inoxidável.

Major et al. (2010), desenvolveram um método de análise das dimensões das canaletas dos bráquetes com o uso de fotografias. Foram investigados 3 bráquetes

autoligados de incisivo central superior do lado direito, com canaleta 0,022”: 30 bráquetes Damon Q, com a prescrição de 15º (Ormco Corporation, Orange, CA, USA), 30 bráquetes In-Ovation-R com prescrição 12º (GAC, Bohemia, NY, USA), e 30 bráquetes Speed com prescrição 12º (Strite Industries, Cambridge, Ontario, Canada). Os perfis mesiais dos bráquetes foram fotografados (Canon EOS-D10 10D, Tóquio, Japão) e analisados através de um microscópio (Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Jena, Alemanha). As imagens recolhidas através do microscópio foram escalonadas em 197,548 pixels/ mm e a câmera foi fixada em uma distância focal de 4.4645 mm. Os bráquetes Speed apresentaram altura do canaleta 2% menor do que o tamanho nominal de 0,559 milímetros e uma inclinação ligeiramente convergente. Os bráquetes In-Ovation apresentaram paredes divergentes em um ângulo médio de 1,47 graus, e valor próximo ao nominal da altura da canaleta. Os bráquetes Damon Q apresentaram maior paralelismo entre as paredes da canaleta, com 90º entre as paredes e o fundo da canaleta. A altura da canaleta dos bráquetes Damon, apresentaram um aumento de 3% em suas dimensões.

Lacoursiere et al. (2010), demonstraram claras evidências de deformações dos bráquetes, como resultado da aplicação de cargas de torção. Um dispositivo que utiliza uma técnica de correlação de imagem óptica foi desenvolvido para quantificar com precisão as alterações dimensionais ocorridas nas canaletas dos bráquetes durante uma aplicação de torção do fio. Simultaneamente a magnitude do momento de força do torque, o ângulo de torção do fio, e a dimensão da canaleta dos bráquetes podem ser registrados. Este experimento confirmou que as alças dos bráquetes sofrem deformação elástica quando carregadas. Observou-se também que o bráquete foi deformado plasticamente por uma única rotação do arco.

Major et al. (2011), investigaram o torque em diferentes tipos de bráquetes autoligados, analisando as deformações elásticas e plásticas causadas nos acessórios, em conjunto com o torque expressado em diferentes ângulos de torção. Um bráquete ortodôntico foi montado em uma célula de carga (Nano 17 Multi-Axis force/torque transducer; ATI Industrial Automation, Apex, NC), que mede as forças e momentos em todas as direções. O fio foi torcido no bráquete através de um motor (Cool Muscle CM1-C-11L30; Myostat Motion Control, Newmarket, Ontario, Canada), e controlado por software personalizado (LabWindows CVI, National Instruments).

Imagens gerais foram tiradas por uma câmera (piA2400-12 g, 2448 3 2050 pixels, 8 bit, gray scale; Basler Vision Technologies, Exton, Pa) através de um microscópio (55-908 MMS R4; Edmund Optics, Barrington, NJ), e processados usando correlação óptica para medir a deformação. No ângulo máximo de torque de 63º, com fio de aço inoxidável 0.019” x 0.025”, o total dos valores de deformação elástica e plástica foram 0,063; 0,033; e 0,137 mm para Damon Q (Ormco, Orange, Califórnia), In-Ovation R (GAC , Bohemia, NY), e Speed (Strite Industries, Cambridge, Ontário, Canadá), respectivamente. Os valores totais de deformação plástica foram 0,015; 0,006; e 0,086 mm, respectivamente, mensurados em 0º, após remoção da carga. Os autores concluíram que os bráquetes In-Ovation obtiveram a menor deformação, quando medidos em 63º. Damon e Speed, tinham cerca de 2 e 4 vezes maior deformação, respectivamente. Com base na deformação em 0º, quando foi removido a carga (angulação), os bráquetes Damon e Speed, tinham aproximadamente 2,5 e 14 vezes respectivamente, maior deformação plástica do que os bráquetes In-Ovation.

Streva et al. (2011), verificaram a precisão do torque em bráquetes metálicos com prescrição MBT usando bráquetes de caninos como amostra representativa de 6 marcas comerciais. Foram selecionados 20 bráquetes da arcada superior e 20 bráquetes da arcada inferior das seguintes marcas comerciais: 3M Unitek, Abzil, American Orthodontics, TP Orthodontics, Morelli and Ortho Organizers, todos com canaleta 0,022 x 0,028. Em uma visão de perfil dos bráquetes, foram estabelecidos pontos e linhas de referência na base e no fundo da canaleta, e posteriormente foi medido o ângulo de torque por um operador, utilizando um microscópio óptico, acoplado a um computador. Os valores foram comparados com aqueles estabelecidos pela prescrição MBT. Os resultados mostraram que, os bráquetes dos caninos superiores, somente a angulação dos braquetes Morelli (-3.33º) apresentou diferença estatisticamente significante em relação aos valores propostos (-7º). Para os caninos inferiores, American Orthodontics (-6.34º) e Ortho Organizers (-6.25º) apresentaram diferenças estatisticamente significantes dos padrões (-6º). Em uma comparação feita entre as marcas, os bráquetes da Morelli apresentaram diferenças estatisticamente significantes em comparação com todas as outras marcas de bráquetes dos caninos superiores. Para os bráquetes dos caninos inferiores, não houve diferença estatisticamente significante entre as marcas. Os autores

concluíram que existem variações significativas nos valores da angulação de torque em alguns dos bráquetes avaliados, podendo comprometer clinicamente o posicionamento vestíbulo-lingual do dente no final do tratamento ortodôntico.

Brauchli et al. (2012), avaliaram a influência dos tipos de clips ativos, no torque de bráquetes autoligados, e compararam os tipos de sistemas passivos e ativos. 5 amostras de 9 bráquetes, foram avaliados: 7 bráquetes autoligados (Damon III, Ormco Corporation, Orange, Calif; In-Ovation R, GAC International Inc, Bohemia, NY; Oyster, Gestenco International AB, Gothenburg, Swe- den; Quick, Forestadent Bernhard Fo¨ rster GmbH, Pforzheim, Germany; SmartClip, 3M/Unitek, Monrovia, Calif; Speed, Strite Industries, Cambridge, Ontario, Canada; Time, American Orthodontics, Sheboygan, Wis), 1 bráquete cerâmico estético com clip de baixa fricção (Mystique, NeoClip, GAC,), e 1 bráquete twin standard (Mini-Mono, Forestadent) com ligaduras elásticas, e ligaduras de aço inoxidável. Foram selecionados bráquetes de incisivos centrais e soldadas ou ligado (bráquetes cerâmicos e poliméricos) em cabeças de parafusos, que foram montados no quadro do Hexapod utilizado na investigação (Micos GmbH, Eschbach, Alemanha). Um fio de 0.019” x 0.025” foi fixado em um mandril, que por sua vez foi montado em um sensor de momento de força (FTD Nano 17, ATI, Apex, NC). O sensor em si foi centralmente montado sobre um disco rotativo automatizado (PRS 110, micos). Todos os bráquetes ativos foram medidos com a porta aberta, e fechada, para avaliar sua influência no torque. Além disso, as dimensões dos slots foram opticamente medidos e comparados com a expressão de torque. A avaliação estatística de ($P \leq .05$) revelou que, em termos de expressão máxima de torque com uma angulação de 30º, não houve diferença significativa entre a configuração aberta e fechada dos bráquetes (todas as diferenças de 1,8 Nmm, com a exceção do bráquete Oyster, com diferença de 3,8 Nmm). Também não houve diferença entre os métodos de ligação do grupo de controle com ligaduras elásticas, e aço na expressão do torque. Foi alcançado cerca de 10 Nmm na maioria dos bráquetes, com uma angulação de 20º a 23º, entre arco e canaleta. As dimensões da canaleta, variaram de 0,022” (0,563 milímetros) até 0,024” (0,613 milímetros). Foi concluído que a influência do tipo de ligadura, ou o mecanismo passivo/ ativo dos bráquetes autoligados, são mínimas. As dimensões da canaleta, são muito mais importantes na transmissão do torque.

Major et al. (2012), observaram a deformação plástica de três bráquetes autoligados diferentes, através da torção de um fio. Isto é conseguido através da comparação da forma do *slot* antes e depois da torção usando o método de análise do perfil de ranhura. 3 bráquetes autoligados diferentes (canaleta 0,022”) foram investigados: Damon Q (Ormco Corporation, Orange, CA, USA); In-Ovation-R (GAC, Bohemia, NY, USA); SpeedH (Strite Industries, Cambridge, Ontario, Canada). Uma câmera digital (Cannon E0S 10D, Tokyo, Japan) acoplado a um microscópio (Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Jena, Thuringia, Germany), foi usada para capturar imagens de perfil de cada ranhura do bráquete antes e depois do procedimento de torção. Torques de 15º a 63º foram inseridos nos bráquetes com um fio 0.019” x 0.025” de aço inoxidável (Ormco Corporation, Orange, CA, USA). A alteração média provocada na altura da canaleta foi de 0,013 mm (0,020 SD), 0,007 mm (0,010 SD) e 0,070 mm (DP 0,03) para Damon Q, In-Ovation e Speed, respectivamente. A canaleta foi aumentado em 0.75º (SD 0,96), 0.41º (SD 1,05) e 9.30º (SD 4,24), respectivamente. O aumento no jogo do torque foi calculado utilizando a nova fórmula apresentada neste estudo, sendo de 0,9º, 0,6º e 7.7º respectivamente. Concluíram que os bráquetes Damon Q e In-Ovation mantiveram elevados níveis de linearidade na forma das paredes da canaleta, porém foram encontradas quantidades significativas de deformação plástica fisicamente insignificantes. Os bráquetes Speed, demonstraram deformação plástica visualmente identificáveis na canaleta do bráquete.

Huang et al. (2012), Avaliaram a capacidade da expressão do torque em bráquetes autoligados e convencionais,associados a largura do bráquete, o jogo entre o fio e a canaleta do bráquete, e o modo de ligação. Os resultados mostraram que o desenho do bráquete tem menor influência no momento de torque do que outros parâmetros, como a largura do bráquete, o jogo entre o fio e a canaleta do bráquete, ou o desalinhamento dos dentes.

Cattaneo et al. (2013), investigaram a capacidade de expressar o torque em bráquetes autoligados passivos (Damon 3MX, Ormco, Orange, Calif), em 26 pacientes, e em bráquetes autoligados ativos (In-Ovation R, GAC, Bohemia, NY), em 20 pacientes, em dentes incisivos e caninos inferiores, através da análise de

imagens tridimensionais antes e após o tratamento. Observaram após o tratamento uma inclinação vestibular dos dentes estatisticamente significante em ambos os sistemas, considerando a hipótese da presença de jogo entre o bráquete e o fio, maior nos bráquetes passivos do que nos bráquetes ativos.

Major et al. (2013), observaram o momento de torque com ciclos de carga e descarga, torcendo um fio 0,019” x 0,25” de aço inoxidável inseridos nos bráquetes Damon Q e Speed, com ângulos de 16º, 20º, 24º, 28º, 32º, e 40º, utilizando um aparelho para medir o momento de torque e deformação do bráquete relatado anteriormente por Major et al. (2011), o qual foi baseado em uma versão modificada do aparelho descrito por Lacoursière et al. (2010). Os bráquetes Damon apresentaram menor deformação plástica e menor aumento no jogo entre o bráquete e o fio, quando comparados aos bráquetes Speed. Quando o bráquete foi torqueado acima de 15 Nmm, a curva de descarga expressou menor momento de força do que a curva de carga. Clinicamente a curva de descarregamento é mais relevante do que a curva de carregamento, pois representa o torque aplicado ao dente após sua movimentação.

Johnson (2013), Selecionou bráquetes com prescrições de torque personalizados com base nas necessidades de cada paciente, afim de reduzir as correções dos torques antes dos fios de níquel-titânio e beta-titânio mais resistentes. Como resultado, foram necessários menos ajustes de torque nos fios de aço inoxidável, resultando em um menor tempo de tratamento.

Melenka et al. (2013), examinaram os movimentos dos bráquetes autoligados com o uso de imagem digital 3D correlacionado a um simulador de torque ortodôntico, e o movimento do componente de retenção do fio ortodôntico. O simulador de torque ortodôntico foi acoplado a um microscópio e 2 câmeras, permitindo o movimento dos bráquetes determinados pela torção do fio. As imagens das câmeras foram captadas com uma técnica digital de imagens 3D para determinar a movimentação dos bráquetes ortodônticos. 3 bráquetes autoligados (Damon Q, Ormco, Orange, Calif; In-Ovation R, GAC, Bohemia, NY; e Speed, Strite Indústrias, Cambridge, Ontário, Canadá) foram comparados para demonstrar a diferença dos movimentos dos bráquetes autoligados. Os deslocamentos dos

componentes de retenção do arco medidos, foram 2,0 e 3,5 vezes menores para o In-Ovation e Damon Q do que os valores em estudos anteriores. Os autores concluíram que a utilização de um sistema de medição óptico 3D é útil para compreender o movimento do componente de retenção do fio ortodôntico, mas não é necessário para quantificar o movimento do bráquete.

Melenka et al. (2014), analisaram a expressão de torque em 2 bráquetes com ligaduras convencionais geometricamente semelhantes, de materiais diferentes. Foi aplicado torque em 30 bráquetes Orthos SS e 30 bráquetes Orthos Ti (Ormco, Orange, Califórnia, EUA), com fios 0,019” x 0,025” de aço inoxidável (Ormco, Glendora, Califórnia, EUA), utilizando ligaduras elastoméricas. Os 2 bráquetes foram comparados para determinar se existe uma diferença entre a expressão do torque e para comparar a deformação da canaleta dos bráquetes. Cada bráquete foi montado sobre uma célula de carga de 6 eixos que mede o momento de força em todas as direções. O arco recebeu uma torção de um ângulo inicial de 0º até um ângulo máximo de 51º e, em seguida, retornou à posição inicial. O torque máximo expresso em 51º foi de 99,8 Nmm no Orthos Ti e 93,0 Nmm no Orthos SS. A deformação plástica total medida em 0º pós-torção foi de 0,038 mm no Orthos SS, em comparação com 0,013 mm no Orthos Ti. A deformação plástica foi 2,8 vezes maior no Orthos SS do que a dos bráquetes Orthos Ti. Os bráquetes Orthos Ti expressaram mais o torque do que os bráquetes de aço inoxidável, porém exibiu uma variação substancial.

Mugurama et al. (2014), investigaram as propriedades friccionais em relação ao torque de diferentes tipos de bráquetes autoligados. Foram usados 2 sistemas passivos (Damon Q, Ormco; SmartClip, 3M Unitek, Monrovia, Calif), e 1 ativo (In-Ovation R, DENTSPLY GAC International), 3 fios níquel titânio com 0.016” x 0.022” (Nitinol Super-Elastic, 3M Unitek), e 3 fios de aço inoxidável com 0.017” x 0.025” e 0.019” x 0.025” (Stainless Steel, 3M Unitek). 1 bráquete convencional (Mini Uni-Twin, 3M Unitek) foi utilizada para comparação. A força de atrito estática foi medida usando um dispositivo de teste de fricção conectada a uma máquina de ensaios universal (EZ Test, Shimadzu, Kyoto, Japan). Cada bráquete foi colado em uma placa de aço inoxidável que podia fornecer diferentes torques (0º, 10º, 20º, 30º), e 0º angulação com o auxílio de um dispositivo de suporte de montagem. O conjunto

placa/ bráquete, foi ligado ao dispositivo de fricção, e um segmento de 5 cm de fio obtidos a partir das porções retilíneas posterior, foi fixado aos bráquetes. A extremidade superior do fio foi ligado à célula de carga, e a extremidade inferior foi fixado a um peso de 150 g. A força de deslocamento, foi de 10 mm/ min para uma distância de 5 mm. O contato bráquete/ fio foi analisado através do uso de um microscópio eletrônico de varredura (S-3500N, Hitachi, Tóquio, Japão). Na maioria das combinações bráquete/ fio, o aumento do torque, gerou um aumento significativo no atrito estático, porém nas combinações do sistema autoligado o atrito foi menor do que no bráquete convencional. O sistema ativo apresentou maior atrito em relação ao passivo, na maioria das condições. Foi observado que o contato entre canaleta/ fio foi maior, na medida que o torque foi aumentado. Os autores concluíram que nos sistemas autoligados o aumento do torque provoca um maior atrito, uma vez que o contato entre a parede da canaleta e a ponta do fio torna-se maior. Com isso a extensão do contato entre a canaleta e a borda do fio, pode ser influente no atrito estático.

Katsikogianni et al. (2015), investigaram exaustivamente a eficiência do torque em diversos sistemas de bráquetes combinados com diferentes tipos de fios ortodônticos. O estudo incluiu dois tipos de bráquetes: autoligados (Tröster Applications, Magden, Switzerland, e o SPEED, como sistemas passivos, e Strite Indústrias, Ontário, Canadá, como sistema ativo), e convencionais (Mini Mono and Brilliant, Forestadent, Pforzheim, Germany). Todos os bráquetes com canaletas de 0.018”. Cada um desses bráquetes foi combinado com 4 tipos de fio: 0.016” x 0.016” aço inoxidável; 0.016 x 0.022” aço inoxidável; 0.016 x 0.016” níquel-titânio (NiTi); e 0.016 x 0.022” NiTi. Os fios foram ligados aos bráquetes convencionais com ligadura elastoméricas de 0.012” (molded O, ORMCO). Foram aplicados gradativamente 20º de torque vestibular, e posteriormente lingual, no dente incisivo central superior do lado direito. Foram registrados o máximo momento de torque. Momentos mais altos de torção foram expressos através da combinação do bráquete SPEED® com o fio 0,016” × 0,022” em aço inoxidável. Momentos mais baixos, com maior perda de torque foram registradas através da inserção de um arco Níquel-titânio 0,016 × 0,016” em bráquetes convencionais. Concluíram que o sistema de bráquetes autoligados ativos manifestam a maior eficácia de torque. Além disso, sua expressão esta diretamente ligada a dimensão do fio ortodôntico.

Brown et al. (2015), mediram as dimensões das canaletas em uma série de bráquetes: A-Company 0.022” (1985), Ormco Damon Q 0.022” (Ormco Corp, Orange, Calif), Unitek Victory 0.022” e 0.018” (Unitek, Monrovia, Calif), GAC In-Ovation 0.022” (GAC, Bohemia, NY), Opal Avex 0.022” e 0.018” (Opal Orthodontics by Ultradent, South Jordan, Utah), SPEED 0.022” (Strite Industries, Cambridge, Ontario, Canada), e American Orthodontics Masters 0.022” and 0.018” (American Orthodontics, Sheboygan, Wis). Os bráquetes foram colocados em uma lâmina de microscópio com auxílio de uma cera com a canaleta posicionada verticalmente, de modo que a linha de visão ficasse paralela ao eixo da canaleta do bráquete. As dimensões dos bráquetes variaram significativamente em cada série, bem como dentro das próprias séries (15% a 20% são maiores do que o tamanho nominal anunciado). Concluíram que provavelmente as séries completas de bráquetes (superior e inferior 5-5) não são ideais, havendo a necessidade do ortodontista ter habilidade em aplicar dobras para suprir as deficiências dos bráquetes.

Dalstra et al. (2015), compararam o torque real e nominal, em 32 tipos de bráquetes convencionais e autoligados, avaliando a folga de torção entre os bráquetes e os fios de aço inoxidável. Foram selecionados bráquetes de incisivos centrais superiores do lado esquerdo (bráquetes autoligados passivos e ativos, e convencionais): 20 bráquetes com canaleta 0.018” e 12 com canaleta 0.022”. O momento de torque foi medido, através de uma máquina (Force System Identification), desenvolvida pelo Departamento de Ortodontia da Faculdade de Aarhus. Os bráquetes foram colados sobre uma barra de alumínio, em uma fila de 10 (5 suportes do mesmo sistema), com canaleta perpendiculares a barra. A estrutura foi ligada em um dos sensores da máquina, e em um fio retangular 0.017 x 0.022” (para o ensaio de bráquetes 0,018”), e 0.019” x 0.025” (para o ensaio de bráquetes 0,022“), de aço inoxidável (ambos de Ormco, Orange, CA, EUA), e foi fixado ao sensor de rotação do lado oposto, e posteriormente inserido passivamente no interior da canaleta dos bráquetes. Momentos de torque foram medidos em incrementos de 0,5º, até que a expressão completa foi alcançada (ou seja, o momento de força e a curva do ângulo torsional tinha alcançado sua inclinação máxima). O fio torqueado foi então devolvido à sua posição zero, e o teste foi repetido na direção oposta para assegurar a expressão de torção completa do fio na

canaleta em ambas as direcções. O resultado do teste de laboratório mostraram claramente que o jogo entre bráquete/ fio foi maior do que o previsto a partir dos valores nominais, principalmente em relação aos bráquetes de 0,022” e particularmente os autoligados passivos. Concluiu-se que a importância de selecionar uma prescrição parece ser limitada, já que a folga de torção especialmente em bráquetes passivos, anula a diferença entre várias prescrições. Bráquetes convencionais com ligaduras de aço geram maior momento de torção, apesar de apresentar grandes valores de jogo, porém o arco fica firmemente pressionado contra o fundo da canaleta do bráquete.

Lombardo et al. (2015), avaliaram o quanto a altura, a largura, e a secção transversal dos fios ortodônticos retangulares e quadrados afetam na folga entre os arcos e a canaleta (*slot*) dos bráquetes. 43 arcos ortodônticos de 6 fabricantes diferentes foram comparados com os valores reais. A altura e a largura de cada arco foi medida com um indicador digital (MMT 0.001 mm, Vogel, Brescia, Italy). Com o auxílio de um microscópio óptico (Leica Microsystem, Wetzlar, Germany), micrografias foram adquiridas utilizando uma câmera integrada (ampliação 1003), para calcular o raio da curvatura das bordas dos arcos ortodônticos. Por final foi calculado o jogo no interior da canaleta dos bráquetes, e estas medidas foram comparadas com os valores ideais. A altura real e a largura dos arcos diferiram dos indicados pelos fabricantes, entre -6,47% e + 5,10%. A curvatura do bisel de cada arco ortodôntico em corte transversal demonstraram-se diferentes. Os autores concluíram que o jogo entre bráquete e fio, foi maior do que o ideal para cada arco ortodôntico, inevitavelmente levando a uma perda de informações dentro do sistema.

McLaughlin e Bennett (2015), apresentaram uma visão geral de 40 anos de experiência com a mecânica de tratamento e modelos de aparelhos contemporâneos. Até o início da década de 70, o sucesso do tratamento ortodôntico eram alcançadas através das dobras nos fios. Com a introdução do aparelho *straight wire*, proposto por Andrews, contribuiu significativamente na história da ortodontia. Reduziu a quantidade de dobras impostas nos fios e também trouxe novas opções em mecânica de tratamento. A retração dos caninos com elásticos e fios de ligadura tornaram-se mais comuns. Mecânicas de deslize nos lugares dos *loops*, tornou-se o método de fechamento de espaço significativo entre os clínicos.

Níveis de força propostas por Edgewise foram inicialmente usadas para fechar os espaços, no entanto, logo foi observado que forças mais leves eram mais eficazes com a mecânica de deslizamento. Junto com essas mudanças, tornou-se evidente que era necessária uma compensação no aparelho ortodôntico. Muitas mudanças ocorreram no design do aparelho desde que o aparelho de Edgewise, e o aparelho de Begg foram projetados. Isso abriu a possibilidade de tratamentos mais eficientes, com resultados de alta qualidade. A atenção ao diagnóstico, plano de tratamento, o correto posicionamento do bráquete, mecânicas mais eficientes podem melhorar os resultados, juntamente com as melhorias dos aparelhos.

Xu et al. (2015), investigaram o efeito das inclinações vestibulolinguais dos caninos e pré-molares superiores no sorriso, quando visto da perspectiva frontal. Este estudo foi realizado em 3 etapas. No primeiro passo, foi construído um modelo dental digital tridimensional e alterações foram feitas nas inclinações vestibulolinguais dos dentes superiores selecionados. No segundo passo, as manipulações fotográficas foram realizadas de modo que as alterações nas inclinações dos dentes superiores, poderiam mais tarde ser transferidas para modelos tridimensionais impressos em resina e montado sobre articuladores, para a vista frontal do sorriso. Finalmente, as 15 imagens de sorrisos frontais foram avaliadas e classificadas pelos grupos de ortodontistas e leigos. Houve uma ampla aceitabilidade estética para as inclinações vestibulolinguais dos caninos superiores e pré-molares. A estética do sorriso foi significativamente comprometida ($P < 0,01$) quando os caninos foram lingualizados mais do que 12º, e os pré-molares mais que 15º. Caninos vestibularizados mais do 6º também tornaram a estética do sorriso menos satisfatórias ($p < 0,01$). Concluíram ser esteticamente satisfatório posicionar os dentes em inclinações dentro desses intervalos em situações clínicas que requerem compensações dentárias transversais em casos de discrepâncias transversais esqueléticas.

Franco et al. (2015), tiveram como objetivo estudar e comparar a expressão do torque em bráquetes convencionais, autoligados ativos e passivos. Foram analisadas 6 diferentes marcas de bráquetes (Damon 3MX, Portia, In-Ovation R, Bioquick, Roth SLI, Roth Max), e 300 segmentos de fio de aço inoxidável 0,019” x 0,025” (Morelli, Sorocaba, SP, Brazil). Os momentos de torque foram medidos em

12º, 24º, 36º, e 46º, utilizando-se um dispositivo de torção do fio associado a uma máquina de ensaios universal. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas na expressão do torque entre todas as marcas de bráquetes avaliadas e em todas as torções testadas (p<0,05). O Bioquick apresentou a menor expressão do torque em todas as torções testadas; em contraste, o bráquete Damon 3MX apresentou a maior expressão do torque até a torção de 36º. Em 48º, In-Ovation R, Portia e Damon 3MX obtiveram momentos de torque semelhantes. Concluíram que o sistema de ligação entre bráquete e fio (autoligável ativo ou passivo, ou convencional com ligadura elástica) parece não interferir na expressão final do torque, a qual é dependente da interação entre o fio e o bráquete escolhido para ser utilizado na mecânica ortodôntica.

Lee et al. (2016), avaliaram o erro de manufatura dos fabricantes nas canaletas dos bráquetes e nos fios ortodônticos, mediram o arredondamento das ponta dos fios, e calcularam a quantidade de folga de torção usando os valores médios das amostras de estudo. 4 tipos de bráquetes autoligados cerâmicos com canaleta 0,022” (incisivo central superior direito), 3 tipos de bráquetes autoligados cerâmicos com canaleta 0,018” (incisivo central superior direito), e três tipos de fios retangulares (0,016” x 0,022” beta-titânio (Ormco, Orange, Califórnia), 0,016” x 0,022” de aço inoxidável (Ortho Tecnologia, Tampa, Fl) e 0,019” x 0,025” de aço inoxidável (Ortho Tecnologia, Tampa, FL)) foram medidos usando um microscópio estereoscópico para determinar a larguras das canaletas dos bráquetes e as dimensões transversais dos fios. Todos os bráquetes apresentaram um perfil de canaleta divergente, e todos os fios apresentaram erros menores que 2% de fabricação. O bráquete Damon Clear (Ormco, Orange, Califórnia) teve o menor erro dimensional (0,542%), enquanto o bráquete de canaleta 0,022” Empower Clear (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin) teve o maior (3.585%). A maior quantidade de jogo foi observado nos bráquetes Empower Clear (American Orthodontics) de 0,022” combinado com o fio 0,016” x 0,022” de TMA (Ormco, Orange, Califórnia). Enquanto que a menor quantidade ocorreu utilizando o bráquete de 0,018” Clippy-C (Tomy) combinado com fio 0,016” x 0,022” de aço inoxidável (Tecnologia Ortho, Tampa, FL).

Montasser et al. (2016), avaliaram o efeito do diâmetro do arco ortodôntico no

alinhamento dos dentes com diferentes combinações de arco/ bráquete, utilizando o sistema de medição e de simulação ortodôntico (OMSS). Foram usados 6 tipos de bráquetes ortodônticos, divididos em de duas categorias: 1- bráquetes ligados convencionalmente (Victory Series [3M Unitek, Monrovia, Calif], Mini-Taurus [Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colo], e Synergy [Rocky Mountain Orthodontics]). 2- bráquetes autoligados: passivo (SmartClip [3M Unitek]); e ativos (Time3 [American Orthodontics, Sheboygan, Wis], e SPEED [Strite Industries, Cambridge, Ontario, Canada]). Todos os bráquetes com canaleta de 0,022”. Os arcos utilizados foram 0,014” e 0,016”, termoativados (American Orthodontics). Os arcos ortodônticos foram amarrados aos bráquetes convencionais com ambas as ligaduras de aço inoxidável (0,010”) e anéis elastoméricos. Cada combinação arco/ bráquete foi testada 20 vezes com OMSS construído numa câmara de temperatura controlada, em 37º C durante o teste. A má oclusão simulada no estudo representou um incisivo central superior deslocada 2 mm para cervical (eixo x) e 2 mm para vestibular (eixo z). As correções incisogengivais alcançadas pelo arco 0,014” combinados com os bráquetes utilizados variaram de 40% a 95%; as correções com o fio de 0,016” foram de 55% para 95%. As correções vestibulolinguais alcançadas pelo arco 0,014” combinados com os bráquetes utilizados variaram de 10% a 100%, e as correções com o 0,016” de 15% a 100%. O aumento do arco de 0,014” para 0,016” não garante um aumento na quantidade de correção do alinhamento; o tipo de ligadura afetou o grau de correção do alinhamento e o design dos bráquetes influenciaram o efeito da ligadura. A menor correção obtida foi com o Mini-Taurus e Victory Series (bráquetes convencionais ligados com anéis elastoméricos); os arcos de menor diâmetro são recomendados durante o nivelamento e alinhamento para impedir que as forças pesadas possam causar efeitos colaterais indesejados.

Papageorgiou et al. (2016), compararam a eficácia do torque com fios quadrados e retangulares em bráquetes convencionais da mesma prescrição, com canaletas 0,018” e 0,022 “. Os bráquetes foram colados em modelos de resina acrílica idênticos a maxila e montados na OMSS. 10 fios ortodônticos de aço inoxidável 0,018” × 0,018"; 0,018” × 0,022"; e 0,018” x 0,025", foram avaliados em bráquetes com canaleta 0,018". E 10 fios ortodônticos de aço inoxidável 0,019” × 0,019"; 0,019” × 0,025"; e 0,019” x 0,026", foram avaliados em bráquetes com canaleta 0,022". Um torque de raiz vestibular de 15° foi gradualmente aplicado ao

bráquete de incisivo central direito, e os momentos de força foram registrados nesta posição. Os autores concluíram que os arcos retangulares parecem ser mais eficientes no expressão do torque, especialmente nos bráquetes com canaletas 0,018”.

3 PROPOSIÇÃO

Em busca da melhor efetividade da expressão do torque em bráquetes autoligados passivos, avaliamos a interação entre o fio 0,019” x 0,025” de aço inoxidável e dois bráquetes com alturas semelhantes de 0,022”, e com profundidades de 0,028” (Damon Q) e 0,026” (H4).

O propósito desse trabalho foi:

1. Definir a folga (em graus) entre a canaleta dos dois bráquetes autoligados passivos e o fio 0,019” x 0,025” de aço inoxidável;

2. Avaliar os momentos de força (Nmm) expressos pelo torque, com 12º, 24º, e 36º de torção do fio 0,019”x 0,025”de aço inoxidável;

3. Comparar a expressão do torque entre os dois bráquetes autoligados passivos, com 12º, 24º, e 36º de torção do fio 0,019” x 0,025” de aço inoxidável;

4. Comparar qual dos dois bráquetes expressa primeiro o torque, após definir as torções (em graus) do fio 0,019” x 0,025” de aço inoxidável, necessárias para expressar momentos de força com 5Nmm, 10Nmm, 15Nmm, e 20Nmm.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

4.1.1 Bráquetes

Para amostra foram selecionados dois tipos de bráquetes ortodônticos autoligados passivos: 10 bráquetes Damon Q (Ormco, Orange, Calif., EUA), e 10 bráquetes H4 (Orthoclassic, McMinnville, Oregon, EUA). O primeiro com canaleta de 0,022” x 0,028”, e o segundo com canaleta 0,022” x 0,026”. Os bráquetes escolhidos foram de incisivo central superior do lado direito.

4.1.2 Fotos dos bráquetes

Figura 4.1 - Bráquete Damon Q

Figura 4.2 - Bráquete H4

4.1.3 Fios

O fio (calibrador) de eleição para realizarmos a fixação dos bráquetes no dispositivo experimental foi o 0,021” x 0,028” de aço inoxidável (TP Orthodontics, Inc. La Porte, Indiana, EUA).

O fio de eleição para realizarmos os testes da pesquisa foi o 0,019” x 0,025” de aço inoxidável (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, EUA).

4.1.4 Paquímetro digital

O meio escolhido para aferirmos as dimensões dos fios ortodônticos, foi com um paquímetro digital (Mitutoyo, Aurora, Illinois, EUA).

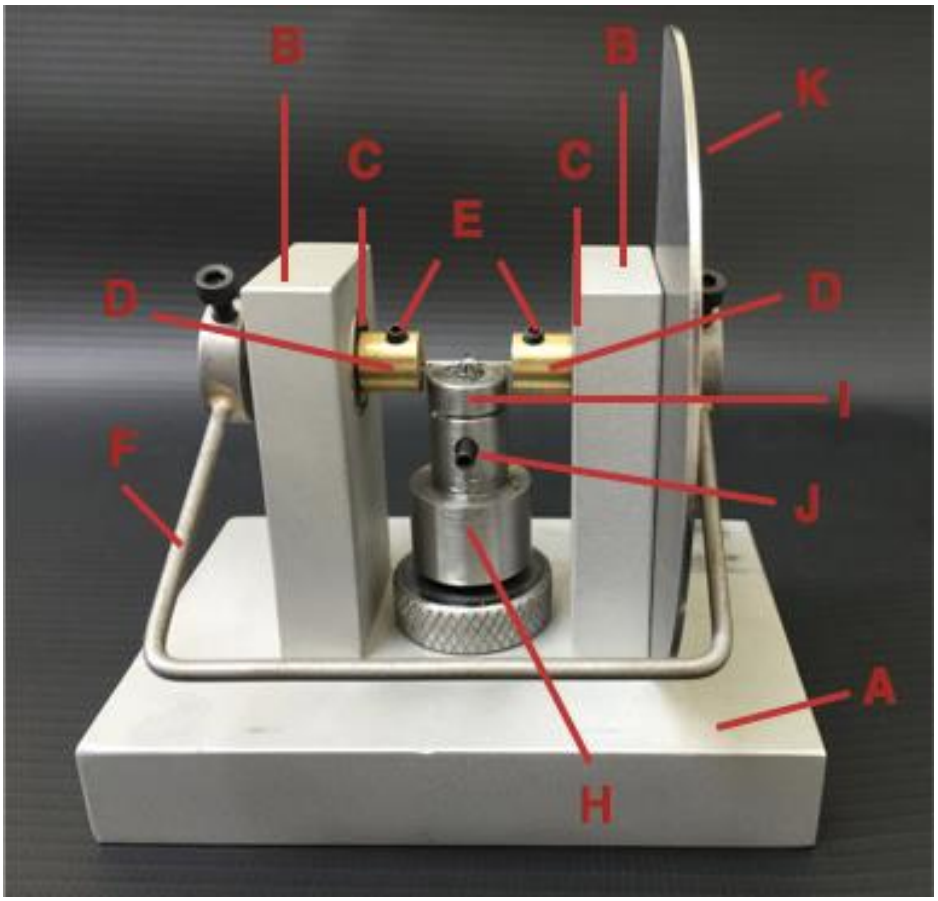
Figura 4.3 – Paquímetro Digital

4.1.5 Dispositivo de expressão de torque

Um dispositivo experimental (Figura 4.4) foi confeccionado para medir a expressão do torque nos bráquetes ortodônticos. O aparelho de medição foi desenvolvido com a colaboração do membros do Departamentos de Biomateriais e Biologia Oral da Faculdade de Odontologia, da Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, Brasil. O dispositivo experimental elaborado tem a capacidade de aplicar uma torção no fio ortodôntico, mantendo o alinhamento vertical e horizontal entre o fio e o bráquete.

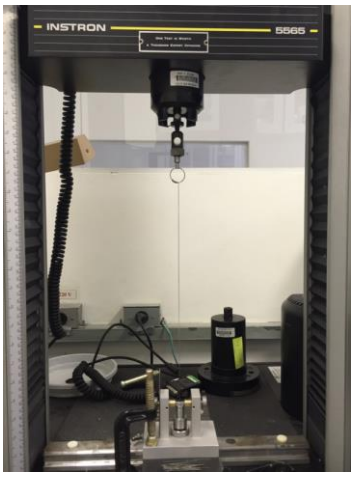
O dispositivo experimental consiste em uma base (A), fundida a dois eixos (B) paralelos, que possuem dois rolamentos em cada eixo (C). Em cada lado na parte interna dos eixos há uma peça cilíndrica (D), com um parafuso (E) capaz de fixar o fio de aço inoxidável a ser testado. Na parte externa dos rolamentos e dos eixos, há uma haste metálica (F) capaz de realizar o movimento de rotação das peças cilíndricas, ao mesmo tempo, e, livre de tensões. No centro da base, na parte interna dos eixos, há um parafuso, com a finalidade de sustentar a estrutura (H) para posicionamento dos braquetes. Nesta mesma estrutura foi elaborado uma base de apoio (I) que pode ser fixada ou removida da estrutura, para cada bráquete testado, através de um parafuso (J). Há um transferidor metálico (K) externo em um dos lados do eixo, que tem a finalidade de medir os ângulos de torção obtidos.

Figura 4.4 - Dispositivo de Expressão do Torque



4.1.6 Máquina de testes universal (Instron, Model 5565, Canton, Mass)

Figura 4.5 - Máquina de testes universal (Instron)



4.2 Métodos

4.2.1 Fixação dos Bráquetes

Para estabelecermos um protocolo de posicionamento uniforme dos bráquetes, utilizamos um fio calibrador 0,0215” x 0,028 de aço inoxidável (TP Orthodontics, Inc. La Porte, Indiana, EUA). Posicionamos o fio calibrador no interior das peças cilíndricas (D) do dispositivo. Posteriormente, medimos com um paquímetro digital [(Mitutoyo, Aurora, Illinois, EUA) Figura 4.3] a distância entre os dois parafusos (E) que fixam o fio calibrador nas peças cilíndricas (D), para determinarmos o local correto para fixação do bráquete. Logo após, inserimos o bráquete no fio calibrador, e amarramos com fio de ligadura metálica de 0,25mm na posição aferida anteriormente. Após o posicionamento do bráquete no fio calibrador, adicionamos adesivo Loctite, a base de cianoacrilato (Henkel Ind., Itapevi, Brasil) na base do bráquete. Para efetivar a fixação do bráquete, ajustamos a estrutura central (H) do dispositivo até a altura ideal para que o bráquete ficasse o mais perpendicular possível a base do dispositivo experimental, com a haste métalica (F) posicionada no ângulo da prescrição do bráquete a ser testado. Esse processo de fixação foi realizado em todos os bráquetes, sem a necessidade de movimentar a estrutura central, toda vez que fossemos realizar os testes nos diferentes bráquetes (Figura 4.6).

4.2.2 Ensaio experimental

Colocamos o dispositivo experimental na base da máquina de testes universal [(Instron, Model 5565, Canton, Mass) Figura 4.5], em posição centralizada em relação a célula de carga de 100 N. Para o processo de medição, foi posicionada a base de apoio do bráquete a ser aferido junto ao dispositivo experimental, com o auxílio do fio calibrador. Na sequência, prendemos o parafuso da estrutura central (H) para evitar qualquer movimentação durante o teste. Posteriormente removemos

o fio calibrador e inserimos o fio de eleição 0,019” x 0,025” de aço inoxidável. Em teste piloto prévio determinamos que a distância percorrida pelo atuador da máquina de testes universal, para atingir torções no fio da ordem de 40º, foi de 50 mm. A haste metálica (F) foi deslocada por 50 mm, parou por um segundo, e retornou a posição inicial, com a velocidade constante de 100 mm/min. Em cada bráquete testado foram realizadas 12 medidas, sendo que para cada medida foi usado uma nova secção de fio, de lotes diferentes, com suas dimensões aferidas previamente com paquímetro digital (Mitutoyo, Aurora, Illinois, EUA). O processo foi repetido em 10 bráquetes do grupo Damon Q, e 10 bráquetes do grupo H4.

Figura 4.6 – Corpo de prova

4.2.3 Mensurações das forças expressas pela torção do fio

Os valores das forças obtidas, e a distância percorrida pelo atuador da máquina de testes universal (Instron, Model 5565, Canton, Mass) foram registrados e exportados para uma tabela eletrônica no software Excel®. Tendo em vista a necessidade de transformar os valores obtidos (forças e distância percorrida) em momento de torque (Nmm) e graus, foram criadas equações numéricas.

A equação utilizada para transferir os valores mensurados da distância percorrida pelo atuador da máquina, em graus foi:

$$\emptyset = (L / R) \cdot 57$$

Considerando:

$\emptyset$ = ângulo de rotação do eixo, expresso em radiano (rad).

L = deslocamento do atuador necessário para torcer o fio no interior do bráquete,

expresso em milímetros;

R = é a distância do centro do eixo de rotação até a extremidade da haste do dispositivo de expressão de torque, expresso em milímetros;

Sabendo-se que π rad equivale a 180º, podemos aproximar 1 rad para 57º. A partir daí, basta a multiplicação do valor encontrado em (L / R) por 57º. Dessa maneira obteremos o valor do ângulo de rotação expresso em graus.

Para transferirmos os valores de força em momento de torque, foram necessárias duas equações:

Equação 1

$$\emptyset = \frac{\propto \cdot 3{,}14}{180}$$

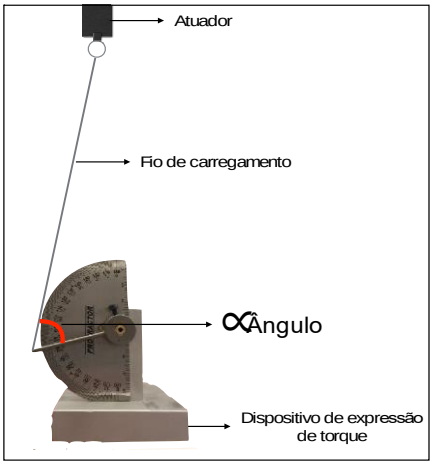
Considerando:

∅ = ângulo, expresso em radiano (rad).

∝ = ângulo formado entre a haste metálica (F) do dispositivo de expressão de torque, e o fio da alça de carregamento que foi fixada na célula de carga da máquina de testes universal (Model 5565, Instron, Canton, Mass)

A equação 1, foi realizada primeiramente para obtermos os valores dos ângulos, expressos em radiano (rad), formados entre a haste metálica (F) do dispositivo de expressão de torque, e o fio da alça de carregamento (Figura 4.7).

Figura 4.7- obtenção do ângulo ∝



Posteriormente, a equação 2 foi realizada para transferirmos os valores obtidos de força em momento de torque.

Equação 2

$$T = F \cdot R \cdot Sen\ (\emptyset)$$

Considerando:

T = momento de torque

F = força

R = é a distância do centro do eixo rotacionado até a extremidade da haste metálica (F) do dispositivo de expressão de torque;

∅ = ângulo, expresso em radiano (rad).

4.9 Análise Estatística

Para análise estatística os dados coletados foram analisados quanto à homocedasticidade e normalidade.

Para verificar se a diferença na profundidade das canaletas interferiram na expressão do torque, foram realizadas análises de variância (ANOVA) de dois fatores. O teste de Tukey ($p<0,05$) foi realizado para identificar as diferenças entre os grupos mostrados nas tabelas ou gráficos.

O erro potencial na técnica de detecção e medição foi estimado por seleção aleatória de 10 medidas da folga dos bráquetes Damon Q e 10 medidas da folga dos bráquetes H4. Posteriormente utilizamos a fórmula de Dahlberg (1940) para avaliar o erro do método.

5 RESULTADOS

O erro do método encontrado na folga dos bráquetes, foi de 0,6º para o bráquete Damon Q, e 0,7º para o bráquete H4.

Os resultados da folga entre a interação do fio 0,019”x0,025” de aço inoxidável com os dois bráquetes avaliados, foi estatisticamente significante ($p<0,001$).

Observamos que o bráquete H4 possui maior folga entre a canaleta e o fio, quando comparados ao bráquete Damon Q.

Os valores médios e desvios padrão, da folga existente entre bráquete e fio, estão descritos na tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Médias e desvios padrão da folga dos bráquetes em graus.

Bráquete	Folga (^{0})
Damon Q	15,4 (1,1)^a
H4	23,5 (1,1)^b

Em relação a expressão do torque, verificamos o momento de força em 12º, 26º, e 36º, após a torção do fio 0,019”x0,025” de aço inoxidável. A interação entre os fatores bráquetes e torção foi estatisticamente significante ($p<0,05$).

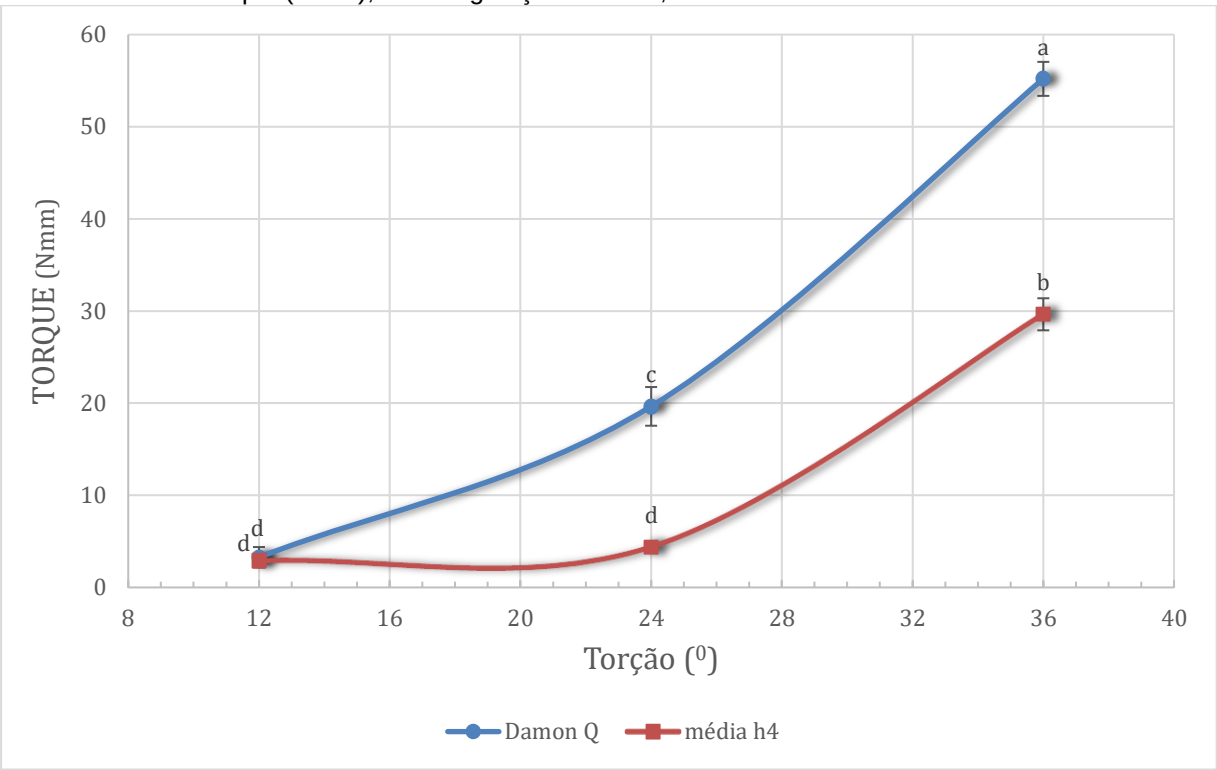
Os valores médios e desvios padrão, obtidos pela expressão do torque (Nmm), estão descritos na Tabela 5.2, e demonstrados no Gráfico 5.1.

Tabela 5.2 – Análise estatística descritiva e comparação múltipla pelo teste de Tukey, da expressão do torque (Nmm), com angulações de 12º,24º e 36º.

Bráquete	TORQUE (Nmm)		
	12º	24º	36º
Damon Q	3,3 (1,1)^d	19,6 (2,1)^c	55,2 (1,8)^a
H4	2,9 (0,2)^d	4,4 (0,6)^d	29,6 (1,7)^b

Letras iguais demonstram valores estatisticamente semelhantes.

Gráfico 5.1 – Análise estatística descritiva e comparação múltipla pelo teste de Tukey, da expressão do torque (Nmm), com angulações de 12º,24º e 36º.



Letras iguais demonstram valores estatisticamente semelhantes

Ao avaliarmos o momento de força da expressão do torque, o bráquete H4 e Damon Q não apresentaram diferenças estatisticamente significantes com 12º de torção do fio ortodôntico. Em 24º, o bráquete Damon Q apresentou maior momento de força comparado ao bráquete H4. Em 36º, o bráquete Damon Q também apresentou maior momento de força quando comparado ao bráquetes H4.

Vale salientar que o valor mensurado em 24º no bráquete H4 não foram estatisticamente significantes em relação aos valores em 12º. Também não houve diferença estatisticamente significante entre o bráquete H4 em 24º e o bráquete Damon Q em 12º.

Para avaliar a efetividade da expressão do torque entre os dois bráquetes autoligados passivos, verificamos a quantidade necessária de torção no fio de aço inoxidável, para expressar momentos de força com 5Nmm, 10Nmm, 15Nmm, e 20Nmm.

A interação entre os fatores bráquetes e torção foi estatisticamente significante ($p<0,05$). O ângulo necessário para expressar 5Nmm de torque no bráquete Damon

Q, não apresentou diferença estatisticamente significante quando comparados ao ângulo necessário para expressar 20Nmm de torque no bráquete H4.

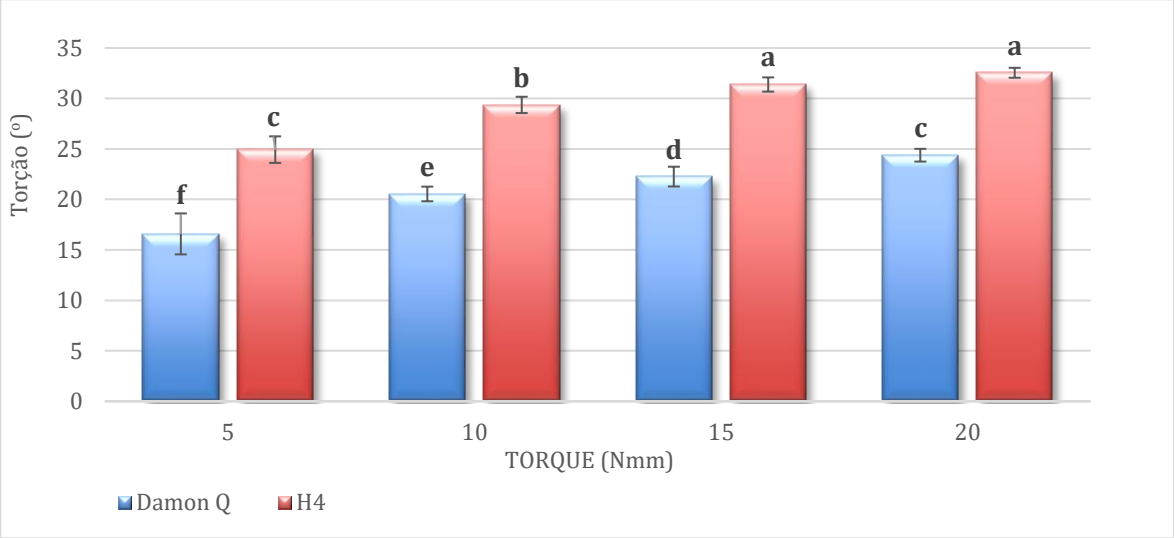
Os valores médios e desvios padrão da torção (ângulo), obtidos pela expressão do torque (Nmm), estão descritos na Tabela 5.3, e demonstrados no Gráfico 5.2.

Tabela 5.3 – Análise estatística descritiva e comparação múltipla de Tukey, da torção (graus), com momentos de torque de 5 Nmm,10 Nmm,15 Nmm, 20 Nmm.

Bráquete	Inclinação (^{0})			
	5 Nmm	10Nmm	15Nmm	20Nmm
Damon Q	16,6 (2) ^{f}	20,5 (0,7) ^{e}	22,3 (1) ^{d}	24,4 (0,6) ^{c}
H4	24,9 (1,3) ^{c}	29,4 (0,8) ^{b}	31,4 (0,7) ^{a}	32,5 (0,5) ^{a}

Letras iguais demonstram valores estatisticamente semelhantes.

Gráfico 5.2 – Médias, e desvios padrão, da inclinação (graus) com momentos de torque de 5 Nmm,10 Nmm,15 Nmm, 20 Nmm.



Letras iguais demonstram valores estatisticamente semelhantes.

6 DISCUSSÃO

Os bráquetes pré-ajustados têm como principal objetivo diminuir a necessidade de dobras e ajustes nos arcos durante o tratamento ortodôntico. A efetividade do tratamento ortodôntico depende de um conjunto de fatores para determinar como as angulações e inclinações (torque), a serem aplicados sobre os dentes dos casos planejados, irão influenciar em suas variações (Andrews, 1989). Quando o fio retangular é encaixado na canaleta do bráquete pré-ajustado com uma força de torque ativa, ele é adaptado até encontrar dois pontos de apoio para efetivar sua ação, que é chamado de ângulo crítico (Gioka; Eliades, 2004).

No presente estudo foi desenvolvido um dispositivo para avaliar a possível influência da profundidade da canaleta do bráquete na expressão do torque. No desenvolvimento desse dispositivo, dois outros foram testados, porém os mesmos apresentaram erros durante as medidas, comprometendo a fidelidade e a confiabilidade dos resultados. A partir desses dois dispositivos, elaboramos um terceiro que possibilitou a análise da influência da profundidade de canaleta na expressão do torque. Foi utilizado o bráquete Damon Q com profundidade 0,028”, e o bráquete H4 com profundidade 0,026”. A altura da canaleta foi a mesma para os dois bráquetes.

Em investigações prévias, alguns autores compararam a expressão do torque em bráquetes autoligados passivos e ativos, porém com alturas e profundidades de canaletas semelhantes (Yeh et al., 2007; Papageorgiou et al., 2016; Morina et al., 2008; Badawi et al., 2008; Archambault et al. 2010; Franco et al., 2015).

A expressão do torque está diretamente ligada as variações estruturais que podem ser encontradas nos bráquetes (dimensões e forma das canaletas, e material de fabricação), e nas variações dimensionais e estruturais dos fios ortodônticos (Badawi et al., 2008; Archambault et al., 2010; Major et al, 2011; Streva et al, 2011; Franco et al., 2015; Lombardo et al., 2015; Lee et al, 2016).

Geralmente o momento de força expresso pelo torque em bráquetes pré-ajustados passivos se faz presente quando as dimensões do arco retangular se assemelham as dimensões da canaleta dos bráquetes. Morina et al. 2008, afirmaram em seus estudos que clinicamente nenhum bráquete resultou em um nivelamento satisfatório da inclinação vestíbulo-lingual. Katsikogianni et al. 2015, concluíram que os bráquetes autoligados ativos demonstraram maior efetividade do

torque, quando comparados aos bráquetes autoligados passivos. Dalstra et al. 2015, observaram também, que os bráquetes convencionais que utilizaram ligaduras de aço inoxidável e alguns bráquetes autoligados ativos, geraram maior momento de torque, devido o arco estar firmemente pressionado contra o fundo da canaleta do bráquete. Durante a fase de planejamento desse estudo existiu a hipótese de que a profundidade da canaleta pudesse interferir positivamente na expressão do torque, uma vez que nessas circunstâncias, haveria contatos mais justos entre a canaleta do bráquete e o fio, em função do maior preenchimento da canaleta pelo fio. Archambault et al. 2010, concluíram que os bráquetes autoligados ativos apresentaram uma folga de 7,5º até o engajamento do fio 0,019” x 0,025” de aço inoxidável na canaleta do bráquete, enquanto os bráquetes autoligados passivos apresentaram uma folga de aproximadamente 14º, provavelmente devido a pressão que o clipe exerce no fio contra o bráquete, promovendo a diminuição da dimensão da canaleta. Porém, ao analisarmos os resultados do presente estudo verificamos que o bráquete H4 (com menor profundidade de canaleta) apresentou uma folga de 23,5º até o engajamento do fio na canaleta do bráquete, e o Damon Q apresentou uma folga de 15,4º. Esse último resultado do presente estudo (bráquete Damon Q), está muito próximo do encontrado por Archambault et al. (2010).

Na sequência da análise dos resultados do nosso estudo, observamos diferenças estatisticamente significantes entre os dois bráquetes quando realizamos a torção do fio ortodôntico em 24º e 36º (tabela 5.2, e gráfico 5.1, das pág. 63 e 64), enquanto Badawi et al., 2008, observaram diferenças estatisticamente significantes entre bráquetes apenas com 36º de torção. Possivelmente a diferença do resultado pode estar associada a diferença encontrada no valor da folga no bráquete H4, quando comparado ao bráquete Damon Q.

Nesse estudo, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes no bráquete H4, quando comparados os valores do momento do torque em 12º e em 24º, assim como não houve diferença estatisticamente significante entre os bráquetes H4 em 24º e os bráquetes Damon Q em 12º (tabela 5.2, pág 63), provavelmente porque em 12º, e em 24º o momento de torque ocorreu dentro do limite, ou muito próximo ao valor mensurado da folga nos bráquetes H4.

Clinicamente o torque efetivo tem sido sugerido entre 5 a 20 Nmm (Reitan, 1957; Burstone, 1982). Badawi et al. (2008), e Archambault et al. (2010), relataram que clinicamente o torque efetivo foi expressado com uma torção do fio 0,019” x

0,025” de 15º a 31º nos bráquetes autoligados ativos, e de 22,5º a 34,5º nos bráquetes autoligados passivos. Entretanto nesse estudo ao aplicarmos a força como sugerido clinicamente, verificamos que o o bráquete Damon Q expressou primeiro o momento de torque quando comparados ao bráquete H4 (Damon Q - 16,6º até 24,4º; H4 - 24,9º até 32,5º). Franco et al., em 2015, observaram também, que os bráquetes Damon 3MX apresentaram melhores resultados de expressão de torque, quando comparados a outros bráquetes autoligados.

Em relação aos fios ortodônticos, Lombardo et al., 2015, mencionaram que os arcos ortodônticos apresentaram dimensões diferentes das declaradas pelos fabricantes (-6,47% e + 5,10%). Observaram também que o formato das arestas dos arcos retangulares apresentaram variações. Já Mugurama et al., 2014, relataram que os fios 0,019" x 0,025” de aço inoxidável não apresentaram deformação permanente após a realização de testes de atrito, mesmo quando imposto 30º de torque. Em consequência desses fatores, e de haver uma tendência na clinica ortodôntica cada vez menos expressiva de utilizar o arco 0,021”x 0,025” de aço inoxidável, decidimos utilizar o fio 0,019" x 0,025” de aço inoxidável da American Orthodontics (Sheboygan, Wisconsin, EUA). Aferimos todas as secções de fios que seriam utilizadas com um paquímetro digital MItutoyo (Aurora, Illinois, EUA), para realização dos testes. Com isso, procuramos anular a variante do fio na expressão do torque.

Outro fator relevante a ser mencionado é que os resultados obtidos nessa pesquisa podem apresentar diferenças nos valores nominais quando comparados a outros estudos (Badawi et al., 2008; Archambault et al., 2010; Franco et al., 2015), pelo fato do fio de aço inóxidável apresentar diferenças em sua propriedade e composição estrutural, em diferentes marcas comerciais (Gioka; Eliades, 2004; Vena et al, 2007; Lombardo et al., 2015).

A deformação do bráquete também pode ser considerada um provável fator na perda da expressão do torque. (Lacoursiere et al., 2010; Major et al., 2010; Major et al 2011). Outro fator que também pode estar relacionado é o desenho da canaleta do bráquete, e sua composição metálica (Melenka, et al., 2014; Major et al., 2013). A escolha do bráquete a ser empregado no tratamento, o conhecimento de como este material com maior ou menor dureza comporta-se durante o tratamento é de fundamental importância para conduzi-lo (Fischer-Brandies et al., 2000; Gioka; Eliades, 2004). Cash et al., 2004, concluíram que as canaletas dos bráquetes

ortodônticos são maiores do que o indicado pelos fabricantes. A geometria da canaleta e o padrão de acabamento variaram muito entre os grupos. Brown e Wagner, 2015, mencionaram também que essas alterações morfológicas podem ocorrer em um único bráquete, bem como ao longo de todo o conjunto específico de bráquetes de uma mesma série. No presente trabalho podemos constatar as afirmações desses autores, ao analizarmos as figuras 4.1 e 4.2, nas páginas 55 e 56.

6.1 Considerações finais

Ao analisar os resultados dessa pesquisa, podemos concluir que a expressão do torque pode não estar relacionado diretamente com a profundidade da canaleta dos bráquetes.

Se a profundidade não influencia a expressão do torque como verificamos nesse trabalho e, se a altura é a mesma, deveríamos encontrar diferenças de torque estatisticamente não significantes entre eles. Porém não foi esse o resultado de nossa pesquisa.

Porém há de se considerar, que ao analisarmos as fotos dos bráquetes Damon Q (Figura 4.1, página 55) e H4 (Figura 4.2, página 56), podemos verificar que no início da canaleta do bráquete H4, próximo a porta de fechamento, há tanto na parte superior como na parte inferior um aumento da altura da canaleta, o que pode ser um fator de aumento da folga do fio em relação a canaleta do bráquete, e pode gerar um fator negativo na expressão do torque.

Em função dessas hipóteses, um futuro trabalho deverá ser realizado para verificar o porquê o bráquete que foi idealizado para expressar o torque com maior eficácia, se apresentou ser menos eficaz.

7 CONCLUSÕES

Concluímos com o nosso trabalho que:

1. A folga existente entre o fio 0,019” x 0,025” de aço inoxidável e os dois bráquetes estudados foram de 15,4º (Damon Q) e 23,5º (H4);

2. O momento de força expresso pelo torque com 12º de torção do fio 0,019” x 0,025” de aço inoxidável foi de 3,3 Nmm no bráquete Damon Q, e 2,9 Nmm no bráquete H4. Com 24º de torção, o momento de torque foi de 19,6º no bráquete Damon Q, e 4,4 Nmm no bráquete H4. Com 36º de torção, a expressão do torque foi de 55,2 Nmm no bráquete Damon Q, e 29,6 Nmm no bráquete H4;

3. Ao compararmos os valores obtidos da expressão do torque com 12º, 24º, e 36º de torção do fio 0,019” x 0,025” de aço inoxidável, observamos maior expressão do torque no bráquete Damon Q, quando comparados ao bráquete H4;

4. Observamos que o bráquete Damon Q expressou o torque primeiro quando comparado ao bráquete H4, com momentos de força de 5 Nmm, 10 Nmm, 15 Nmm, e 20Nmm.

REFERÊNCIAS[1]

Andrews LF. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod. 1972 Sep; 62(3): 296-309.

Andrews LF. Straight-wire – O conceito e o aparelho. Trad. de Hugo José Trevisi, San Diego: L. A. Wells Co., 1989. 407p.

Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C. Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. Angle Orthod. 2010 Jan; 80(1): 201-10.

Badawi HM, Toogoog RW, Carey JPR, Heo G, Major PW. Torque expression. of self-ligating brackets. J Orthod Dentofacial Orthop 2008 May; 133(5): 721-7.

Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. J Biomed Eng. 1992 Sep; 14(5): 371-8.

Brauchli LM, Steineck M, Wichelhaus A. Active and passive self-lagation: a myth? Part 1: torque control. Angle Orthod 2012 Jul; 82(4): 663-9.

Brown P, Wagner W, Choi H. Orthodontic bracket slot dimensions as measured from entire bracket series. Angle Orthod. 2015 Jul; 85(4): 678–82.

Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. Am J Orthod. 1982 Nov; 82(5): 361-378.

Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets - Are standards as expected? Angle Orthod. 2004 Aug; 74(4): 450-3.

Cattaneo PM, Salih AR, Melsen B. Labio-lingual root control of lower anterior teeth an canines obtained by active and passive self-ligating brackets. Angle Orthod. 2013 Jul; 83(4): 691-7.

Dalstra M, Eriksen H, Bergamini C, Melsen B. Actual versus theoretical torsional play in convencional and self-ligating bracket systems. J Orthod. 2015 Jun; 42(2): 103-13.

[1] De acordo com Estilo Vancouver.

Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S. Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. J Orofac Orthop. 2000; 61(4): 258-65.

Franco EMF, Valarelli FP, Fernandes JB, Cançado RH, Freitas KMS. Comparative study of torque expression among active and passive self-ligating and conventional brackets. Dental Press J Orthod. 2015 Nov-Dec;20(6):68-74.

Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004 Mar;125(3):323-8.

Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Eliades T, Jäger A, Bourauel C. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009 Nov;136(5): 638-43.

Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Bourauel C. Torque capabilities of self-ligating and conventional brackets under the effect of bracket width and free wire length. Orthod Craniofac Res. 2012 Nov; 15(4): 255-62.

Johnson E. Selecting custom torque prescriptions for the straight-wire appliance. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013 Apr; 143(4 Suppl): S161-7.

Katsikogianni EN, Reimann S, Weber A, Karp J, Bourauel C. A comparative experimental investigation of torque capabilities induced by conventional and active, passive self-ligating brackets. Eur J Orthod. 2015 Aug; 37(4):440-6.

Lacoursiere RA, Nobes DS, Homeniuk DL, Carey JP, Badawi HH, Major PW. Measurement of orthodontic bracket tie wing elastic and plastic deformation by arch wire torque expression utilizing an optical image correlation technique. J Dent Biomech. 2010; 2010: 1-7.

Lee Y, Lee DY, Kim YJ. Dimensional accuracy of ceramic self-ligating brackets and estimates of theoretical torsional play. Angle Orthod. 2016 Sep; 86(5): 804-9.

Lombardo L, et al. Comparative analysis of real and ideal wire-slot play in square and rectangular archwires. Angle Orthod. 2015 Sep;85(5):848-58.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Deformation and warping of the bracket slot in select self-ligating orthodontic brackets due to an applied third order torque. J Orthod. 2012 Mar; 39(1): 25-33.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Measurement of plastic and elastic deformation due to third-order torque in self-ligated orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011 Sep; 140(3): 326-39.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Major PW. Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. J Dent Biomech. 2010 Jun: 1-6.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Melenka GW, Major PW. An investigation into the mechanical characteristics of select self-ligated brackets at a series of clinically relevant maximum torquing angles: loading and unloading curves and bracket deformation. Eur J Orthod. 2013 Dec;35(6):719-29.

McLaughlin RP, Bennett JC. Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics: A 40-year perspective. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015 Jun; 147(6): 654-62.

Melenka GW, Nobes DS, Carey JP, Major PW. Three-dimensional deformation comparison of self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013 May; 143(5): 645-57.

Melenka GW, Lacoursiere RA, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Comparison of deformation and torque expression of the orthos and orthos Ti bracket systems. Eur J Orthod. 2014 Aug; 36(4): 381-8.

Meling TR, Odegaard J, Seqner D. On bracket slot height: a methodologic study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998 Apr; 113(4): 387-93.

Montasser MA, Keilig L, Bourauel C. Archwire diameter effect on tooth alignment with different bracket-archwire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2016 Jan; 149(1): 76-83.

Morina E, Eliades T, Pandis N, Jäger A, Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. Eur J Orthod. 2008 Jun; 30(3): 233-8.

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. 2014 Nov; 84(6): 1054-61.

Odegaard J1, Meling T, Meling E. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. An in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994 Apr; 105(4): 392-400.

Papageorgiou SN, Sifakakis I, Doulis I, Eliades T, Bourauel C. Torque efficiency of square and rectangular archwires into 0.018 and 0.022 in. conventional brackets. Prog Orthod. 2016; 17: 5.

Rauch ED. Torque and its application to orthodontics. Am J Orthod. 1959 Nov; 45(11): 817-30.

Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod. 1957 Jan; 43(1): 32-45.

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

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

Streva AM, Cotrim-Ferreira FA, Garib DG, Carvalho PE. Are torque values of preadjusted brackets precise? J Appl Oral Sci. 2011 Aug; 19(4): 313-7.

Van Loenen M, Degrieck J, De Pauw G, Dermaut L. Anterior tooth morphology and its effect on torque. Eur J Orthod. 2005 Jun;27(3):258-62.

Vena A, Carey J, Badawi H. Clinical variability in arch wires: a preliminary study evaluating mechanical and surface characteristics of two different sized rectangular stainless steel wires. Open Biomed Eng J. 2007 Aug 3; 1: 13-22.

Xu H, et al. Effect of buccolingual inclinations of maxillary canines and premolars on perceived smile attractiveness. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015 Feb; 147(2): 182-9.

Yeh CL, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, Drummond JL. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007 Jun; 131(6): 704.e11-22.