



UNINGÁ – UNIDADE DE ENSINO SUPERIOR INGÁ
FACULDADE INGÁ
MESTRADO PROFISSIONALIZANTE EM ODONTOLOGIA

KARINE MARTELLI

COMPARAÇÃO DA EXPRESSÃO DO TORQUE ENTRE BRAQUETES
ESTÉTICOS

MARINGÁ
2014



KARINE MARTELLI

COMPARAÇÃO DA EXPRESSÃO DO TORQUE ENTRE BRAQUETES ESTÉTICOS

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia das Faculdades Ingá, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ortodontia.

Orientadora: Prof^a. Dr^a Karina Maria Salvatore de Freitas

Co-orientador: Prof. Dr. Fabrício Pinelli Valarelli

**MARINGÁ
2014**

MARTELLI, Karine

M 375c Comparação da expressão do torque entre braquetes estéticos. / Karine Martelli. -- Maringá: UNINGÁ, 2014.

200 f. ilustr.

Dissertação (Mestrado) Departamento de Pós-Graduação em Odontologia - Mestrado Profissionalizante em Odontologia, Subárea Ortodontia. UNINGÁ, 2014.

Orientação: Prof^a. Dr^a. Karina Maria Salvatore de Freitas

1.Torque. 2.Braquetes ortodônticos. 3..Aparelhos ortodônticos. 4. Incisivo. 5.Cerâmica. I.MARTELLI, Karine. II. Comparação da expressão do torque entre braquetes estéticos.

CDD 617.643

KARINE MARTELLI

**COMPARAÇÃO DA EXPRESSÃO DO TORQUE ENTRE BRAQUETES
ESTÉTICOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia das Faculdades Ingá, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ortodontia.

Aprovada em _____ / _____ / _____

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Karina Maria Salvatore de Freitas
Unidade de Ensino Superior Ingá

Prof. Dr. Guilherme dos Reis Pereira Janson
Universidade de São Paulo

Unidade de Ensino Superior Ingá
Prof. Dr. Rodrigo Hermont Cançado

KARINE MARTELLI

08 de outubro de 1986
Tangará da Serra - MT

Nascimento

Filiação

Alessio Martelli
Odete Maria Martelli

2004-2008

Curso de Graduação em
Odontologia na Universidade de
Cuiabá - MT

2009-2012

Curso de Especialização em
Ortodontia no Instituto Darwin pela
Faculdade Herrero

2012-2014

Curso de Mestrado Profissional em
Odontologia (área de
concentração Ortodontia) na
Faculdade Ingá

Dedico este trabalho

À Deus, por me proteger diariamente e por me permitir realizar este sonho.

Aos meus pais, Alessio e Odete

Esta conquista é acima de tudo de vocês. Eu não teria chegado até aqui sem o amor, os conselhos, o apoio, a doação, a confiança, a dedicação e a paciência que me dedicam incansavelmente. Sou abençoada por tê-los como pais e sinto-me abençoada a cada dia por tê-los por perto. Vocês são meus exemplos, minha maior fonte de inspiração. Não existem palavras para expressar toda a minha gratidão e o meu amor por vocês.

Ao meu irmão, Alam

Por ser meu companheiro, meu melhor amigo e por estar ao meu lado me apoiando sempre. Você foi o melhor presente que o pai e a mãe me deram, é uma bênção ter você na minha vida.

Ao meu amado, Gustavo

Por fazer de mim uma pessoa melhor, entender minha ausência, impulsionar a realização dos meus sonhos e por participar de cada um deles. Pela ajuda incansável durante todas as etapas deste trabalho e pelas horas dispendidas para me ajudar. Amo, admiro você e agradeço diariamente por ter lhe encontrado.

Aos meus avós Rosa, Guerino (in memoriam), Arminda (in memoriam) e José (in memoriam) responsáveis pela construção de grande parte dos princípios que tenho hoje.

À vocês, meus amores, eu dedico este trabalho.

Agradecimentos

Ao Dr. Ricardo Oliveira, diretor da Faculdade Ingá;

Ao Dr. Roberto Oliveira, presidente da mantenedora;

Ao Dr. Mário dos Anjos Neto Filho, diretor de pós-graduação da Faculdade Ingá;

Ao Prof. Ney Stival, diretor de ensino da Faculdade Ingá;

Ao Prof. Dr. Helder Dias Casola, coordenador do curso de Graduação em Odontologia da Faculdade Ingá;

Ao Prof. Dr. Luiz Fernando Lollí, coordenador da pós-graduação e do Programa de Mestrado em Odontologia da Faculdade Ingá;

Á Profa. Dra. Karina Maria Salvatore de Freitas, coordenadora do Mestrado em Odontologia, área de concentração Ortodontia, da Faculdade Ingá.

Agradecimentos Especiais

Aos meus professores do Mestrado pelo exemplo de trabalho em equipe, amizade e dedicação.

À profa. Dra. Karina Maria Salvatore de Freitas, não só pela orientação deste trabalho, mas por tudo o que já me ensinou, por acompanhar minha caminhada desde meu início na ortodontia, por confiar em mim e acreditar no meu potencial. Agradeço ainda por sua amizade, carinho e paciência. Tenho uma admiração muito grande por você, tanto pessoal quanto profissionalmente. Meus agradecimentos mais sinceros, do fundo do coração, pela enorme participação nessa conquista.

Ao prof. Dr. Rodrigo Hermond Cançado pelas experiências transmitidas, pelo carinho e incentivo dedicados. Admiro sua humildade, a paciência e o cuidado que tem com seus alunos. Tenho muito orgulho de ter sido sua discípula.

Ao prof. Dr. Fabrício Pinelli Valarelli pelos seus ensinamentos ao longo desses anos, pelo exemplo de competência, retidão e dedicação. Meu sincero agradecimento e reconhecimento.

Aos colegas do curso de Mestrado, Janaína, Tanara, Joubert, Susy, Camila, Rodnei, Bruno, Rafael, Giovanni, Thiago e Vera, pela convivência durante esses dois anos. Essa turma foi especial e sentirei muitas saudades dos nossos encontros mensais. Obrigada pela parceria, paciência, apoio, companheirismo, trocas de experiência e por tudo que agregaram ao meu aprendizado, tanto profissional quanto pessoal.

Agradeço especialmente à Janaína e à Tanara pela amizade pura e sincera, por serem companhias tão agradáveis, dividirem momentos inesquecíveis, estarem ao meu lado e compartilharem comigo todas as etapas desse curso. É uma alegria para mim poder levar vocês para toda a vida.

Aos colegas de Mestrado das outras turmas pela experiência transmitida e pelo convívio.

De forma especial à colega Erika que desenvolveu seu trabalho nessa mesma linha de pesquisa e me inspirou a realizar o meu. Obrigada por sua disposição, carinho, apoio e atenção.

A todos vocês, meus colegas e professores, saio desse curso transformada e agradeço imensamente por terem colaborado para que isso acontecesse.

Agradeço ainda à empresa Morelli e à equipe de seu laboratório de qualidade assegurada pelo cuidado, atenção, paciência e empenho com os testes da minha pesquisa.

Aos meus eternos mestres prof. Dr. Darwin Vaz de Lima, profa. Ma. Vitória Aguirre Barion e prof. Tadao Yamanoí por me ensinarem a arte da ortodontia e o amor por essa profissão.

Aos meus familiares que sempre me deram amor e força, valorizando meus potenciais e comemorando comigo cada conquista.

E aos meus amigos que sempre estiveram presentes me aconselhando, acompanhando e incentivando com carinho!

RESUMO

Este estudo teve como objetivo investigar a expressão de torque em diferentes tipos de braquetes estéticos, convencionais e autoligáveis, utilizando o arco retangular de aço de 0,019"x0,025". Para isso, foram selecionados dez tipos de braquetes de seis diferentes marcas comerciais, sendo quatro braquetes autoligáveis de cerâmica (InOvation C – GAC, Damon Clear – Ormco, QuickKlear - Forestadent, Click-It - TP Orthodontics), um autoligável de cerâmica com canaleta de metal (Clarity SL - 3M Unitek) três convencionais de cerâmica (Inspire Ice – Ormco, InVu Ceramic - TP Orthodontics, Roth Ceramic - Morelli) e um convencional de cerâmica com canaleta de metal (Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek). Como controle foi usado o braquete autoligável metálico Damon Mx – Ormco. Foram utilizados 50 segmentos de fio de aço inoxidável retangular 0,019"x0,025". Os momentos de torque foram medidos aos 12°, 24° e 36°, utilizando um dispositivo de torção de fio associado a uma Máquina Universal de Ensaio (EMIC DL2000). Para comparação do momento de torção foi utilizado o teste ANOVA seguido pelo teste de Tukey. Em todas as angulações testadas, o braquete que apresentou o maior momento de força, foi o Damon Clear, seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon Mx e, por último, InVu Ceramic. Quando observada a faixa de torque considerada clinicamente efetiva, verificou-se que esta começava em ângulos de torções correspondentes menores para os braquetes que possuíam a menor altura da canaleta, e que conseqüentemente apresentavam a menor folga entre o fio e a canaleta. Dentre eles, o braquete Damon Clear foi o que primeiramente manifestou um torque clinicamente efetivo, bem como apresentou a menor folga da canaleta; em contrapartida, o InVu foi o que obteve a maior folga da canaleta e um dos que manifestaram tardiamente um torque clinicamente efetivo. Alguns braquetes fraturaram durante os testes, não suportando todo o torque aplicado. O braquete QuickKlear fraturou antes de atingir os 24° e os braquetes Ceramic Roth e Click-it fraturaram antes de atingir os 36°.

Palavras-chave: Torque. Braquetes Ortodônticos. Aparelhos ortodônticos. Incisivo. Cerâmica

ABSTRACT

This study aims to investigate torque expression in different types of esthetic conventional and self-ligating brackets using a 0,019"x0,025" rectangular stainless steel archwire. It was selected ten types of brackets from six different commercial brands: four ceramic self-ligating brackets (In-Ovation C – GAC, Damon Clear – Ormco, QuickKlear - Forestadent, Click-It - TP Orthodontics), one ceramic self-ligating bracket with metal-reinforced slot (Clarity SL - 3M Unitek), three ceramic conventional brackets (Inspire Ice – Ormco, InVu Ceramic - TP Orthodontics, Roth Ceramic - Morelli) and one ceramic conventional bracket with metal-reinforced slot (Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek). As control it was used the metallic Damon MX self-ligating bracket (Ormco). It was used 50 0,019"x0,025" rectangular stainless steel archwire segments. Third-order moments were measured at 12°, 24° e 36° by the use of an archwire torsion device associated with a Universal Testing Machine (EMIC DL2000). For comparison of the third-order moment it was used the Anova and Tukey tests. In all tested angulations the Damon Clear bracket presented the highest third-order moment. It was followed by the Clarity, Clarity SL and Damon Mx brackets, and with the worst torque expression was the InVu Ceramic bracket. When it was observed the clinically effective torque this study showed that it started in smaller torsion angles in that brackets that have smaller slot heights and consequently smaller torque play between the archwire and the slot. Among them, the Damon Clear was the one that firstly presented a clinically effective torque, and the smallest slot height. The InVu Ceramic had the biggest slot height and was one of the latest to express a clinically effective torque. Some brackets broke during the tests not supporting all the torque applied. The QuickKlear bracket broke before 24° and Ceramic Roth and Click-it broke before 36°.

Keywords: Torque. Orthodontic Brackets. Orthodontic Appliances. Incisor. Ceramics

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1: Fio e braquetes utilizados no ensaio.....	76
Figura 2: Braquetes testados (A: Clarity SL - 3M Unitek, B: In-Ovation C – GAC, C: Damon Clear – Ormco, D: QuicKlear - Forestadent, E: Click-It - TP Orthodontics, F: Inspire Ice – Ormco, G: InVu Ceramic - TP Orthodontics, H: Roth Ceramic - Morelli, I: Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek, J: Damon 3MX - Ormco).....	77
Figura 3: Adesivo utilizado no ensaio.....	77
Figura 4: Resina para colagem utilizada no ensaio.....	77
Figura 5: Elástico ortodôntico para ligadura utilizado no ensaio.	78
Figura 6: Máquina Universal de Ensaio com dispositivo adaptado.	78
Figura 7: Dispositivo adaptado na Máquina Universal de Ensaio.....	79
Figura 8: Ranhura direcionadora do fio.....	80
Figura 9: Posicionamento do cilindro.	80
Figura 10: Posicionamento do fio, já com o braquete ligado.....	80
Figura 11: Parafusos sendo presos para estabilização do fio.....	80
Figura 12: Aplicação de adesivo na base do cilindro e do braquete.	81
Figura 13: Fotopolimerização do adesivo.....	81
Figura 14: Adaptação da resina para colagem.....	81
Figura 15: Movimento de leve pressão do cilindro para encostar na resina.....	82
Figura 16: Fotopolimerização da resina para colagem.	82
Figura 17: Zeramento da máquina.	83
Figura 18: Nivelamento (Nível de Bolha).....	84

Figura 19:	Movimentação do dispositivo - vista à distância.	84
Figuras 20:	Movimentação do dispositivo - vista aproximada.	85
Figuras 21:	Raio da Circunferência.	85
Figura 22:	Esquema da circunferência de deslocamento da alavanca.....	86
Figura 23:	Projetor de perfil (Starrett VB 300).	89
Figura 24:	Braquete sendo medido pelo projetor de perfil (Starrett VB 300).	89
Figura 25:	Micrômetro Externo (Micromaster IP54).	90
Figura 26:	Esquema da folga da canaleta entre o fio e a canaleta do braquete (H = altura da canaleta do braquete; b = tamanho da aresta da base do fio; h = tamanho da aresta da altura do fio; φ = ângulo relativo à folga da canaleta).....	90
Figura 27:	Esquema das expressões de torque.....	127

- GRÁFICOS

Gráfico 1:	Resumo dos testes Força x Deformação para todos os tipos de braquetes.....	97
Gráfico 2:	Resumo dos testes Momento de torção x Ângulo para todos os tipos de braquetes.	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Relação de braquetes que compuseram a amostra estudada.....	
Tabela 2	Medidas lineares e angulares da circunferência	87
Tabela 3	Comparação intergrupos da força de tração (média em Nmm) dos 10 (dez) tipos de braquetes utilizados nos ensaios nas três torções testadas (teste ANOVA A 1 CRITÉRIO seguido do teste de Tukey). N=5	94
Tabela 4	Comparação intergrupos da força de tração (média em Nmm) dos 4 (quatro) tipos de braquetes não autoligáveis utilizados nos ensaios nas três torções testadas (teste ANOVA A 1 CRITÉRIO seguido do teste de Tukey). N=5.....	95
Tabela 5	Comparação intergrupos da força de tração (média em Nmm) dos 6 (seis) tipos de braquetes autoligáveis utilizados nos ensaios nas três torções testadas (teste ANOVA A 1 CRITÉRIO seguido do teste de Tukey). N=5.....	95
Tabela 6	Força x Deformação para cada tipo de braquete individualmente.	98
Tabela 7	Momento de torção x Ângulo para cada tipo de braquete individualmente.	105
Tabela 8	Ângulos da faixa de torque clinicamente efetiva (5 a 20 Nmm).....	110
Tabela 9	Estatística descritiva da altura das canaletas (mm) dos diferentes tipos de braquetes testados (N=5).	110
Tabela 10	Ângulo correspondente à folga da canaleta por marca testada na utilização de um fio de dimensões (0,0188"x0,02479").....	111
Tabela 11	Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Ceramic Roth.....	112

Tabela 12	Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete In-Ovation C.	112
Tabela 13	Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Inspire Ice.	112
Tabela 14	Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Damon Clear.	113
Tabela 15	Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Damon 3MX.	113
Tabela 16	Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Click-It.	113
Tabela 17	Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete InVu Ceramic.	114
Tabela 18	Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Clarity.	114
Tabela 19	Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Clarity SL.	114

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1	TORQUE	22
2.1.1	Fatores que influenciam na expressão do torque	23
2.1.1.1	Material do arco e processo de fabricação	24
2.1.1.2	Tolerância de fabricação	24
2.1.1.3	Desenho do braquete	28
2.1.1.4	Material, deformação e processo de fabricação do braquete	28
2.1.1.5	Erro no posicionamento dos braquetes	31
2.1.1.6	Irregularidades na morfologia dental	32
2.1.1.7	Método de ligação	32
2.2	BRAQUETES AUTOLIGÁVEIS	35
2.2.1	Tipo de ligação	36
2.2.2	Vantagens dos braquetes autoligáveis	39
2.2.3	Tempo de cadeira	40
2.2.4	Tempo de tratamento	41
2.2.5	Resistência à fricção	43
2.2.6	Folga entre fio e braquete	45
2.3	BRAQUETES ESTÉTICOS	52
2.3.1	Braquetes cerâmicos	55
2.3.2	Percepção estética dos aparelhos	56
2.3.3	Resistência à fricção	58
2.3.4	Resistência à fraturas	64
2.3.4.1	Resistência à fraturas no movimento de torção	67
3	PROPOSIÇÃO	72
4	MATERIAL E MÉTODOS	74
4.1	AMOSTRA	74
4.2	MATERIAL	76
4.3	MÉTODOS	78
4.3.1	Torque Aplicado	88
4.3.2	Precisão Dimensional	88
4.3.3	Medição da altura das canaletas	88
4.3.4	Medição da altura e largura dos fios	89
4.3.5	Cálculo da folga da canaleta	90
4.4	MÉTODOS ESTATÍSTICOS	91

5	RESULTADOS.....	93
5.1	COMPARAÇÃO INTERGRUPOS	93
5.2	AVALIAÇÃO FORÇA X DEFORMAÇÃO	96
5.3	AVALIAÇÃO MOMENTO DE TORÇÃO X ÂNGULO	103
5.4	DIMENSÕES DAS ALTURAS DAS CANALETAS POR TIPO DE BRAQUETE	110
5.4.1	Cálculo da folga da canaleta em função da variação da altura das canaletas	111
5.5	REGRESSÕES LINEARES SIMPLES POR TIPO DE BRAQUETE.....	111
6	DISCUSSÃO	116
6.1	AMOSTRA.....	116
6.2	METODOLOGIA.....	117
6.3	ANÁLISE DOS RESULTADOS	119
6.4	CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS	128
7	CONCLUSÕES	131
	REFERÊNCIAS.....	134
	ANEXOS	156

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico envolve o controle tridimensional da coroa e dentre os movimentos realizados, as inclinações vestibulolinguais do longo eixo do dente são de fundamental importância no estabelecimento das relações oclusais funcionalmente estáveis. (MAJOR et al., 2011a) Essas inclinações são conseguidas através de um momento gerado pela torção do fio retangular na canaleta do braquete, chamado de torque. (RAUCH, 1959)

Badawi et al. (BADAWI et al., 2008) relatam que o torque se expressa quando a canaleta é preenchida e quando se aumenta gradativamente o calibre do fio durante o tratamento. Além disso, uma porcentagem do torque é perdida devido à folga existente entre a canaleta e o fio.

A expressão do torque depende das propriedades e dimensão do arco, dimensão da canaleta do braquete, desenho do braquete, e graus de torção do arco em relação à canaleta do braquete. (FISCHER-BRANDIES et al., 2000; MELING; ODEGAARD; MELING, 1997; MELING; ODEGAARD; SEQNER, 1998; MORINA et al., 2008; ODEGAARD; MELING; MELING, 1994; SEBANC et al., 1984; SIATKOWSKI, 1999; WAGNER; NIKOLAI, 1985)

A introdução de braquetes autoligáveis apresentou um desafio para a Ortodontia por causa do diferente tipo de ligação e das alterações potenciais na expressão de carga e momento durante a mecanoterapia. (CLOSS et al., 2005)

Em 2013, Franco (FRANCO, 2013) realizou um trabalho avaliando a expressão de torque em braquetes metálicos autoligáveis e encontrou que o Bioquick apresentou a menor expressividade de torque em todas as torções testadas e o braquete Damon 3MX foi o que mais expressou torque. O sistema de ligação entre fio/braquete (autoligável ativo, passivo ou convencional com ligadura elástica) não interferiu na expressão final do torque, sendo esta dependente da dimensão da canaleta.

Os braquetes estéticos, devido à sua fragilidade, são mais propensos a fraturas durante os movimentos de torção e de inclinação. (AKNIN et al., 1996; HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; RHODES et al., 1992; SWARTZ, 1988) Porém, poucas são as pesquisas que avaliaram a expressão do torque nesses

braquetes.

Morina(MORINA et al., 2009) em 2009 estudou a expressão de torque em diversos braquetes, incluindo dois estéticos, sendo um de cerâmica (Fascination 2) e um de policarbonato (Brilliant). A combinação do fio 0,019"x0,025" de aço com o braquete cerâmico apresentou o momento máximo de torque. A relação fio/canaleta pareceu ser mais importante do que as diferenças nos desenhos dos braquetes.

Visto que não há na literatura trabalhos que comparem a expressão de torque somente entre braquetes estéticos, esse trabalho objetivou avaliar a expressão de torque em diferentes tipos de braquetes estéticos, convencionais e autoligáveis.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TORQUE

O tratamento ortodôntico envolve o controle da coroa nos três planos do espaço. Inclinações vestibulolinguais do longo eixo do dente são chamadas de “torque” e são importantes no estabelecimento das relações oclusais funcionamente estáveis.(MAJOR et al., 2011a) Rauch em 1959 descreveu torque como “um momento gerado pela torção do fio retangular na canaleta do braquete”.(RAUCH, 1959) A rotação axial do arco ortodôntico dentro da canaleta do braquete cria um componente de força que produz movimentação da raiz no sentido vestibular ou lingual em relação à coroa.(WAGNER; NIKOLAI, 1985) Isso pode ser conseguido através do ângulo da canaleta ou da base do braquete (prescrição do braquete) ou através da introdução de uma torção ao longo do eixo do fio (dobra de terceira ordem). O momento gerado por esse torque de terceira ordem é chamado de "expressão do torque" e é medido em Newton milímetros (Nmm).(MAJOR et al., 2011a)

O torque é clinicamente um dos movimentos mais importantes.(BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012) e momentos de 5 a 20 Nmm têm sido recomendados como clinicamente eficazes,(BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; BURSTONE, 1982; GMYREK et al., 2002; HUANG et al., 2009; REITAN, 1957)

Para se aferir o torque pode-se mensurar de duas formas distintas: no alicate (torque real) ou no dente (torque relativo). Não necessariamente o torque verificado no alicate corresponde ao torque do dente. Isso ocorre, por exemplo, quando a inclinação vestibular dos dentes excede o torque vestibular dado no alicate.(THIESEN et al., 2003)

Corrigir a inclinação vestibulolingual dos dentes anteriores é considerado fundamental para se estabelecer boas relações oclusais no tratamento ortodôntico. De forma especial para os incisivos, pois a inclinação dos dentes anteriores superiores tem muita importância, visto que possibilita o estabelecimento de uma

linha do sorriso estética, uma guia anterior adequada e uma relação de classe I tanto de caninos quanto de molares.(BADAWI et al., 2008)

Dentes com perda do torque anterior superior afetam o comprimento e o espaço do arco. Estudos demonstram que para cada 5° de inclinação anterior é gerado aproximadamente 1 mm de espaço no arco.(O'HIGGINS; KIRSCHEN; LEE, 1999) Da mesma forma, perda de torque nos dentes posteriores tem efeito de constrição no arco, impedindo relações apropriadas cúspide-fossa entre os dentes superiores e inferiores.(GIOKA; ELIADES, 2004)

Nos aparelhos pré-ajustados, as bases dos braquetes são ajustadas para que os dentes se movam para a posição ideal, e fios contínuos são inseridos nas canaletas dos braquetes. Dessa forma, o profissional necessita de menos tempo de consulta, pois não é necessário confeccionar dobras nos primeiros fios. Porém, na fase de acabamento, para a maioria dos casos há a necessidade de se inserir dobras de terceira ordem, pois o aparelho foi desenvolvido baseado em médias, o que não soluciona todos os casos.(MCLAUGHLIN; BENNETT, 1989)

Quando se usam braquetes com uma determinada prescrição, o clínico antecipa a expressão do torque na boca do paciente, mas há uma série de fatores que influenciarão a forma como isso acontecerá em cada caso.(ERIKSEN, 2011)

Um caso é tratado artisticamente quando o profissional apresenta a habilidade de controlar adequadamente o torque. Isso resulta em um belo e agradável sorriso, dentes com inclinações axiais características e posições harmônicas.(THIESEN et al., 2003) Sabendo disso, cabe aos ortodontistas realizar compensações de torque nos fios retangulares quando necessário, visando individualizar o tratamento ortodôntico. Faz-se necessário ainda o conhecimento e a persistência para alcançar os objetivos desejados. Durante o tratamento ortodôntico, merece destaque especial a necessidade do entendimento e domínio do torque.(VALDRIGHI, 2008)

2.1.1 Fatores que influenciam na expressão do torque

Devido às variações na expressão do torque, calcular exatamente os momentos de terceira ordem é impossível.(BADAWI et al., 2008) A grande gama de fatores que alteram os momentos do torque fazem com que a escolha clínica da melhor técnica para aplicação do torque seja uma tarefa difícil na prática

profissional.(MORINA et al., 2008)

De forma geral, a expressão do torque depende das propriedades e dimensão do arco, dimensão da canaleta do braquete, desenho do braquete, e graus de torção do arco em relação à canaleta do braquete.(FISCHER-BRANDIES et al., 2000; MELING; ODEGAARD; MELING, 1997; MELING; ODEGAARD; SEQNER, 1998; MORINA et al., 2008; ODEGAARD; MELING; MELING, 1994; SEBANC et al., 1984; SIATKOWSKI, 1999; WAGNER; NIKOLAI, 1985)

2.1.1.1 Material do arco e processo de fabricação

Quando das propriedades do arco, o material do arco exerce um papel importante na expressão de torque. O aço inoxidável possui uma maior expressão do torque quando comparado às ligas de beta-titânio e Niti e por isso representa a melhor alternativa para o controle das inclinações dentárias na prática ortodôntica.(AGUIAR, 2011) Utilizando-se arcos de aço inoxidável aumenta-se a magnitude do momento de torque duas vezes quando comparado com o TMA e três vezes quando comparado ao Niti.(ARCHAMBAULT et al., 2010b)

2.1.1.2 Tolerância de fabricação

Teoricamente, os momentos de terceira ordem podem ser calculados pelas dimensões dos arcos e braquetes expressas pelos fabricantes. Porém, estudos tem mostrado que existe uma diferença considerável entre a folga descrita e a medida entre os arcos e braquetes.(ANDREWS, 1976; CREEKMORE, 1979)

Essas diferenças podem ser atribuídas à variação no diâmetro da secção transversal do arco,(MELING; ODEGAARD, 1998; ODEGAARD; MELING; MELING, 1994; SIATKOWSKI, 1999) dimensão da canaleta dos braquetes,(MELING; ODEGAARD; SEQNER, 1998; SEBANC et al., 1984; SIATKOWSKI, 1999) chanfradura das arestas do fio(MELING; ODEGAARD; MELING, 1997; SEBANC et al., 1984) e deformações no braquete.(FLORES et al., 1994; KAPUR; SINHA; NANDA, 1999c)

As tolerâncias de fabricação e folga entre a canaleta e o braquete também influenciam na expressão do torque.(ERIKSEN, 2011; KAPUR-WADHWA, 2004) Para Eriksen(ERIKSEN, 2011), folga é a quantidade de espaço não preenchido

entre o arco e a canaleta do braquete, permitindo o movimento de torque do arco sem expressão de torque no braquete.

A folga real aumenta quando as tolerâncias de fabricação de arcos e canaletas de braquetes são maiores do que o especificado. É comum encontrar arcos que estão subdimensionados.(SIATKOWSKI, 1999)

Estudos anteriores indicam que o arco apresenta um dimensão em média 10% menor do que a especificada. Especialmente os arcos maiores apresentam dimensões inferiores às esperadas.(SIATKOWSKI, 1999)

Kusy e Whitley(KUSY, R.P.; WHITLEY, 1999) examinaram 24 braquetes de oito fabricantes e encontraram três braquetes com canaleta subdimensionada e outros 20 superdimensionados quando comparados às dimensões indicadas pelos fabricantes. A maior canaleta 0,018" mediu 16% a mais do que o indicado e a maior canaleta 0,022" mediu 8% a mais do que o indicado.

A canaleta com a menor tolerância atualmente disponível é a 0,018" do sistema lingual Incognito. Este braquete é fabricado a partir de um modelo computadorizado de cera impresso e fundido numa liga de ouro com menos de 5% de tolerância.(WIECHMANN et al., 2003)

Em sua pesquisa, Cash et al. (CASH et al., 2004) indicaram que as canaletas do braquete ortodôntico são maiores do que o indicado pelos fabricantes. A geometria da canaleta e o padrão de acabamento do braquete variou muito entre os grupos. Os clínicos devem estar cientes de que pode haver uma perda tridimensional do posicionamento dentário, como resultado do uso inadvertido de braquetes ortodônticos com canaletas de grandes dimensões.

Para Gioka(GIOKA; ELIADES, 2004), os fabricantes podem aumentar o tamanho da canaleta e diminuir a espessura da secção transversal do fio, ou mesmo arredondar e angular as arestas dos fios para facilitar a inserção e conforto ao paciente, sem se preocupar se o fio vai preencher completamente a canaleta do braquete. Para o autor, a instabilidade na dimensão das bases dos braquetes e das canaletas alteraria a posição vestibulolingual da coroa.

Algumas fábricas fornecem fios retangulares com cantos arredondados (arestas chanfradas), este é um resultado do processo de fabricação do arco. Nesse caso, o fio cru arredondado passa através de dois conjuntos de rolos posicionados a 90° um do outro, rolando o fio até a dimensão desejada. Clinicamente, as arestas biseladas facilitam a inserção e aumentam a área de contato entre o arco e as

paredes da canaleta.(ERIKSEN, 2011)

Tanto as arestas chanfradas,(ERIKSEN, 2011; KAPUR-WADHWA, 2004) quanto os fios menores do que o especificado contribuem para o aumento da folga do torque(ERIKSEN, 2011; SEBANC et al., 1984), como o 0,016”x0,022” de aço em uma canaleta 0,018”, que apresenta mais do que 10° de folga.(FISCHER-BRANDIES et al., 2000)

O contato entre o fio e a canaleta do braquete apresenta-se maior em canaletas estreitas e fios de arestas com ângulos vivos, quando comparado ao contato entre canaletas mais largas e fios de arestas arredondadas.(KAPUR-WADHWA, 2004)

Na ortodontia, a colocação de arcos de máxima prescrição em braquetes pré-ajustados é projetada para produzir forças de movimento dental que sejam tridimensionais. Estas forças são criadas como resultado do encaixe íntimo do fio dentro da canaleta do braquete, e qualquer folga entre estes componentes resultará na transmissão incompleta da prescrição do braquete para o dente e seus tecidos de sustentação. Por exemplo, na retração de um incisivo superior a fim de se reduzir o overjet, uma folga entre o braquete e o fio resultam em inclinação palatina da coroa, com a raiz do dente conseqüentemente se movendo em direção vestibular.(CASH et al., 2004)

Cash et al.(CASH et al., 2004) revelou que a canaleta de todos os braquetes estavam no limite superior de tamanho (0,599 mm) de acordo com a DIN 13971-2. O braquete Speed foi o mais próximo à dimensão nominal, entretanto ele também apresentou a maior variação. Os braquetes Damon tiveram uma variação pequena e estiveram todos no limite superior.(JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010)

Vários estudos que medem o tamanho real canaleta foram realizados, e os resultados são inconclusivos. Todos os sistemas de braquetes testados tinham canaletas acima das divulgadas, entre 5% (“Twin Torque”, 3M-Unitek) e 24% quando se compara a base da canaleta do braquete (“Discovery, Dentarum).(ERIKSEN, 2011)

Outro problema de fabricação responsável pela folga atual é a falta de paralelismo das paredes da canaleta. Olhando para as paredes da canaleta do braquete, elas parecem ser paralelas, no entanto, quando as canaletas do braquete são avaliadas de perto por um microscópio o paralelismo não é observado. Paredes da canaleta convergentes estão presentes no Damon 2 e nos braquetes Discovery.

Eriksen(ERIKSEN, 2011) especula por que alguns braquetes tem paredes convergentes. Até o momento essa característica não tem benefícios para o clínico e causa o mesmo impacto negativo no controle de torque que as canaletas divergentes. Assim, deve ser considerado impróprio.(CASH et al., 2004; KUSY, R.P.; WHITLEY, 1999; SIATKOWSKI, 1999)

Em 2010, Major et al.(MAJOR et al., 2010) realizaram um estudo para avaliar a tolerância de fabricação e as diferenças dimensionais entre vários braquetes autoligáveis. Três tipos de braquetes de incisivo central superior direito foram avaliados: Damon Q, In-Ovation R e Speed, todos com canaleta de dimensão 0,022". Foi medida a altura da canaleta no fundo e na superfície, bem como o ângulo formado pela união das paredes do braquete. Como resultado, o braquete Speed obteve uma redução de 2% em sua altura em relação à norma e suas paredes se apresentaram convergentes; o braquete In-Ovation R apresentou paredes divergentes e foi o que apresentou canaleta com altura mais próxima da norma e com a menor tolerância de fabricação. O braquete Damon Q apresentou as paredes da canaleta mais retangulares, com aproximadamente 90° entre as paredes do braquete e sua base; além disso, a altura da canaleta apresentou um aumento de 3% em relação a norma.

Algumas canaletas de braquetes, como o MBT Victory tem paredes divergentes, feitas para facilitar a remoção e recolocação dos fios, mas a desvantagem é que a folga aumenta dramaticamente e tem-se um controle de torque mais pobre, o que, possivelmente, prolonga o tempo de tratamento.(ERIKSEN, 2011)

A expressão do torque pode ser conseguida ainda através do preenchimento da canaleta do braquete pelo gradual aumento da dimensão dos arcos durante o tratamento.

Meyer e Nelson(MEYER; NELSON, 1978) relataram que o posicionamento final do dente deveria ocorrer através da máxima expressão do braquete em interação com um fio retangular de diâmetro igual ao da canaleta do braquete ("full-size"). Os autores relataram que seria necessário o uso de fios desse calibre no final do tratamento para obter o torque desejado, já que fios retangulares de menor calibre produziram uma folga na canaleta que alteraria o torque.

Entretanto, as dimensões do último arco de trabalho nunca atingem exatamente as dimensões da canaleta do braquete. Por essa razão uma

porcentagem do torque embutido na canaleta do braquete é perdido devido à folga existente entre o arco e a canaleta do braquete. Essa quantidade de folga tem sido teoricamente calculada e medida experimentalmente.(CASH et al., 2004; CREEKMORE, 1973; DELLINGER, 1978; FLORES et al., 1994; GMYREK et al., 2002; LANG; SANDRIK; KLAPPER, 1982; MCKNIGHT; JONES; DAVIES, 1994; MELING; ODEGAARD, 1998; MELING; ODEGAARD; MELING, 1997; MELING; ODEGAARD; SEQNER, 1998; ODEGAARD; MELING; MELING, 1994; SCHWANINGER, 1978; SEBANC et al., 1984; SIATKOWSKI, 1999; VARDIMON; LAMBERTZ, 1986)

2.1.1.3 Desenho do braquete

Da mesma forma, o desenho do braquete e a qualidade do material desempenham um importante papel na expressão do torque.

Em relação ao desenho, alguns fatores podem interferir na integridade do braquete, como ponto de aplicação da força, tamanho e tipo de aleta, tamanho e desenho da canaleta, reforço de metal na canaleta de braquetes estéticos, canaleta vertical e junção corpo-base.(KAPUR-WADHWA, 2004)

O desenho do braquete tem de neutralizar e distribuir as forças de trabalho que atuam na canaleta, adiando o início da deformação plástica, que provoca uma abertura divergente da canaleta. Um layout no qual as paredes da canaleta não são paralelas permitirá mais torção do arco antes de um firme contato ser estabelecido. Quando o projeto não leva isso em consideração, a deformação da canaleta e maior folga ocorrerão mais precocemente e assim, o braquete é incapaz de produzir o torque esperado.(ERIKSEN, 2011)

O desenho deve proporcionar a maior área de contato possível entre o arco/canaleta, absorvendo a distribuição de carga no interior da canaleta, de modo que a transmissão de força é guiada ao dente, em vez de ser perdida por uma deformação permanente da canaleta do braquete.(ERIKSEN, 2011)

2.1.1.4 Material, deformação e processo de fabricação do braquete

Além do desenho do braquete, o material deve ter a capacidade de resistir à deformação do braquete quando o arco é girado dentro da canaleta, uma vez que a

deformação das paredes da canaleta anula o movimento esperado do dente. A deformação da canaleta ocorre em duas formas diferentes.(ERIKSEN, 2011)

O primeiro tipo é a deformação plástica dos cantos no fundo da canaleta quando o arco é torcido dentro da canaleta, isto tenderá a abrir as paredes da canaleta, de forma divergente. A causa disto é em parte do desenho e em parte do material. O ponto fraco na maioria dos modelos de braquetes é que a espessura entre a base da canaleta e as aletas é muito fina e incapaz de resistir à tensão que o arco provoca, gerando uma abertura divergente na própria canaleta. Esse problema pode ser reduzido pelo reforço das paredes da canaleta ou aumentando a resistência do material ou uma combinação de ambos.(ERIKSEN, 2011)

O segundo tipo de deformação ocorre quando o arco é torcido na canaleta e cria edentações permanentes nas paredes da canaleta. Pesquisas sobre a dureza do fio revelaram que os arcos de aço inoxidável são 3 vezes mais rígidos (na escala de dureza de Vickers kp/mm^2) do que a rigidez do braquete. Isso pode levar à deformação permanente das paredes da canaleta do braquete, aumentando assim a folga clínica. Escolher um arco do tipo chanfrado reduz a tendência para a criação dessas edentações, mas em contrapartida ele tem outras imperfeições.(ERIKSEN, 2011)

Devido às características do óxido de alumínio, os braquetes de cerâmica tem uma dureza extremamente alta, sendo significativamente mais rígidos do que os de aço inoxidável.(VIAZIS; CAVANAUGH; BEVIS, 1990; VIAZIS et al., 1989)

Para Morina et al.(MORINA et al., 2008) o mais resistente dos materiais utilizados atualmente é a cerâmica, mas a grande desvantagem é sua propensão à fratura em altos ângulos de torque.

O aço inoxidável aceita altos momentos de torção com alguma deformação elástica antes de se tornar plástico e permanente. Esta deformação elástica das paredes da canaleta permite que algum momento da força seja absorvido sem uma abertura permanente das paredes da canaleta. Braquetes de plástico reforçados com metal podem ser usados, por razões estéticas, e são capazes de transferir momentos de torque ao dente, mas menos do que braquetes de cerâmica ou de aço inoxidável.(ERIKSEN, 2011)

Braquetes plásticos puros não tem lugar na ortodontia, uma vez que são incapazes de resistir à deformação, não sendo capazes de proporcionar o torque necessário.(GMYREK et al., 2002; MORINA et al., 2008)

A qualidade e tipo de ligas a partir da qual os braquetes são fundidos possuem propriedades mecânicas diferentes e elas influenciarão na estabilidade a longo prazo do braquete em uso. A liga de aço inoxidável parece ser a melhor escolha em relação a expressão clínica de torque.(ERIKSEN, 2011)

Com o intuito de comparar a deformação da canaleta e a capacidade de torque de braquetes metálicos e de policarbonato com e sem canaleta metálica, Hazer, Bourauel e Gmyrek(HARZER; BOURAUUEL; GMYREK, 2004) analisaram três tipos de braquetes com canaleta 0,018" (Mini-Mono: braquete metálico; Brillant: braquete de policarbonato; Elegance: braquete de policarbonato com canaleta metálica). Os três braquetes foram testados em um aparelho ortodôntico simulador de situações clínicas. Os fios retangulares utilizados foram 0,016"x0,022" e 0,018"x0,022", e foram aplicados 20° de torque usando um modelo matemático e calculando a força aplicada em 5 Nmm. Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre os braquetes Mini-Mono e Brillant com o fio retangular 0,018"x0,022" e 0,016"x0,022". Mas destacaram que nos braquetes de policarbonato, aconteceu uma perda alta de torque com o transcorrer do tempo, diminuindo sua ação. Os braquetes que obtiveram maior momento de torque foram os metálicos. Foi relatado ainda que houve uma perda maior de torque do que em outros experimentos feitos in vitro. Por fim, recomendou-se um aumento do torque nos braquetes de policarbonato para atingir o torque desejado.

Gioka e Eliades(GIOKA; ELIADES, 2004) descreveram que fatores como o encaixe entre fio e a canaleta do braquete, diferença das ligas constituintes dos fios e variação da estrutura dental interferem no torque. O processo de fabricação dos braquetes, seja injeção–moldagem, fundição ou fresagem, também influencia na precisão do torque. A moldagem poderia expor o material à expansão e a compressão, enquanto que a fresagem poderia incorporar granulações à superfície resultando em porosidades, asperezas, imperfeições e defeitos microestruturais que afetariam na precisão dimensional das paredes das canaletas, impedindo o seu preenchimento total pelo fio.

Em relação ao material constituinte do braquete, Kapur(KAPUR-WADHWA, 2004) comentou que os braquetes metálicos não fraturam, porém os cerâmicos fraturam quando expostos a cargas que deformem. Os braquetes cerâmicos são menos tolerantes às falhas de superfície que os metálicos, e essas falhas poderiam contribuir para a variabilidade do torque. Além disso, sob forças de torção, os

braquetes de titânio apresentaram estabilidade estrutural superior em relação aos de aço inoxidável convencionais. Por fim, o reforço metálico nas canaletas de braquetes cerâmicos fortalece a estrutura desses braquetes para que o torque possa ser aplicado como nos braquetes metálicos.(KAPUR-WADHWA, 2004)

2.1.1.5 Erro no posicionamento dos braquetes

Outros fatores ainda tem impacto nos momentos de terceira ordem, incluindo erro no posicionamento dos braquetes(BALUT et al., 1992; CREEKMORE; KUNIK, 1993; KAPUR-WADHWA, 2004; VAN LOENEN et al., 2005; VIANNA; MUCHA, 2006) e irregularidades na morfologia dental.(CREEKMORE; KUNIK, 1993; GERMANE; BENTLEY; ISAACSON, 1989; MIETHKE; MELSEN, 1999)

Hussel e Nanda(HUSSELS; NANDA, 1987) relataram que a colagem do braquete tem fundamental importância para se alcançar uma inclinação efetiva dos incisivos e que braquetes posicionados mais para incisal produzirão um maior torque dental. Isso porque ao mudar a altura do posicionamento do braquete, altera-se a angulação da canaleta em relação ao eixo coroa/raiz.(BALUT et al., 1992)

Encontrou-se em outro estudo uma variação de 0,34 mm no posicionamento vertical o que significou uma variação de 5,54° na inclinação. Esse estudo foi realizado através da precisão do posicionamento do braquete de 10 ortodontistas habilidosos. Conclusões de estudos semelhantes apontaram praticamente a mesma acurácia no posicionamento de braquetes de +/- 0.5 mm. A mudança de 1 mm na altura do posicionamento do braquete na coroa pode alterar o ângulo de torque de 2 a 10°, dependendo da anatomia da face vestibular da coroa.(MIETHKE; MELSEN, 1999)

É recomendado que o posicionamento do braquete seja feito com o uso de um medidor, mas ele utiliza a borda incisal como referência, não levando em consideração o desgaste do dente, possivelmente resultando em posicionamento errado na proeminência da coroa. A altura da gengiva marginal deve ser avaliada de ambos os lados para compensar esse desgaste a fim de se conseguir o torque correto.(ERIKSEN, 2011)

2.1.1.6 Irregularidades na morfologia dental

A forma e a curvatura da face vestibular da coroa diferem grandemente. Foi medida a variação labial da coroa em relação ao eixo longitudinal do dente em trinta incisivos superiores extraídos, e foram encontrados 30 ângulos diferentes. Variando de 17° a 38°.(FREDERICKS, 1974)

Em relação à irregularidades na morfologia dental, Bryant(BRYANT; SADOWSKY; HAZELRIG, 1984) encontrou uma inclinação coroa/raiz com variações de 25,5° em que o fator mais importante que alterava a expressão do torque era a característica anatômica. Quando o torque está sendo aplicado em um dente, a raiz se aproxima da cortical óssea que vai abrandar o movimento e aumentar o risco de reabsorção radicular, isso vai afetar a quantidade de torque resultante sobre o dente.(ERIKSEN, 2011)

Em um estudo conduzido por Miethke(MIETHKE; MELSEN, 1999), avaliou-se a variação da proeminência da face vestibular da coroa em 28 modelos de gesso. Os resultados apresentados em um gráfico de parábola apresentaram que para os incisivos centrais houve um alcance de 23° - 67°, aumentando assim o número de características morfológicas que podem alterar as inclinações coroa/raiz.

A variação da morfologia do dente pode ter um enorme impacto sobre o torque expressado.(GIOKA; ELIADES, 2004; KAPUR-WADHWA, 2004; VAN LOENEN et al., 2005) Em um estudo de 81 incisivos centrais superiores extraídos por Loenen(VAN LOENEN et al., 2005), a diferença na inclinação coroa/raiz variou de 171° a 195° para as centrais superiores, com uma média de 184°.

Como consequência da grande variação morfológica, a angulação da canaleta do braquete será alterada em relação ao eixo longitudinal do dente, seguindo a curvatura da coroa e, possivelmente alterando o torque final.(ERIKSEN, 2011)

2.1.1.7 Método de ligação

De acordo com Badawi et al.,(BADAWI et al., 2008) a expressão do torque é também influenciada pelo método de ligação. Os três tipos mais utilizados de ligação são: elastomérica, de aço e autoligáveis. O modo de ligação irá afetar a forma como o fio é encaixado na canaleta.

Sobre os autoligáveis, tem-se que na ligação passiva, o arco está livre para girar dentro da canaleta enquanto as arestas do arco retangular entram em contato com os lados da canaleta do braquete. À medida que o arco é girado e preenche a folga da canaleta, um componente de força é gerado. Na ligação ativa, o arco está sendo pressionado contra a base da canaleta. A interação do método de ligação ativo (arco, ligadura ou porta ativa do braquete) cria um segundo componente de força. No caso dos braquetes autoligáveis em que um clipe gera pressão contra o arco, a força pode agir na aresta do arco e alterar a posição zero. À medida que o arco gira, a interação do clipe contra o fio deve contribuir para a expressão do torque.(MAJOR et al., 2011b)

Atualmente ainda existe falta de evidências em relação às características do torque com diferentes combinações de arcos e braquetes.(ALKIRE et al., 1997; DOBRIN; KAMEL; MUSICH, 1975; GERMANE; BENTLEY; ISAACSON, 1989; HARZER; BOURAUUEL; GMYREK, 2004) Isso pode ser atribuído à complexidade dos experimentos requeridos para as pesquisas em laboratório e à multiplicidade dos fatores que precisam ser controlados na clínica, tais como resposta individual aos momentos aplicados, variações nas más oclusões e o potencial efeito de outros auxiliares que afetam o torque.

Por causa da complexidade do experimento, tem existido somente pequenos estudos acerca da expressão do torque até o momento, e análise numérica não foi avaliada para expressão de torque em várias combinações braquete/arco.(BADAWI et al., 2008; BOURAUUEL; DRESCHER; THIER, 1992; DAMON, 1998b; PANDIS; BOURAUUEL; ELIADES, 2007; PANDIS et al., 2008a; SHIVAPUJA; BERGER, 1994)

A principal desvantagem dos estudos in vitro é que a força de uma ligadura elastomérica diminui dentro de horas, o que torna praticamente impossível comparar este modo de ligação a qualquer outro. Ligaduras elastoméricas e suas propriedades são fortemente afetadas pelo ambiente na boca. Eles absorvem fluídos e incham e sua intensidade é reduzida depois de alguns dias.(TALOUMIS et al., 1997)

Ainda precisa ser melhor investigado se braquetes convencionais com ligaduras de aço e braquetes autoligáveis são semelhantes em sua expressão de torque. Há especulações que braquetes de aço inoxidável com ligaduras de aço seriam capazes de transmitir maiores momentos torque para o dente do que os braquetes autoligáveis.(MORINA et al., 2008)

Em um estudo clínico prospectivo com 105 pacientes, estudando torque de incisivo superior com braquetes convencionais e autoligáveis não foi encontrada diferença entre os sistemas convencionais e autoligáveis ao terminar em aço inoxidável 0,019”x0,025”.(PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006)

Braquetes convencionais com ligaduras de aço inoxidável e braquetes autoligáveis são considerados estáveis ao longo do tempo. No entanto, braquetes autoligáveis são, pela experiência clínica de Eriksen(ERIKSEN, 2011), mais vulneráveis do que os convencionais, seu mecanismo de fechamento pode ser deformado durante a abertura ou fechamento e algumas vezes abrem espontaneamente. Arcos pesados podem prejudicar o mecanismo de fechamento, impossibilitando, assim, um encaixe braquete/arco completo. Para neutralizar isso, os braquetes autoligáveis devem ser cuidadosamente inspecionados a cada consulta para garantir que não hajam defeitos, e às vezes ligaduras de aço podem ser necessárias para garantir o encaixe firme do braquete com o arco.

Major(MAJOR et al., 2011b) investigou os efeitos mecânicos do torque entre 3 tipos de braquetes (In-Ovation R, Speed e Damon Q) com o intuito de determinar magnitudes de torque, a variação dos ângulos e a folga do torque em conjunto com o fio 0,019”x0,025” de aço. Para isso, foi utilizado, com algumas modificações, o dispositivo de medição de torque, anteriormente utilizado por Badawi et al.(BADAWI et al., 2008) Os autores apresentaram uma clara visualização gráfica da região do torque zero, seguida de um aumento linear do torque e um aumento não linear em ângulos superiores à 40°. Respectivamente, presume-se que essa informação corresponda à região da folga da canaleta, região da deformação elástica linear do arco e, acima de 40°, região de deformação plástica do arco ou do braquete. Com ângulos de torque de 24° ou menos, todas as 3 marcas exibiram torque de semelhantes magnitudes, não havendo diferença estatisticamente relevante. Em ângulos maiores, o In-Ovation teve a maior expressão do torque, seguido pelo Damon e depois o Speed. O braquete Speed apresentou maiores variações na expressão do torque de um braquete para outro. Os braquetes apresentaram folga de 11,3° para Damon, 10,8° para Speed e 11,9° para In-Ovation. De uma perspectiva clínica, essas diferenças são quase indistinguíveis. Não houve diferença significativa na expressão do torque abaixo de 34 Nmm. Além da expressão do torque, o autor avaliou a deformação plástica e elástica com os três tipos de braquetes autoligáveis. Ao diminuir os ângulos, a magnitude de todos os braquetes

foi substancialmente menor, principalmente pela deformação plástica do fio. O In-Ovation R apresentou a menor deformação ao torque entre os três braquetes investigados. Damon Q e Speed, em média, tiveram, respectivamente, 2,5 e 14 vezes maior deformação plástica do que In-Ovation R. Os braquetes Speed tiveram a porta do braquete parcialmente ou completamente aberta em 16 das 30 amostras, resultando em uma perda substancial de torque nos maiores ângulos de torção.

2.2 BRAQUETES AUTOLIGÁVEIS

Os pioneiros da Ortodontia desenvolveram aparelhos que evoluíram para o que agora é conhecido como aparelhos edgewise pré-ajustados. Esses pioneiros incluem Angle, Kingsley e Farrar.(CASH et al., 2004)

Por muitos anos, os ortodontistas tem ligado os braquetes aos fios com ligaduras metálicas e elastoméricas(DAMON, 1998b), porém essa forma convencional de ligação tem mostrado desvantagens, tais como maior gasto de tempo, necessidade de recolocações repetitivas, inconsistência de força do material e conseqüente falta de controle do movimento dental.(VOUDOURIS, J.C., 1997)

Os braquetes autoligáveis foram desenvolvidos na tentativa de resolver tais problemas, na premissa de que a eliminação das ligaduras metálicas ou elastoméricas utilizadas para a ligação dos fios aos braquetes melhorasse a eficácia clínica(DAMON, 1998b; HANSON, 1980; VOUDOURIS, J.C.; KUFTTINEC, 2006) por criar um ambiente com atrito reduzido e permitir uma melhor mecânica de deslize dental.(EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001)

O primeiro braquete autoligável, o Russell, foi introduzido por Stolzenberg(STOLZENBERG, 1935) no início dos anos 1930. Talvez por causa do ceticismo na sociedade ortodôntica daquele tempo, ou por falta de promoção, ele não ganhou muita popularidade. Durante as últimas décadas, o interesse em braquetes autoligáveis foi reacendido, com a introdução de vários tipos de novos sistemas autoligáveis. Uma série de vantagens em relação aos sistemas de aparelhos convencionais foram relacionadas aos braquetes autoligáveis.(BERGER, J.L., 2008; DAMON, 1998a, 1998b; FLEMING; DIBIASE; LEE, 2008; HARRADINE, 2003; MILES, 2009; RINCHUSE; MILES, 2007)

Depois do Russell, surgiram SL Ormco Edgelok (1972), Forestadent Mobil-

Lock (1980), Orec Speed (1980), e "A" Company Activa (1986).(HARRADINE, 2001) Atualmente, alguns braquetes autoligáveis populares são Damon, Time, Speed, SmartClip, e In-Ovation R.(RINCHUSE; MILES, 2007)

2.2.1 Tipo de ligação

A introdução de braquetes autoligáveis apresentou um desafio para a Ortodontia devido ao diferente modo de ligadura e às alterações potenciais na expressão de carga e momento durante a mecanoterapia.(CLOSS et al., 2005)

Braquetes autoligáveis podem ser divididos em duas categorias principais, ativos e passivos, de acordo com os seus mecanismos de fechamento da canaleta.(CHEN et al., 2010; KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009)

Braquetes autoligáveis ativos tem uma mola que armazena energia e faz pressão contra o arco.(CHEN et al., 2010; KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009) Essa mola reduz a profundidade vestibulolingual da canaleta (CHEN et al., 2010; WOODSIDE, 2005) e críticos do desenho do clipe dizem que os autoligáveis ativos apresentam atrito maior que os passivos visto que interagem de forma positiva com o arco.(DAMON, 2005; KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009) In-Ovation (GAC International, Central Islip, NY), Speed (Strite Industries, Cambridge, Ontário, Canadá) e Time (Adenta, Gilching / Munich, Alemanha) são exemplos de braquetes autoligáveis ativos.

Alguns pesquisadores descobriram que qualquer vantagem já apresentada na diminuição da fricção com autoligáveis ativos é reduzida quando os fios retangulares são colocados.(DAMON, 1998b; HEISER, 1998; HENAO; KUSY, 2004; PIZZONI; RAVNHOLT; MELSEN, 1998; READ-WARD; JONES; DAVIES, 1997; SIMS et al., 1993; TAYLOR; ISON, 1996) Sugeriu-se também que o desenho assimétrico do clipe gera uma força diagonal para o arco, que reduz a eficiência e provoca erros na expressão do torque.(HARRADINE, 2003)

Voudouris & Kuftinec(VOUDOURIS, J.C.K., M. M., 2003) relataram que quando são utilizados braquetes autoligáveis interativos, consegue-se um melhor controle nos movimentos de torque, rotação e inclinação dos dentes.

Esses braquetes exercem uma força contínua sobre o arco, resultando em um movimento dental preciso e controlado. Esta característica é denominada como ação de memória, ou seja, habilidade que os braquetes ativos possuem de

reorientar-se, tridimensionalmente, até que o arco esteja completamente inserido dentro da canaleta. Neste sentido, qualquer rotação, inclinação ou torque subsequente resulta em uma deflexão labial do clipe que reativa o sistema.(HANSON, 1980)

Já os braquetes autoligáveis passivos costumam ter uma tampa deslizante que pode ser fechada, sem invadir o lúmen da canaleta, não exercendo, portanto, forças ativas no arco e criando um tubo dentro do braquete após o fechamento.(CHEN et al., 2010; KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009) Damon (Ormco, Glendora, Califórnia) e SmartClip (3M Unitek, Monrovia, Calif) são dois braquetes populares de desenho passivo, mesmo que a aparência do SmartClip assemelhe-se à de braquetes convencionais e que ele não apresente uma tampa deslizante.(CHEN et al., 2010)

Os mecanismos de ligação passivos não preenchem a profundidade da canaleta. Um desenho passivo usa uma tampa que desliza através da canaleta, transformando-a em um tubo.(DAMON, 2005) O benefício de sistemas autoligáveis passivos é a fricção reduzida em todos os tamanhos de arco, resultando em dentes movimentados mais rapidamente.(WEINBERGER, 2005) Com a ausência de uma força lingual direcionada contra o fundo da canaleta, alguns críticos argumentam que o controle do torque pode ser um problema em arcos menores que o retangular.(ROTH, 2005)

Afirma-se que os braquetes autoligáveis passivos geram ainda menos atrito do que os ativos.(BUDD; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2008; DAMON, 1998a; KIM; KIM; BAEK, 2008) Com o atrito reduzido(BERGER, J.L., 1990) e, portanto, menos força necessária para produzir o movimento dentário, os braquetes autoligáveis propõe a vantagem de produzir o movimento dentário mais fisiologicamente harmonioso, não oprimindo a musculatura e não interrompendo o suprimento vascular periodontal.(BERGER, J.L., 1990; DAMON, 1998a)

Segundo Scott et al.(SCOTT, P. et al., 2008), o sistema de braquetes autoligáveis Damon 3 não se mostra mais eficiente que o sistema de braquetes convencionais pré-ajustados, que utiliza ligadura elastomérica durante alinhamento dental.

Badawi et al.(BADAWI et al., 2008) testaram a expressão do torque de dois braquetes autoligáveis passivos (Damon 2, Ormco, Orange, Calif; Smart Clip, 3M Unitek, Monrovia, Calif) e dois ativos (In-Ovation, GAC, Bohemia, NY; Speed, Strite

Industries, Cambridge, Ontario, Canada) comercialmente disponíveis. Todos foram testados em combinação com um fio 0,019"x0,025" de aço. Um dispositivo foi desenvolvido para torção do braquete/fio com a capacidade de aplicar torção no fio ortodôntico, mantendo o alinhamento vertical e horizontal perfeito entre o fio e o braquete. Este dispositivo consistia de um braquete ortodôntico montado em um transdutor de força MULTIAXIS / binário (Nano 17 Multi-Axis Force/Torque Transducer, ATI Industrial Automation, Apex, NC) capaz medir forças e torques em três dimensões. O erro da medição do transdutor é de 1,5% (especificação do fabricante). A célula de carga foi usada com uma placa de dados, que importou o sinal do transdutor para um computador pessoal (DAC 16-Bit E Series NI PCI-6033E , National Instruments, Austin, Tex). O software de aquisição de dados LabView (National Instruments) foi usado para adquirir o sinal do transdutor e para registrar os dados. Um inclinômetro digital foi usado para medir o ângulo de torção do segmento de fio (Modelo T2- 7200 -1N , EUA Digital , Vancouver, Wash). As combinações fio/braquete foram testadas em quatro ângulos de torção no fio: 12°, 24°, 36° e 48°. Observou-se uma diferença significativa na angulação entre os dois tipos de braquetes. Em média, o torque começou a ser expresso em 7,5° de torção para o braquete autoligável ativo e a 15° de torção para o braquete autoligável passivo. A expressão de torque foi maior para o braquete autoligável ativo até 35° de torção. A torção do fio além deste ponto resultou um aumento linear da medida do torque para o Damon 2, o SmartClip e o In-Ovation. O torque foi de 35°, relativamente constante para o braquete Speed. Por fim, os autores encontraram que os braquetes autoligáveis ativos parecem ter melhor controle de torque, um resultado direto de seu clipe ativo forçando o fio na canaleta do braquete.

Nesse mesmo trabalho, pôde-se observar que todos os braquetes apresentaram variações significativas na expressão do torque. Além disso, essas variações parecem estar relacionadas às variações nas dimensões das canaletas dos braquetes. Os braquetes Damon 2 e Speed foram relativamente mais coerentes do que os braquetes Smart Clip e In-Ovation.(BADAWI et al., 2008)

Pandis et al.(PANDIS et al., 2008a) testaram a hipótese que tanto o braquete quanto o tipo de correção afetam os níveis de força desenvolvida e transmitida ao dente durante o tratamento. O estudo foi realizado através da comparação entre as forças produzidas por braquetes diversos, entre eles convencionais (Orthos2, Ormco, Glendora, Calif), autoligáveis passivos (Orthos2,

Ormco, Glendora, Calif) e autiligados ativos (In Ovation-R, GAC, Bohemia, NY), todos com canaleta 0,022” com prescrições idênticas, em correções de primeira e segunda ordem.

Observou-se que na correção de primeira ordem, o braquete autoligável ativo Ovation-R mostrou uma redução de 40% da força na direção lingual, atribuído ao mecanismo de fechamento. Não foi observada diferença entre a Damon 2 e o braquete convencional em relação à força transmitida nos movimentos vestibulolinguais.(PANDIS et al., 2008a)

Na correção de segunda ordem, os braquetes autoligáveis exercem 20% (ou 1 N) menos força do que os convencionais testados neste estudo (Orthos2, Ormco, Glendora, Calif). Não foram observados efeitos na direção do movimento (instrusão ou extrusão) nas variantes de força.(PANDIS et al., 2008a)

O padrão idêntico de curvas de força-deflexão entre os tipos de braquetes testados parece ser ditado pelas características do fio em vez do mecanismo de ligação dos braquetes.(PANDIS et al., 2008a)

Assim, afirma-se que as forças geradas pelas correções de primeira e segunda ordem nos braquetes autoligáveis não apresentam um padrão consistente e dependem do fio, da direção do movimento, e do desenho do componente de ligação.(PANDIS et al., 2008a)

Por outro lado, Miles(MILES, 2009) concluiu que não existem evidências clínicas de que os braquetes autoligáveis são realmente mais eficientes do que os convencionais.

O trabalho de Gick et al. (GICK, 2012) demonstrou que o tipo de ligação influencia no percentual de correção do torque. As ligações interativa e metálica apresentaram as maiores porcentagens de correção do torque, atingindo a totalidade da prescrição incorporada ao braquete com o fio 0,019”x0,025”. E as ligações passiva e elastomérica apresentaram porcentagens de correção de torque aquém da prescrição, mesmo com o fio 0,021”x0,025”.

2.2.2 Vantagens dos braquetes autoligáveis

As vantagens relatadas de autoligáveis incluem a redução de fricção,(GRIFFITHS; SHERRIFF; IRELAND, 2005; HENAO; KUSY, 2004; KHAMBAY; MILLETT; MCHUGH, 2004; READ-WARD; JONES; DAVIES, 1997;

TALOUMIS et al., 1997; THORSTENSON, G.A.; KUSY, 2002b), ligadura completa e segura do fio (BERGER, J.L., 1990, 1994; FINK; SMITH, 1992; FORSBERG et al., 1991; HARRADINE, 2003; HARRADINE; BIRNIE, 1996; SHIVAPUJA; BERGER, 1994; TURBILL; RICHMOND; WRIGHT, 2001), melhor mecânica de deslize e manutenção da ancoragem, (BERGER, J.L., 2008; DAMON, 1998b) diminuição do tempo de tratamento, (EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001; HARRADINE, 2001) intervalos mais longos entre as consultas (BERGER, J.L., 1990, 1994; DAMON, 1998b; EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001; HARRADINE, 2001, 2003; HARRADINE; BIRNIE, 1996; SHIVAPUJA; BERGER, 1994) menor tempo de cadeira (BERGER, J.; BYLOFF, 2001; BERGER, J.L., 1990; HARRADINE, 2001; MAIJER; SMITH, 1990; PADUANO et al., 2008; SHIVAPUJA; BERGER, 1994; TURNBULL; BIRNIE, 2007) menor necessidade de pessoal auxiliar (BERGER, J.; BYLOFF, 2001; HARRADINE, 2001; MAIJER; SMITH, 1990; PADUANO et al., 2008; SHIVAPUJA; BERGER, 1994), melhor ergonomia, (BERGER, J.; BYLOFF, 2001; HARRADINE, 2001; MAIJER; SMITH, 1990; PADUANO et al., 2008; SHIVAPUJA; BERGER, 1994) melhor controle de infecção, (MAIJER; SMITH, 1990) menor desconforto do paciente, (BERGER, J.L., 2008; DAMON, 1998b; FLEMING et al., 2009) melhora da higiene oral (FORSBERG et al., 1991; PADUANO et al., 2008; SHIVAPUJA; BERGER, 1994), manutenção da ancoragem. (PILON; KUIJPERS-JAGTMAN; MALTHA, 1996)

De acordo com Chen et al., (CHEN et al., 2010) apesar das afirmações sobre a superioridade clínica dos braquetes autoligáveis, as evidências são geralmente deficientes.

2.2.3 Tempo de cadeira

Economias modestas em tempo de cadeira foram relatadas por Harradine (HARRADINE, 2001) usando o autoligável Damon.

Em um estudo mais antigo comparando braquetes Damon 2 com braquetes convencionais, os braquetes Damon 2 tiveram uma taxa de falha maior do que os braquetes convencionais, assim, a ligação fácil e ganho de tempo de cadeira pode ser anulado por mais falhas nos braquetes. (MILES; WEYANT; RUSTVELD, 2006)

Outro estudo analisando 131 pacientes tratados com Damon 2 ou Orthos Mini Twin encontrou uma redução média de 1,3 minutos na troca de arcos, quando

usado o Damon 2.(TURNBULL; BIRNIE, 2007)

A abertura e fechamento são mais rápidos e mais fáceis com as mais recentes gerações de braquetes de sistemas como o Damon, In-OvationR e Speed, quando comparado com ligaduras de aço, mas apenas ligeiramente mais rápidos do que ligaduras elastoméricas.(MILES, 2009)

Chen et al. (CHEN et al., 2010) em sua revisão sistemática observaram que a autoligação parece ter uma vantagem significativa no que diz respeito ao tempo de cadeira, com base em vários estudos transversais.

2.2.4 Tempo de tratamento

Muitas vantagens dos sistemas de braquetes autoligáveis foram questionadas. No entanto, talvez a maior vantagem seja a redução do tempo total do tratamento. Uma redução de mais de 7 meses foi encontrada em estudos retrospectivos com resultados oclusais semelhantes aos obtidos através da avaliação com o índice PAR.(EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001; HARRADINE, 2001)

Uma pesquisa retrospectiva preliminar apontou uma vantagem definitiva, com uma redução no tempo total de tratamento de 4 a 7 meses e uma redução semelhante na necessidade de consultas.(EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001; HARRADINE, 2001)

O estudo realizado por Harradine(HARRADINE, 2001) indicou uma redução média de 4 visitas e duração de tratamento de quatro meses a menos ao usar Damon SL (agora fora de produção) quando comparado à braquetes convencionais. Resultados semelhantes foram relatados por Eberting,(EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001) que apresentaram uma redução de 7 visitas e término do tratamento seis meses mais cedo, de 31 para 25 meses.

Conseqüentemente, a utilização de autoligáveis aumentou exponencialmente, mais de 42% dos profissionais americanos pesquisados relataram o uso de pelo menos um sistema em 2008.(KEIM et al., 2008) Este número era apenas de 8,7% em 2002.(KEIM et al., 2002)

Em um estudo in vivo feito por Harradine(HARRADINE, 2001) comparando a eficiência de tratamento de braquetes convencionais totalmente programadas e Damon SL, os seguintes resultados foram relatados. Os pacientes Damon SL

tratados consecutivamente, em média, terminaram quatro meses mais cedo e tiveram quatro consultas a menos do que os pacientes com braquetes convencionais, quando tratados a um nível equivalente de regularidade oclusal medido pela classificação do índice PAR. A maior eficiência do Damon SL em comparação aos braquetes convencionais foi modesta e de pouca relevância clínica.

Em um estudo retrospectivo similar, Eberting et al.(EBERTING; STRAJA; TUNCAY, 2001) encontraram uma redução média no tempo de tratamento de 6 meses (de 31 para 25) e sete visitas (de 28 para 21) para os pacientes Damon SL em comparação com os pacientes com braquetes convencionais. Isso indica melhorias clinicamente significativas na eficiência do tratamento para braquetes autoligáveis passivos. Além disso, esse tempo reduzido de tratamento é menor do que o relatado na literatura com braquetes convencionais por Fink e Smith(FINK; SMITH, 1992) (23,1 meses) e Skidmore et al. (SKIDMORE et al., 2006) (23,5 meses). Porém, esse tempo de tratamento é maior do que o relatado por Harradine(HARRADINE, 2001) antes do uso do Damon.

Os braquetes autoligáveis tendem a aumentar a eficiência clínica. No entanto, as evidências disponíveis sobre as forças aplicadas aos dentes, assim como as várias combinações de arco e mecanismos autoligáveis são limitadas. Outros fatores, como a secção transversal do arco, as dimensões da canaleta do braquete, a variação na extensão e tipo de apinhamento (generalizada ou localizada) e relaxamento do clipe em braquetes autoligáveis ativos,(PANDIS; BOURAUUEL; ELIADES, 2007) podem modular as forças transmitidas para o dente.(IWASAKI et al., 2003)

A ligação consistente entre arco e braquete durante todo o tratamento ortodôntico e a eliminação da necessidade de visitas freqüentes para a substituição de ligaduras foram as principais vantagens enumeradas para a nova forma de ligação.(HARRADINE, 2003; SHIVAPUJA; BERGER, 1994)

Aparentemente, a pesquisa de Fink(FINK; SMITH, 1992) se mostrou favorável aos braquetes autoligáveis, mas o seu tempo total de tratamento de 25 meses ainda foi maior do que o relatado por estudos mais antigos que analisaram a duração normal de um tempo de tratamento ortodôntico e encontraram a média de 23,1 meses quando do uso de braquetes convencionais. Um estudo posterior realizado por Skidmore(SKIDMORE et al., 2006) comparando os fatores que influenciam o tempo de tratamento ortodôntico chegou a uma conclusão semelhante

à de Fink(FINK; SMITH, 1992), com uma duração média de 23,5 meses para um tratamento ortodôntico típico com braquetes convencionais. A duração do tratamento e tempo de cadeira dependem mais do tipo de má oclusão inicial, e não de qual o sistema de braquetes é utilizado.(FISHER; WENGER; HANS, 2010)

O maior estudo comparando braquetes autoligáveis ativos versus convencionais sobre a eficácia do tratamento incluiu 762 pacientes tratados em um consultório particular por um ortodontista. O estudo concluiu que braquetes autoligáveis ativos não oferecem nenhuma vantagem mensurável sobre braquetes pré-ajustados convencionais e os braquetes autoligáveis ativos tiveram mais falhas nos braquetes do que os braquetes convencionais.(HAMILTON; GOONEWARDENE; MURRAY, 2008) A literatura atual, que inclui ensaios clínicos prospectivos, não confirma a afirmação de que o tratamento é mais rápido ou mesmo de que se tem menos tempo cadeira com sistemas autoligáveis.(DIBIASE et al., 2011; FLEMING; JOHAL, 2010; MILES, 2009)

De acordo com Chen,(CHEN et al., 2010) não foram encontradas outras diferenças no tempo do tratamento e características oclusais após o tratamento entre os dois sistemas.

Fleming, DiBiase e Leec(FLEMING; DIBIASE; LEE, 2010) afirmaram que os sistemas de braquetes autoligáveis usados nessa pesquisa não melhoraram a eficiência do tratamento com aparelho fixo, nem resultaram em menos visitas de tratamento.

E não há evidências suficientes sugerindo que o tratamento ortodôntico seja mais ou menos eficiente com autoligáveis.(FLEMING; JOHAL, 2010)

Não foram encontradas outras diferenças significativas no tempo de tratamento ou características oclusais após o tratamento.(CHEN et al., 2010)

2.2.5 Resistência à fricção

Vários estudos tem demonstrado que em laboratório é gerado menos atrito nos braquetes autoligáveis quando comparado com braquetes convencionais,(BADAWI et al., 2008; GRIFFITHS; SHERRIFF; IRELAND, 2005; HENAO; KUSY, 2005; KHAMBAY; MILLETT; MCHUGH, 2004; KIM; KIM; BAEK, 2008; PIZZONI; RAVNHOLT; MELSEN, 1998; SHIVAPUJA; BERGER, 1994) e, por conseguinte, é necessário menos força para produzir o movimento dental.(SIMS et

al., 1993) No entanto, a adequação de aplicação dos resultados dos estudos in vitro para situações clínicas e a importância do atrito no alinhamento, mecânica de deslize, e tempo total de tratamento não foram totalmente aceitos. Muitos casos, vários estudos de coorte e alguns ensaios clínicos randomizados abordaram vários parâmetros de braquetes autoligáveis. Até à data, nenhuma revisão sistemática sintetizou evidência a partir destes estudos clínicos in vivo.(CHEN et al., 2010)

Harradine et al.(HARRADINE, 2003) apresentam redução do atrito e do tempo de tratamento ortodôntico como vantagens dos aparelhos autoligáveis. A alegação de redução de atrito com braquetes autoligáveis é frequentemente citada como a principal vantagem desses braquetes sobre os convencionais.(BUDD; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2008; DAMON, 1998a; GRIFFITHS; SHERRIFF; IRELAND, 2005; HENAO; KUSY, 2005; KHAMBAY; MILLETT; MCHUGH, 2004; KIM; KIM; BAEK, 2008) Isso ocorre porque as ligaduras de aço ou elastoméricas habituais não são necessárias.

No estudo feito por Hamdan(HAMDAN; ROCK, 2008), a influência de diferentes angulações de torque na resistência ao deslizamento ao puxar um arco 0,019"x0,025" teve um efeito significativo sobre o atrito. Nas fases iniciais de tratamento quando arcos flexíveis são utilizados, a fricção pode aumentar até 100 vezes quando a angulação do braquete é maior do que o ângulo crítico no qual a ligação ocorre.(ARTICOLO; KUSY, 1999)

Para Pandis et al.(PANDIS et al., 2008a), as forças geradas por correções de primeira e segunda ordem nos aparelhos autoligáveis não mostram um padrão consistente e dependem do fio, da direção do movimento, e do desenho do componente de ligação do braquete.

Foi proposto que devido às relações entre braquetes e fios, o uso de forças leves e fricção reduzida facilitam o movimento ortodôntico.(PANDIS et al., 2008b)

Chung et al.(CHUNG et al., 2009) avaliaram a influência do torque presente no segmento posterior sobre o atrito cinético durante a mecânica de deslizamento na retração do segmento anterior, envolvendo braquetes autoligáveis ativos (In-Ovation, GAC; Time 2, American Orthodontics), passivos (Damon 3MX, Ormco; SmartClip, 3M/Unitek) e convencionais (Victory MBT, 3M/Unitek). Para os testes, foi utilizado um protótipo metálico que simulava uma retração dos dentes anteriores. Este protótipo permitia a colagem de tubos de primeiro e segundo molares, um braquete de segundo pré-molar e um braquete de canino. Foram aplicadas deflexões de

terceira ordem no segundo pré-molar, com variação de -15° a $+15^\circ$. Em situações de baixa angulação de torque, os autores encontraram como resultados um maior atrito para os braquetes convencionais, seguidos pelos autoligáveis ativos e com menor atrito, os passivos. Nas situações em que foi aplicado um ângulo de torque maior, a liberdade do fio dentro da canaleta diminuiu, produzindo um aumento substancial do atrito para todos os grupos de braquetes autoligáveis. Uma recomendação clínica deste estudo foi minimizar o torque entre os braquetes antes de começar a fase de retração em massa do segmento dentário anterior.

Os últimos estudos sobre a resistência ao deslizamento e atrito concordam que não há realmente nenhuma diferença estatisticamente significativa entre ligadura de aço convencionais e braquetes autoligáveis do tipo passivo,(BURROW, 2009) e só pequenas e não clinicamente significativas diferenças entre estes e braquetes autoligáveis ativos.(KAHLON et al., 2010).

2.2.6 Folga entre fio e braquete

Vários investigadores e muitos clínicos relataram dificuldades em terminar pacientes com braquetes autoligáveis.(HARRADINE; BIRNIE, 1996) Particularmente, torque e controle de inclinação podem ficar comprometidos devido a maior folga entre o arco e a canaleta de braquetes autoligáveis.(KUSY, R.P., 2000; THORSTENSON, G.A.; KUSY, 2002a)

No sistema Damon, a canaleta 0,022" é preenchida com fios de acabamento de 0,019"x0,025" de aço inoxidável ou beta-titânio. Creekmore e Kunik(CREEKMORE; KUNIK, 1993) descreveram os efeitos adversos da folga. Se um ortodontista usa um arco 0,019"x0,025" de aço inoxidável no acabamento em uma canaleta 0,022"x0,028", será necessário incorporar vários torques extra, fora da prescrição braquete.

Shivapuja e Berger(SHIVAPUJA; BERGER, 1994) concluíram que a folga real em cada braquete testado foi de 1,5 a 3 vezes maior do que a folga teórica. Isso porque em geral, as tolerâncias de fabricação são grandes: as canaletas dos braquetes são superdimensionadas e arcos subdimensionados. Sobre o desenho dos braquetes, as paredes da canaleta não são paralelas.

Além disso, Proffit e Fields(PROFFIT, W.R.F., H. W. JR., 2000) compararam a efetividade do torque dos fios subdimensionados e apresentaram que um fio

0,019"x0,025" de aço inoxidável em uma canaleta 0,022" expressaria apenas de 0,4° de torque efetivo para um braquete com torque de 10°, 6,5° para 22° de torque, e 20,4° para um torque de 30°. Assim, além de várias incorporações de torque, devido à folga, os fios de acabamento subdimensionados expressam valores de torque significativamente mais baixos em comparação com a prescrição do braquete. Esses resultados contribuíram para um aumento dos valores de torque para muitas prescrições, especialmente nos incisivos.(RINCHUSE; MILES, 2007)

Uma série de artigos relata dificuldades de finalização com braquetes autoligáveis, especialmente em relação à rotações e ao torque.(HARRADINE; BIRNIE, 1996; RINCHUSE; MILES, 2007) A razão para esses problemas poderiam ser as menores larguras dos braquetes autoligáveis, em combinação com uma canaleta de grandes dimensões, permitindo mais folga, em especial nos braquetes autoligáveis passivos.(FLEMING; DIBIASE; LEE, 2010; THORSTENSON, G.A.; KUSY, 2002a)

Archambault et al.,(ARCHAMBAULT et al., 2010a) em sua revisão sistemática da literatura, avaliaram o efeito quantitativo na expressão do torque ao variar a dimensão de arcos de aço e o tamanho da canaleta de braquetes de aço convencionais e autoligáveis. Foram avaliados estudos in vitro de medição de expressão do torque em braquetes convencionais e autoligáveis metálicos com um aparelho de medição do torque, com o uso de fio de aço inoxidável reto, sem mecânica de segunda ordem e sem alças, dobras ou fios auxiliares e foram submetidos a um processo de revisão sistemática. Como resultado onze artigos foram selecionados. A comparação direta de diferentes estudos foi limitada pelas diferenças nos aparelhos de medição utilizados e os parâmetros medidos. Com base nos estudos selecionados, em um braquete metálico de canaleta 0,018", o ângulo de encaixe mudou de 31° com um arco 0,016"x0,016" de aço inoxidável para 4,6° com arco de aço inoxidável 0,018"x0,025". Em uma canaleta 0,022" em um braquete de aço inoxidável, o ângulo de encaixe muda de 18° com um arco de aço inoxidável 0,018"x0,025" para 6° com um arco de aço inoxidável 0,021"x0,025". Braquetes autoligáveis ativos de aço demonstram um ângulo de encaixe de aproximadamente 7,5°, enquanto que os autoligáveis de aço inoxidável passivos mostram um ângulo de encaixe aproximadamente 14° com fio de aço inoxidável 0,019"x0,025" em uma canaleta de 0,022". Assim, o ângulo de encaixe depende da dimensão e forma do arco, bem como da dimensão da

canaleta do braquete, e é variável e maior do que os valores teóricos publicados. O torque efetivo clinicamente pode ser alcançado em uma canaleta 0,022” com uma torção do fio de 15° a 31° para autoligáveis ativos e de 23° a 35° para passivos com um fio de aço inoxidável 0,019”x0,025”.

No mesmo ano, Archambault et al.(ARCHAMBAULT et al., 2010b) realizaram outro estudo experimental para investigar e comparar a expressão do torque com arcos de aço, de TMA e de Cu-Niti em braquetes autoligáveis metálicos. Utilizaram arcos 0,019”x0,0195” em canaletas 0,022” com os sistemas Damon 3MX, In-Ovation-R e Speed. E as medições em Nmm foram realizadas pelo dispositivo de medição de torque ortodôntico previamente descrito por Badawi et al..(BADAWI et al., 2008) A prescrição usual de inclinação embutida nos braquetes é menor que 20°, porém na prática muitos ortodontistas adicionam torque nos arcos de aço e TMA. Além disso, recentemente arcos de Niti pré-torqueados foram lançados no mercado com o objetivo de favorecer a expressão do torque. Os resultados mostraram que para pequenas angulações (menores que 12°) não há diferença significativa entre os arcos quanto à expressão do torque. Para angulações maiores que 24°, a expressão do torque é maior para o arco de aço, seguido pelo TMA e por fim o Cu-Niti. E em angulações muito grandes (maiores que 40°) fios rígidos não expressam devidamente o torque.

Brauchli et al.(BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012) procuraram determinar a quantidade de torque expressa por vários braquetes autoligáveis e avaliar a influência do desenho de cliques ativos. Para isso utilizaram braquetes dos incisivos centrais soldados a laser ou colados (no caso dos estéticos) nas cabeças de parafusos, que foram montados no quadro do Hexapod utilizado para a investigação (Micos GmbH, Eschbach, Alemanha). Um fio 0,019”x0,025” de aço (3M/Unitek) foi fixado dentro de uma bucha, que por sua vez foi montada em um sensor de força/momento tridimensional (FTD Nano 17, ATI, Apex, NC). O sensor em si foi centralmente montado sobre um disco rotativo automatizado (PRS 110, micos). Assim, com a ajuda do Hexapod, o arco pôde ser precisamente posicionada no interior da ranhura dos braquetes. O autor usou uma amostra de cinco grupos com nove braquetes diferentes, sendo sete autoligáveis (Damon 3, In-Ovation R, Oyster, Quick, SmartClip, Speed, Time), um braquete estético cerâmico de baixa fricção, Mystique, e um convencional, Mini-Mono, ligado com ligaduras elásticas. As dimensões das canaletas foram medidas com um microscópio em combinação com

uma câmera digital e software. Os momentos de torque foram medidos em combinação com um fio de aço 0,019"x0,025" e todos os braquetes ativos foram medidos em configuração aberta e fechada para avaliar a influência do clipe do autoligável. As dimensões das canaletas foram medidas opticamente e comparadas à expressão do torque. Como resultados, momentos entre 3,1 Nmm e 22,6 Nmm foram observados em um ângulo de 30° entre arco e canaleta. A quantidade de torque contribuída pelo clipe ativo do braquete autoligável ativo foi aproximadamente 1 Nmm; a maioria dos braquetes expressou 10 Nmm de torque com angulação de 20° a 25° entre o fio e a canaleta. A dimensão da canaleta variou de 0,0222" (0,563 mm) até 0,0241" (0,613 mm). Afirmam que a quantidade de angulação necessária entre um arco de aço 0,019"x0,025" e a canaleta do braquete para expressar um momento de torque de 10 Nmm foi de 20 a 25° na maioria dos braquetes e somente o Oyster e o Quick necessitou de um ângulo de torque maior. Os autores obtiveram que a diferença entre a ação de grampos autoligáveis ativos e passivos não foi significativa. Variações nas dimensões da canaleta levaram à diferentes expressões de torque entre os tipos de braquetes, mas essas variações provavelmente não são clinicamente significativas.

Pandis, Strigou e Eliades(PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006) realizaram uma investigação em 105 pacientes para avaliar a eficiência dos braquetes autoligáveis e convencionais em relação ao torque dos braquetes em casos com e sem extrações dentárias (51 e 54 pacientes respectivamente). Os dois grupos foram tratados com dois tipos de braquetes, Damon 2 com prescrição de 12° e convencionais Roth com prescrição de 8° para os incisivos centrais superiores. Os autores compararam medidas angulares (NA e SN com o longo eixo do incisivo central superior) encontradas antes do tratamento ortodôntico com as obtidas ao final do tratamento por meio de telerradiografias cefalométricas. Foram comparadas ainda as medidas iniciais dos grupos e observaram que as amostras apresentavam-se bem distribuídas. Os resultados encontrados mostram que ocorreu um aumento na inclinação em ambos os casos e braquetes, tendo o convencional apresentado um valor maior (6,7°) do que o Damon 2 (4,3°) nos tratamentos sem extração dentária, e não houve diferença estatisticamente significativa entre os tipos de braquetes ou do tratamento com ou sem extrações.

Para Jakob e Bretos(JAKOB; BRETOS, 2008), nos braquetes passivos não há qualquer tipo de interação entre o fio ortodôntico e o clipe do braquete

autoligável. Para esses braquetes, o clipe tem apenas a função de manter o fio no interior da canaleta. Já nos braquetes interativos, o clipe tem também ação de mola, que auxilia o fio ortodôntico na dosagem da força liberada sobre o dente, em situações em que o posicionamento do dente estiver mais alterado. Os braquetes autoligáveis interativos apresentam flexibilidade do clipe, o que além de minimizar os efeitos deletérios das forças pesadas, quando o clipe deflexiona e dissipa parte da força aplicada, auxilia o fio ortodôntico em alguns dos principais movimentos dentais, especialmente os de angulação, rotação e torque. Dessa forma, a movimentação é conseguida com maior eficiência e através de forças moderadas. Nos braquetes autoligáveis passivos, os efeitos mencionados acima não são observados, uma vez que a cobertura rígida dos braquetes, por não apresentar nenhuma flexibilidade, não oferece controle sobre os movimentos de rotação, angulação e torque, que fica a cargo exclusivamente dos fios ortodônticos.

Segundo Castro,(CASTRO, 2009) os braquetes autoligáveis ainda não demonstraram superioridade mecânica em relação aos sistemas convencionais, de forma a justificar seu maior custo. Além disso, em alguns casos é necessário incorporar dobras de primeira, segunda e/ou terceira ordem no fio retangular 0,019"x0,025" de aço para alcançar um bom posicionamento dos dentes na fase de finalização ortodôntica, o que mostra a incapacidade desse fio de reproduzir os torques indicados na prescrição padrão do sistema. A autora sugere que mais estudos com amostras clínicas selecionadas aleatoriamente sejam realizados, comparando o desempenho dos sistemas autoligáveis entre si e com os convencionais. Em especial, recomenda a avaliação da estabilidade dos resultados a longo prazo com o uso de braquetes autoligáveis.

Segundo Pandis, Polychronopoulou e Eliades,(PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2010) em relação ao torque, os braquetes autoligáveis perdem mais controle quando comparados aos convencionais. Como alternativa, prescrições de torque elevadas, arcos pré-torqueados ou com curva reversa de Spee podem ser usados para contrapor a grande perda de torque devido à folga entre o fio e a canaleta.

Em outro estudo, Huang(HUANG et al., 2009) comparou a capacidade de torque entre braquetes convencionais e autoligáveis utilizando o método dos elementos finitos. Três tipos de braquetes foram selecionados: dois autoligáveis, Speed e Damon 3MX e um convencional, Discovery, todos com

canaleta 0,022". Do incisivo superior esquerdo até o canino superior direito, 4 braquetes foram incluídos nos modelos gerados. Três tipos de ligas na espessura 0,018"x0,025" e 0,019"x0,025" foram utilizadas: aço inoxidável, titânio molibdênio e Niti. Foram utilizadas ligaduras elásticas e fios de aço inoxidável. Os resultados desta simulação numérica poderiam claramente separar os efeitos mecânicos decorrentes dos diversos sistemas de ligação dos braquetes, do efeito quantitativo provocado pela liga e dimensão do fio, da canaleta e do ângulo de torque. Dessa forma, mesmo que o estudo não possa representar exatamente a realidade clínica, tal estudo pode muito bem esclarecer a interdependência sistemática entre muitos fatores. O clipe ativo do braquete Speed reduz a folga entre o fio e a canaleta, mas concomitantemente reduz o momento de torque significativamente abaixo do momento eficaz. O ângulo de torque e o momento de torque são determinados pelas características do arco. A mudança de dimensão do fio aumentou o momento de torque em 125%, menos do que a mudança de liga que teve um aumento de 220% para um fio de aço inoxidável em comparação ao fio de Niti 0,019"x0,025". A combinação da mudança da liga e dimensão do fio resultou em um aumento de 600% para um de aço inoxidável 0,019"x0,025" em comparação ao fio de Niti 0,018"x0,025". O efeito da ligadura do braquete Discovery com ligadura elástica e de aço inoxidável poderia ser comparado ao comportamento do Damon. O Speed mostrou diferente comportamento, com o mais baixo momento de torque e a menor folga do fio. Para o autor, melhorar a adaptação dos movimentos de torque para as reações biomecânicas do periodonto é o melhor feito selecionando adequadamente tanto dimensão quanto tipo de liga. O efeito do sistema de braquetes tem menor importância, com exceção dos braquetes ativos Speed que teve a menor folga e o mais baixo de todos os momentos de torque dos fios. Devido à complexidade da configuração experimental, houve apenas pequenos estudos para a avaliação da expressão de torque até então, e análises numéricas não têm sido realizadas para a expressão de torque em vários tipos de combinações entre braquetes e fios.

No entanto, braquetes autoligáveis tem algumas desvantagens, incluindo maior custo, possível quebra do clipe ou tampa de deslize, perfil alto devido ao complexo desenho mecânico, potencialmente maiores interferências oclusais, mais desconforto labial e maior dificuldade em acabamento devido à expressão incompleta dos arcos.(CHEN et al., 2010)

Na pesquisa de Eriksen(ERIKSEN, 2011), foram avaliados 9 braquetes autoligáveis (Damon 3MX. Ormco, Damon Q. Ormco, Discovery. Dentaurum, Empower. American Ortho, Empower. American Ortho, In-Ovation R. GAC, SPEED System. Strite Ind., BioQuick. Forestadent e Smart-clip SL3. 3M Unitek) e 3 braquetes convencionais (Mini Diamond. Ormco, LP. American Ortho e Victory MBT. 3M Unitek) e foi encontrado que braquetes autoligáveis não proporcionaram melhor controle de torque do que o melhor braquete convencional testado. Mas o melhor braquete autoligável apresenta menos folga do que o pior braquete convencional. Isto pode ser importante na prática clínica, uma vez que o fechamento do braquete autoligável é independente do operador.

Deve-se avaliar a importância de se escolher uma prescrição, uma vez que a folga encontrada quando se usa o arco 0,019"x0,025" em diferentes prescrições de braquetes prevalece à diferença entre as várias prescrições.(ERIKSEN, 2011)

Franco(FRANCO, 2013) em 2013 testou cinco marcas de braquetes autoligáveis e uma marca de braquete convencional: Damon 3MX (Ormco) e Portia (Abzil 3M), considerados como passivos, e In-Ovation R (GAC), Bioquick (Forestadent) e Roth SLI (Morelli), considerados como ativos; o convencional testado foi o Roth Max (Morelli). Foram utilizados 300 segmentos de fio de aço inoxidável 0,019"x0,025", um para cada ensaio realizado. Os momentos de torque foram medidos aos 12°, 24°, 36° e 48°, utilizando um dispositivo de torção de fio associado a uma Máquina Universal de Ensaio (EMIC DL2000). Após os ensaios, as alturas das canaletas das seis marcas dos braquetes testados foram medidas utilizando como instrumento um Projetor de Perfil (Starret VB 300). Os torques obtidos nos ensaios foram comparados pela análise de variância a um critério (ANOVA), seguido pelo teste para comparações múltiplas *post hoc* de Tukey. Foi realizada a Regressão pelo método dos Mínimos Quadrados para gerar a equação matemática da curva ótima de cada marca de braquete separadamente. Mediante as equações, foram calculados os ângulos de início de registro de torque e os ângulos referentes à faixa de torque considerada clinicamente efetiva. Com base nas dimensões encontradas das alturas das canaletas, foi calculada a folga existente entre o fio e a canaleta de todas as marcas de braquetes testados. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes na expressividade de torque entre todas as marcas de braquetes testadas, em todas as torções avaliadas ($P < 0,05$). Ao analisar as marcas em conjunto, constatou-se que o Bioquick foi o que

apresentou a menor expressividade de torque em todas as torções testadas; em contrapartida, o braquete Damon 3MX foi o que mais expressou torque até a torção de 36°; aos 48° os braquetes In-Ovation R, Portia e Damon 3MX tiveram momentos de torque semelhantes entre si. Quando observada a faixa de torque considerada clinicamente efetiva, verificou-se que esta começava em ângulos de torções correspondentes menores para os braquetes que possuíam a menor altura da canaleta, bem como nos que apresentavam a menor folga entre o fio e a canaleta; dentre eles, o braquete Damon 3MX foi o que obteve a menor altura da canaleta e o que primeiramente manifestou um torque clinicamente efetivo, bem como apresentou a menor folga; em contrapartida, o Bioquick foi o que obteve a maior altura da canaleta e a maior folga, bem como foi o que manifestou mais tardiamente um torque clinicamente efetivo. Após a avaliação dos dados obtidos, verificou-se que o sistema de ligação entre fio/braquete (autoligável ativo, passivo ou convencional com ligadura elástica) parece não interferir na expressão final do torque, ficando esta dependente da dimensão da canaleta, bem como da interação entre o fio e o braquete escolhido para ser utilizado na mecânica ortodôntica.

2.3 BRAQUETES ESTÉTICOS

Aparelhos ortodônticos evoluíram de acordo com a demanda do público e da tecnologia disponível, com o objetivo de reduzir a visibilidade do aparelho.(WILLEMS; CARELS, 2000)

Na década de 1970, os primeiros braquetes de plástico foram fabricadas a partir de policarbonato.(WINCHESTER, 1991) Mais tarde, poliuretano, fibra reforçada, e braquetes reforçados com enchimento de cerâmica tornaram-se disponíveis. Depois da sua introdução em 1986, vários tipos de braquetes cerâmicos se tornaram disponíveis pelos principais fabricantes(BIRNIE, 1990; FOX; MCCABE, 1992) e foram ganhando popularidade e se tornando parte integrante da clínica.(GOTTLIEB; NELSON; VOGELS, 1991) Em 1997, uma patente alemã foi emitida para um novo braquete plástico de polioximetileno.(FOERSTER, 1997) Apesar destas inovações, os braquetes de plástico ainda tem algumas desvantagens devido às suas propriedades mecânicas diminuídas em relação aos braquetes cerâmicos e sua incapacidade de expressar o torque, ou seja, as forças

geradas pelos arcos retangulares.(ARICI; REGAN, 1997) Além disso, a absorção de água pelos braquetes de plástico poderia causar um efeito de plastificação. A plastificação diminui as propriedades da estrutura polimérica em um ambiente úmido.(GOHRING; GALLO; LUTHY, 2005; RAJAGOPAL; PADMANABHAN; GNANAMANI, 2004) Portanto, são necessários esforços adicionais para melhorar as propriedades mecânicas dos braquetes de plástico para oferecer aos pacientes braquetes de plástico de baixo custo, da cor do dente e que são mais fáceis de se utilizar do que os braquetes cerâmicos.(KRAUSS et al., 2010)

Alinhadores (por exemplo, Invisalign, Align Technology, Santa Clara, Calif) e aparelhos linguais foram desenvolvidos para oferecer opções ainda mais invisíveis para os pacientes, mas eles tem obstáculos clínicos exclusivos e tratamento limitado.(DJEU; SHELTON; MAGANZINI, 2005; JOFFE, 2003; LING, 2005; MEIER; WIEMER; MIETHKE, 2003; POON; TAVERNE, 1998)

Tem havido vários melhoramentos nos últimos anos no sentido de reforçar braquetes de plástico, como por exemplo a inclusão de canaletas de aço inoxidável, material de enchimento de cerâmica (15% a 30%), ou ambos. Feldner et al.(FELDNER et al., 1994) testaram a deformação dos braquetes de policarbonato puro, de policarbonato reforçado com cerâmica, de policarbonato reforçado com metal e, braquetes de policarbonato reforçados com metal e cerâmica. E concluíram que braquetes de plástico com canaleta com reforço de metal parecem reforçar adequadamente a matriz de modo que o torque pode ser aplicado ao mesmo nível que nos braquetes de metal.

Recentemente foram desenvolvidos braquetes autoligáveis de policarbonato para melhorar a estética durante o tratamento ortodôntico, mantendo as características de aparelhos autoligáveis convencionais. Cacciafesta, et al.(CACCIAFESTA et al., 2003) compararam as forças de atrito geradas por três tipos de braquetes (aço inoxidável convencional, aço inoxidável autoligável e policarbonato autoligável) em combinação com três diferentes ligas de aço (aço inoxidável, Niti e beta-titânio) de três diferentes seções (0,016", 0,017"x0,025" e 0,019"x0,025"). E demonstraram que braquetes autoligáveis de aço inoxidável geram forças de atrito estático e cinético significativamente menores que braquetes convencionais de aço inoxidável e autoligáveis de policarbonato, que por sua vez não apresentaram diferenças significativas entre eles. Todos os braquetes apresentaram maior força de atrito estático e cinético quando o tamanho do fio

aumentou. Em pacientes com exigências estéticas, braquetes de policarbonato autoligáveis são uma alternativa aos braquetes convencionais de aço inoxidável e cerâmicos.

Braquetes de cerâmica e de plástico foram desenvolvidos para proporcionar uma alternativa estética,(RUSSELL, 2005) mas apresentam maiores complicações com a ligação e quebra, diminuição da eficácia do tratamento, e o aumento dos custos para o paciente e para o fornecedor.(LOFTUS et al., 1999; OMANA; MOORE; BAGBY, 1992; REDD; SHIVAPUJA, 1991)

De 1986 a 1990, o uso de braquetes cerâmicos por ortodontistas americanos aumentou de 5,6% para 88,2% (média), enquanto o uso de policarbonato braquetes diminuiu de 57,6% para 24,3%. A possível explicação para isso pode ser que braquetes de policarbonato tem resultados insatisfatórios devido à suas propriedades físicas e mecânicas inferiores. Fraca resistência à deformação e descoloração podem reduzir a incorporação de torque essencial para a movimentação do dente(RAINS et al., 1977) e comprometer a satisfação estética.(BIRNIE, 1990; FALTERMEIER et al., 2006; FELDNER et al., 1994; SINHA; NANDA, 1997)

Apesar de braquetes cerâmicos apresentarem uma nítida vantagem sobre os aparelhos metálicos e plásticos, seus resultados estéticos não são absolutos porque alguns braquetes policristalinos mancham. Isto ocorre provavelmente devido aos hábitos alimentares (ingestão excessiva de cafeína), às práticas de higiene (uso de certos colutórios) ou à aplicação do batom, mas pode também ser associado com o tipo de resinas de colagem utilizada.(KARAMOUZOS; ATHANASIOU; PAPADOPOULOS, 1997)

Por outro lado, vários autores(BIRNIE, 1990; FELDNER et al., 1994; KUSY, R.P.W., J. Q.; MAYHEW, M. J.; BUCKTHAL, J. E., 1991; SINHA; NANDA, 1997; THORSTENSON, G.; KUSY, 2003; VIAZIS; CHABOT; KUCHERIA, 1993) defendem que apesar de braquetes cerâmicos terem baixa tenacidade à fratura, eles foram desenvolvidos para substituir os braquetes de policarbonato porque não são susceptíveis à deformação e ao manchamento. Visto que a quantidade de deformação por polegada da alumina monocristalina é inferior a 1%, enquanto a do aço inoxidável é de aproximadamente 20%, a resistência à fratura dos braquetes de cerâmica deve ser melhorada.(SCOTT, G.E., JR., 1988)

2.3.1 Braquetes cerâmicos

Durante a última década, os braquetes cerâmicos tornaram-se uma alternativa aos braquetes de policarbonato. Os materiais monocristalino e policristalino utilizados na fabricação desses braquetes proporcionam excelente fidelidade de cor e resistência à manchas. No entanto, braquetes cerâmicos são associados a vários problemas, como a fratura durante os movimentos de torção e inclinação,(AKNIN et al., 1996; HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; RHODES et al., 1992; SWARTZ, 1988) abrasão nos dentes opostos,(ANGOLKAR et al., 1990) e aumento da resistência ao atrito na mecânica de deslize, quando comparado com os braquetes de metal.(AKNIN et al., 1996; PRATTEN, 1990; SWARTZ, 1988)

Braquetes cerâmicos foram desenvolvidos para melhorar a estética durante o tratamento ortodôntico.(CACCIAFESTA et al., 2003; CAMPORESI; BACCETTI; FRANCHI, 2007) Aparelhos ortodônticos fixos que combinem estética e bom desempenho técnico são muito desejáveis. Como na ortodontia contemporânea há um grande número de adultos, especialmente mulheres, a necessidade de aparência estética dos aparelhos ortodônticos foi reforçada.(ELIADES et al., 1994; GOTTLIEB; VOGELS, 1984; NEWMAN, 1978; SWARTZ, 1988; WINCHESTER, 1991)

Braquetes estéticos são feitos de cerâmica e vários polímeros.(KRAUSS et al., 2010) Braquetes de cerâmica são feitos a partir de Al_2O_3 , que é chamado de alumina ou óxido de alumínio. Existem dois tipos de braquete de cerâmica no mercado: (1) braquetes de alumina policristalina, os mais comuns no mercado, são translúcidos e podem combinar com a cor do dente. (2) braquetes de alumina monocristalina ou de safira, que são transparentes e fabricados a partir de um único cristal sintético, a alfa-alumina.(BIRNIE, 1990; GWINNETT, 1988; PHILLIPS, 1988; SWARTZ, 1988; VIAZIS et al., 1989)

Uma propriedade física muito importante de braquetes de cerâmica é a dureza extremamente alta do óxido de alumínio. Tanto a alumina monocristalina quanto a alumina policristalina são significativamente mais rígidas do que o aço inoxidável. Ainda nesse sentido, afirma-se que os braquetes cerâmicos são nove vezes mais rígidos do que braquetes de aço inoxidável ou mesmo do que o esmalte. Devido à essa dureza, grave abrasão do esmalte pode ocorrer rapidamente, se existirem contatos entre os dentes e braquetes de cerâmica.(VIAZIS; CAVANAUGH;

BEVIS, 1990; VIAZIS et al., 1989)

Como a produção de braquetes policristalinos é menos complicada, estes braquetes estão mais prontamente disponíveis.(SWARTZ, 1988) A diferença mais aparente entre bráquetes policristalinos e braquetes monocristalinos é a sua clareza óptica. Braquetes monocristalinos são visivelmente mais claros do que braquetes policristalinos, que tendem a ser translúcidos. Felizmente, tanto os braquetes monocristalinos, quanto os braquetes policristalinos resistem a coloração e a descoloração.(SWARTZ, 1988; VIAZIS; CAVANAUGH; BEVIS, 1990)

Apesar das vantagens dos braquetes cerâmicos, em uso clínico, eles tem problemas, incluindo a fragilidade que leva o braquete ao fracasso, danos ao esmalte durante a descolagem, desgaste do esmalte dos dentes opostos, e alta resistência ao atrito na mecânica de deslize.(ANGOLKAR et al., 1990; BAZAKIDOU et al., 1997; GHAFARI, 1992; KEITH; JONES; DAVIES, 1993; KUSY, R.P. et al., 1988; PRATTEN, 1990; SWARTZ, 1988; WINCHESTER, 1992) Braquetes cerâmicos policristalinos com aço inoxidável na canaleta foram desenvolvidos recentemente para combinar as características do atrito do aço inoxidável com a estética da cerâmica.(DICKSON; JONES, 1996)

2.3.2 Percepção estética dos aparelhos

Poucos estudos tem investigado a percepção estética dos aparelhos. Ziuchkovski et al.(ZIUCHKOVSKI et al., 2008) avaliaram a atratividade e aceitabilidade dos aparelhos convencionais, cerâmicos, autoligáveis e lingual, bem como alinhadores para os entrevistados ou para seus filhos. Rosvall et al.(ROSVALL et al., 2009) avaliaram uma série de braquetes e incluíram a avaliação do valor dos aparelhos estéticos para os consumidores. Ambos os estudos encontraram que a atratividade e aceitabilidade variaram significativamente de acordo com o tipo de aparelho. Os resultados foram, em ordem decrescente: aparelhos alternativos (alinhadores e lingual), braquetes cerâmicos convencionais e autoligáveis e, todos os braquetes de aço inoxidável convencionais e autoligáveis. Não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significante entre os aparelhos. Estes estudos mostraram ainda que os consumidores adultos valorizam menos a aparência de metal e estão menos dispostos a aceitar o tratamento com aparelhos que consideram não estéticos.

Os braquetes ortodônticos linguais e alinhadores transparentes (Invisalign; Align Technology, Santa Clara, Califórnia) são os aparelhos ortodônticos menos perceptíveis visualmente, no entanto, apenas os braquetes estéticos permitem que se execute um procedimento ortodôntico convencional. Suas propriedades ópticas (cor e estabilidade, translucidez e fluorescência) são fatores indiscutíveis na redução da percepção visual. Além disso, o conhecimento e cuidadosa avaliação das propriedades ópticas dos dentes dos pacientes pelo ortodontista, especialmente tonalidade (cor), deve ser considerada porque elas também influenciam no desempenho estético dos braquetes.(YU; LEE, 2011)

Quando os indivíduos adultos foram questionados se os aparelhos seria aceitável para o tratamento ortodôntico de seus filhos, Ziuchkovski et al.(ZIUCHKOVSKI et al., 2008) encontraram que todos os aparelhos que foram classificados como menos aceitáveis pelos adultos foram classificados como significativamente melhores em relação aos seus filhos.

Rosvall et al.(ROSVALL et al., 2009), no entanto, não encontraram nenhuma diferença na forma como o paciente adulto avaliou a aceitabilidade do aparelho para si ou para seus filhos.

Em uma pesquisa com 160 adultos suecos de 27 anos de idade, ortodonticamente tratados e não tratados, 84% responderam que eles fizeram, ou estariam dispostos a usar aparelho visíveis durante a adolescência se necessário.(MEIER; WIEMER; MIETHKE, 2003) Quando este mesmo grupo foi perguntado se os integrantes estariam dispostos a usar aparelho visíveis como adultos, 77% dos indivíduos não tratados previamente respondeu definitivamente ou provavelmente, em comparação com apenas 60% daqueles que tiveram um tratamento ortodôntico anterior. Isto sugere que as crianças estariam mais dispostas a aceitar o tratamento com aparelhos visíveis do que os adultos.(ROSVALL et al., 2009; ZIUCHKOVSKI et al., 2008)

Walton et al.(WALTON et al., 2010) determinaram como as crianças percebem a atratividade estética e aceitabilidade de uma variedade de aparelhos ortodônticos. Os resultados mostraram que as preferências de crianças e adultos para os aparelhos ortodônticos são diferentes. Reduzir a aparência dos metais nos aparelhos não é o fator determinante para a estética entre a maioria das crianças e adolescentes.

As preferências das crianças para aparelhos ortodônticos diferem por idade

e sexo. As crianças mais velhas tendem a ter uma maior preferência por aparelhos estéticos do que as crianças mais jovens. Braquetes com formatos diferentes tiveram maior aprovação entre os mais jovens e meninas.(WALTON et al., 2010)

Braquetes de aço inoxidável com ligaduras coloridas e alinhadores estéticos foram altamente aceitos por todas as faixas etárias.(WALTON et al., 2010)

Além disso, ligaduras elastoméricas coloridas contribuíram significativamente para a atratividade de aparelhos ortodônticos em crianças e adolescentes.(WALTON et al., 2010)

2.3.3 Resistência à fricção

A utilização incorreta ou a indicação errada dos braquetes estéticos pode gerar vários problemas, como o elevado coeficiente de atrito entre o braquete e o arco, o que pode interferir no tratamento ortodôntico.(GHAFARI, 1992; KEITH; JONES; DAVIES, 1993; NISHIO et al., 2004; TANNE et al., 1994)

Atrito é definido como uma força que atrasa ou resiste ao movimento relativo de dois objetos em contato, e sua direção é tangente à interface comum das duas superfícies.(ARTICOLO; KUSY, 1999; KAPUR; SINHA; NANDA, 1999a; TANNE et al., 1991) Há dois tipos de atrito: dinâmico, que ocorre durante o movimento, e estático, quando não há movimento.(DOWNING; MCCABE; GORDON, 1994; HO, 1991; OMANA; MOORE; BAGBY, 1992; TSELEPIS; BROCKHURST; WEST, 1994)

Uma distinção é feita também entre a força de atrito estático - a menor força necessária para iniciar o movimento - e força do atrito cinético - força necessária para resistir ao movimento de deslize de um objeto sólido sobre o outro em uma velocidade constante.(BESANCON, 1985; LOFTUS et al., 1999; OMANA; MOORE; BAGBY, 1992; PIZZONI; RAVNHOLT; MELSEN, 1998)

A primeira lei do atrito diz que a força de atrito é proporcional à carga aplicada (N) por uma constante, o coeficiente de atrito (μ) ($F = \mu \times N$). O coeficiente de atrito depende rugosidade relativa do material. A rugosidade da superfície é uma característica do material em si, de sua estocagem, e dos processos de fabricação (polimento, tratamento de calor). Todas as superfícies, mesmo das empresas mais rigorosas, tem irregularidades e contatos reais ocorrem apenas em alguns pequenos pontos ou asperezas.(KAPILA, 1990) Assim, a compreensão das forças de atrito entre os braquetes e fios é essencial para alcançar o movimento dentário adequado

e uma ótima resposta biológica.

Sob condições normais, a força de atrito é proporcional à carga aplicada, dependendo da natureza das superfícies de deslizamento,(NISHIO et al., 2004) e independentemente da área de contacto entre as superfícies e a velocidade de deslizamento (exceto a baixas velocidades)(KEITH; JONES; DAVIES, 1993) O coeficiente de atrito de um dado material é a razão entre a força tangencial (força de atrito) e a carga normal ou perpendicular aplicada durante o movimento.(BAKER et al., 1987; KEITH; JONES; DAVIES, 1993)

As forças de atrito estático e cinético geradas entre os braquetes e os arcos durante a mecânica de deslize devem ser minimizadas para permitir o movimento ideal do dente.(PROFFIT, W.R., 1986)

Vencer o atrito entre as duas superfícies exige considerações importantes no desenho do aparelho, uma vez que o atrito se opõe a qualquer ação para movimentar os dentes.(KUSY, R.P. et al., 1988)

Estudos tem demonstrado que a porção da força aplicada perdida devido à resistência ao deslizamento pode variar de 12% a 60%.(OGATA, 1996; TANNE et al., 1991)

Ligaduras elastoméricas e de aço inoxidável que envolvem o fio na canaleta do braquete fornecem níveis variáveis de força de ligação e podem afetar os valores de atrito.(ANGOLKAR et al., 1990; BEDNAR, 1991; FRANK; NIKOLAI, 1980; KEITH; KUSY; WHITLEY, 1994; OMANA; MOORE; BAGBY, 1992; RILEY, 1977; SHIVAPUJA; BERGER, 1994) Riley(RILEY, 1977) afirmou que a ligação de aço inoxidável poderia comprimir a canaleta do braquete plástico e, portanto, aumentar o atrito.

Para um objeto deslizar contra o outro, a aplicação de força deve superar a força de atrito, resistência de atrito maior exige maior força ortodôntica.(KAPUR; SINHA; NANDA, 1999a)

Muitos estudos tem avaliado os fatores que influenciam a resistência de atrito: materiais do braquete e fio, as condições da superfície de arcos e canaleta do braquete, seção do fio, torque na interface fio-braquete, tipo e força de ligação, o uso de braquetes autoligáveis, distância interbraquetes, saliva, e a influência das funções orais.(CACCIAFESTA et al., 2003)

Os braquetes cerâmicos tendem a ter uma elevada resistência de atrito ao deslizamento mecânico, quando comparados com braquetes de aço

inoxidável.(KUSY, R.P.; WHITLEY, 1997; NISHIO et al., 2004) Schumacher et al. (SCHUMACHER; BOURAUUEL; DRESCHER, 1990) afirmaram que o atrito foi determinado principalmente pela natureza da ligação. Forças de atrito podem ser reduzidas por meio de braquetes autoligáveis(THOMAS, 1998) ou ligaduras de baixo atrito.(BACCETTI; FRANCHI, 2006; FRANCHI; BACCETTI, 2006)

Muitos estudos tem sido realizados para avaliar os fatores que influenciam a resistência ao atrito: material do braquete e fio, condições superficiais dos arcos e da canaleta do braquete, seção do fio, torque na interface fio-braquete, tipo e força de ligação, o uso de braquetes autoligáveis, distância interbraquetes, saliva e influência das funções orais.(ANDREASEN; QUEVEDO, 1970; BRAUN et al., 1999; KAPILA, 1990; ROSE; ZERNIK, 1996)

Durante a mecânica de deslize, os tecidos biológicos respondem, e o movimento do dente ocorre apenas quando as forças aplicadas excedem o atrito na interface braquete/arco. Altos níveis de força de atrito podem resultar no descolamento do braquete, associado a um pequeno movimento dentário ou nenhum movimento. O atrito pode reduzir a força disponível em quase 40%, resultando em perda de ancoragem.(KEITH; JONES; DAVIES, 1993; TANNE et al., 1994; VAUGHAN et al., 1995) Por conseguinte, é essencial para compreender o impacto da fricção entre o braquete e o fio, de modo que a força correta deve ser aplicada para se obter movimentação dentária adequada e resposta tecidual ótima.(KAPUR; SINHA; NANDA, 1999a, 1999b; PRATTEN, 1990)

Clinicamente, quando se utilizam braquetes de aço inoxidável nos dentes posteriores em combinação com braquetes cerâmicos nos dentes anteriores, a diferença de atrito entre o aço e a cerâmica, podem resultar em movimento mais rápido dos dentes posteriores, o que causaria uma perda de ancoragem indesejada(BEDNAR, 1991; OGATA, 1996; TAYLOR; ISON, 1996) e um aumento da sobremordida.(DRESCHER; BOURAUUEL; SCHUMACHER, 1989; GHAFARI, 1992)

Portanto, para reduzir os efeitos indesejáveis da força de atrito, alguns autores(GHAFARI, 1992; TANNE et al., 1994) sugerem o desenvolvimento de braquetes cerâmicos com superfícies de canaleta que tenham melhor deslize. Recentemente, um novo braquete cerâmico foi projetado com um metal revestido na canaleta,(BISHARA et al., 1999) mas os estudos não provam sua eficácia na redução da força de atrito em mecânica de deslize.(NISHIO et al., 2004)

Diversas variáveis de atrito, que afetam o movimento dentário, foram

investigados em estudos anteriores.(ANGOLKAR et al., 1990; KAPILA, 1990; KUSY, R.P., 1988) Mas existem pontos de vista conflitantes sobre a influência da rugosidade superficial de arcos e canaletas de braquete na resistência ao atrito medido. Kusy et al.(KUSY, R.P., 1988) foram os primeiros a avaliar o efeito da superfície de fios usando espectroscopia. Os resultados mostraram que a baixa rugosidade superficial não era uma condição suficiente para se ter baixos coeficientes de atrito. Prososki et al.(PROSOSKI; BAGBY; ERICKSON, 1991) também mostraram resultados semelhantes usando um perfilômetro. No entanto, nestes estudos, a rugosidade da superfície das canaletas do braquete não foi considerada.

De todos os materiais testados até agora, são preferidos os braquetes de aço inoxidável pelos seus baixos valores de força de atrito. No entanto, preocupações foram expressas na literatura sobre o teor de níquel do aço inoxidável no ambiente oral. Os mais recentes braquetes estéticos cerâmicos são conhecidos por valores de atrito elevados. Para combater as duas demandas, braquetes estéticos cerâmicos com um canaleta de metal tem sido desenvolvidos.(ANGOLKAR et al., 1990; GHAFARI, 1992; KAPILA, 1990)

Pratten et al.(PRATTEN, 1990) compararam as forças de atrito entre aço inoxidável e braquetes cerâmicos. Em todas as condições, os braquetes de aço inoxidável apresentaram menores coeficientes de atrito do que os braquetes cerâmicos. O fio de aço inoxidável gera menos atrito do que o nitinol; e fricção aumentada, na presença de saliva artificial, em comparação com o ar. Estes resultados mostram que, em condições experimentais, tanto braquetes cerâmicos, quanto fios de nitinol e saliva aumentam a resistência de atrito estático.

Omana(OMANA; MOORE; BAGBY, 1992) testou a hipótese de que braquetes cerâmicos tem forças de atrito maior com a mecânica de deslize do que os braquetes convencionais de metal. Foram avaliadas as propriedades de atrito de seis diferentes tipos de braquetes ortodônticos cerâmicos 0,022" ("A" Company Starfire, Class One Contour Twin, GAC Allure IV, Ormco Lumina, Ortho Organizer Illusion, Unitek Transcend 2000). Foram comparados uns com os outros e com um braquete de metal semelhante em seções retas de fios de aço inoxidável e de Niti. Forças de atrito estático foram medidas com um aparelho de teste Instron. Um microscópio eletrônico de varredura (SEM) foi utilizado para analisar as características da superfície da canaleta do braquete de cada tipo de braquete. Os

resultados do teste foram analisados estatisticamente e revelaram que o aumento das cargas, resultou num conseqüente aumento do atrito. Todos os braquetes cerâmicos exibiram forças de atrito significativamente maiores quando comparados com o padrão de metal, exceto para o braquete moldado por injeção, Class One. Efeitos do tipo de fio neste estudo foram insignificantes. Os cantos dos braquetes de cerâmica podem desempenhar um papel significativo nas diferenças friccionais encontradas entre os vários tipos de braquetes de cerâmica.

Tem sido relatado que em todas as condições testadas, braquetes de aço inoxidável geram forças de atrito menores do que braquetes cerâmicos, mas não há diferenças significativas entre os dois tipos de cerâmica que foram utilizadas (Allure, GAC International, e Transcend, 3M Unitek Corp). Esta resistência de fricção significativamente menor dos braquetes metálicos é mais provável resultado de sua menor rugosidade da superfície, que é claramente visível quando se comparam os braquetes na microscopia eletrônica de varredura.(KARAMOUZOS; ATHANASIOU; PAPADOPOULOS, 1997)

Braquetes cerâmicos moldados por injeção criaram menos atrito do que os outros braquetes cerâmicos . E em geral, braquetes cerâmicos largos criaram menos atrito do que braquetes metálicos ou cerâmicos mais estreitos feitos do mesmo material.(OMANA; MOORE; BAGBY, 1992) Entretanto, em um estudo onde foram utilizados braquetes metálicos muito mais estreitos, não houve diferença significativa na fricção entre braquetes metálicos e cerâmicos.(KUSY, R.P.; WHITLEY, 1990)

A comparação das forças de fricção produzidas em braquetes cerâmicos e de aço inoxidável, quando foram utilizados diferentes fios, sugere que, para a maioria dos tamanhos, os fios em braquetes cerâmicos produzem atrito significativamente maior. Além disso, os fios de beta-titânio e Niti foram associados com forças de fricção superior à dos fios de aço inoxidável ou de cromo-cobalto.(ANGOLKAR et al., 1990; GARNER; ALLAI; MOORE, 1986; GHAFARI, 1992; KUSY, R.P.; WHITLEY, 1990; PRATTEN, 1990; STANNARD; GAU; HANNA, 1986)

Doshi e Bhad-Patil(DOSHI; BHAD-PATIL, 2011) avaliaram a resistência ao atrito estático entre braquetes (aço inoxidável, cerâmica e cerâmica com canaleta de ouro-paládio) e fios (aço inoxidável, Niti, TMA e TMA colorido de baixo atrito) e avaliaram a relação entre a aspereza da superfície e a quantidade de resistência de atrito entre as várias combinações de braquete e fio. Os autores(DOSHI; BHAD-

PATIL, 2011) encontraram que os braquetes cerâmicos tradicionais mostraram os maiores valores de atrito em todas as combinações testadas. O braquete cerâmico com canaleta de ouro-paládio apresentou valores mínimos de atrito em todas as combinações, e parece ser uma alternativa promissora para resolver o problema de atrito. O fio TMA apresentou os maiores e o fio de aço apresentou os menores valores de atrito. Os valores de atrito para o TMA colorido foram comparáveis com os fios de aço e, parece uma boa alternativa aos fios de aço durante o fechamento do espaço na mecânica de deslize. Houve uma correlação positiva entre a rugosidade da canaleta do braquete e a resistência ao atrito. Não foi encontrada correlação entre a rugosidade do fio e resistência ao atrito.

De acordo com Loftus,(LOFTUS et al., 1999) as forças de atrito com braquetes de aço inoxidável autoligáveis e convencionais e com braquetes cerâmicos com canaleta de aço inoxidável são semelhantes quando testados sob condições clínicas simuladas. No entanto, braquetes com canaleta de cerâmica geram maior atrito do que braquetes com canaleta de aço inoxidável. O atrito é mais elevado com arcos de beta-titânio do que com arcos de Niti, mas o atrito com cada um dos dois fios é semelhante ao encontrado para os arcos de aço inoxidável.

Na pesquisa de Bednar et. al.(BEDNAR, 1991) o material do braquete e o tipo de ligação influenciou significativamente a fricção. Além disso braquetes com ligaduras de aço levemente amarradas apresentaram menos atrito do que os braquetes com ligaduras elastoméricas. Para os braquetes de aço Ormco, a fricção aumenta proporcionalmente ao aumento do tamanho do fio. Para os braquetes de cerâmica da GAC, o atrito diminuiu com o aumento de tamanho do fio. Em geral, os braquetes cerâmicos produzem mais atrito do que braquetes de aço. Sob as condições de ensaio utilizadas, na qual o braquete foi inclinado em relação ao fio, os braquetes autoligáveis de aço Orec não demonstraram menos atrito do que os com ligadura de aço ou os ligados com elástico da Ormco.

Nishio et al.(NISHIO et al., 2004) pretendeu avaliar a força de atrito de braquetes cerâmicos, braquetes cerâmicos com canaleta reforçada de metal, e braquetes de aço inoxidável com arcos ortodônticos de aço inoxidável, Niti e beta-titânio, com angulações de 0° e 10° entre o braquete e o fio. E inferiram que o braquete de aço inoxidável teve os valores mais baixos estatisticamente significantes da força de atrito ($P < 0,05$), seguido pelo braquete cerâmico reforçado com canaleta de metal. O braquete cerâmico tradicional mostrou os maiores valores

de resistência de atrito e estatisticamente significantes ($P < 0,05$) em todas as combinações testadas. Os arcos de aço inoxidável tiveram os valores mais baixos estatisticamente significativas da força de atrito ($P < 0,05$), seguidos, em ordem crescente, de Niti e fios ortodônticos de beta-titânio, em todos os avaliados combinações. O braquete de cerâmica com canaleta reforçada de metal teve um valor de força de atrito mais baixo do que o braquete de cerâmica tradicional, e parece ser uma alternativa promissora para resolver o problema da fricção. A diferença nos valores da força de atrito entre o braquete de cerâmica reforçada com metal canaleta e o braquete de aço inoxidável é provavelmente causado pela falta de um ajuste perfeito e um intervalo entre a canaleta no braquete de metal e cerâmica.

Cacciafesta et al.(CACCIAFESTA et al., 2003) compararam as forças de atrito geradas por três tipos de braquetes (aço inoxidável, cerâmicos convencionais, e cerâmico com canaleta de metal), combinadas com 3 ligas de fio (aço inoxidável, Niti e beta-titânio) de três secções diferentes (0,016", 0,017"x0,025" e 0,019"x0,025"). E demonstraram que os braquetes cerâmicos com canaleta de metal geram forças de atrito significativamente menores do que os braquetes cerâmicos convencionais, mas forças superiores aos braquetes de aço inoxidável. Arcos de beta-titânio tem resistências de atrito superiores de aço inoxidável e aos arcos de Niti. Não foram encontradas diferenças significativas entre arcos de aço inoxidável e de Niti. Todos os braquetes apresentaram maior força de atrito estático e cinético quando o tamanho do fio aumentou. Braquetes de cerâmicos com canaleta de metal são, portanto, uma alternativa que apresenta menor atrito que os braquetes puramente cerâmicos e podem ser usados para pacientes com exigências estéticas.(CACCIAFESTA et al., 2003)

2.3.4 Resistência à fraturas

Braquetes cerâmicos monocristalinos e policristalinos tem uma fidelidade de cores de boa a excelente e combinam com a cor do dente natural. No entanto, braquetes cerâmicos demonstram várias deficiências que restringem seu uso clínico, principalmente sua baixa resistência à fraturas.(SCOTT, G.E., JR., 1988)

Ortodontistas devem estar cientes da natureza frágil dos braquetes cerâmicos e cuidado extra deve ser tomado durante o tratamento para evitar danos

à superfície do braquete com os instrumentos.(BISHARA; TRULOVE, 1990; GOTTLIEB; VOGELS, 1984)

Apesar de os braquetes cerâmicos estarem bem adaptados ao ambiente oral, ortodontistas tem notado problemas com a resistência à fratura desses braquetes.(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; RHODES et al., 1992)

A cerâmica mostra muito pouca deformação elástica ou plástica.(VAN VLACK, 1975) A resistência à ruptura, capacidade de um material para resistir à fratura é uma propriedade importante da cerâmica, assim como resistência à deformação é entre os metálicos.(SCOTT, G.E., JR., 1988) As técnicas de acabamento podem causar microfissuras, o que pode tornar os braquetes mais susceptíveis à fraturas. É, portanto, necessário comparar braquetes, ao invés de materiais de braquetes.(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991)

O processo de fabricação tem um papel muito importante no desempenho clínico dos braquetes cerâmicos. A presença de poros, interferências de usinagem e linhas de propagação contribuem para o comprometimento do uso do braquete em algum momento durante a clínica.(WINCHESTER, 1991)

As características de resistência cerâmica dependem da condição da superfície da cerâmica.(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; SCOTT, G.E., JR., 1988; SWARTZ, 1988; VIAZIS; CHABOT; KUCHERIA, 1993) Um risco superficial na superfície de um braquete cerâmico reduzirá drasticamente a carga necessária para a fratura.(SCOTT, G.E., JR., 1988; SWARTZ, 1988; VIAZIS; CHABOT; KUCHERIA, 1993)

A tenacidade de fratura da cerâmica é de 20 a 40 vezes menor do que a do aço inoxidável,(SCOTT, G.E., JR., 1988; SWARTZ, 1988) o que explica porque é muito mais fácil fraturar um braquete cerâmico do que um metálico.

A ruptura dos braquetes de cerâmica é um problema relacionado com a menor resistência à fratura do óxido de alumínio, e a capacidade de resistir a ela depende do tipo, da forma e do volume do material presente.(BIRNIE, 1990; KUSY, R.P. et al., 1988; SCOTT, G.E., JR., 1988; SWARTZ, 1988; VIAZIS; CAVANAUGH; BEVIS, 1990)

Estudos sobre o comportamento de fratura de braquetes cerâmicos tem mostrado que as rachaduras superficiais e falhas reduzem significativamente sua resistência à fratura. Porque em materiais cerâmicos praticamente não há deformações plásticas que poderiam aliviar essas tensões nas pontas das trincas.

Dessa forma, as fissuras se propagam até a falha estrutural total.(WINCHESTER, 1991)

Braquetes cerâmicos fraturados são desconfortáveis para os pacientes e são mais difíceis de remover do que aparelhos que permaneceram intactos. Além disso, repetidas quebras podem prolongar o tempo de tratamento e contribuir no comprometer o resultado ortodôntico.(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; RHODES et al., 1992)

A capacidade de um braquete cerâmico de resistir à quebras depende de vários fatores relacionados ao desenho do aparelho. As diferenças entre os braquetes monocristalino e policristalino são esperadas devido a incorporação de imperfeições na superfície do material policristalino. O volume de material presente e a forma do braquete, também influenciam a integridade estrutural.(FLORES et al., 1994; SWARTZ, 1988)

Para Gosh et al.(GHOSH et al., 1995), os vários braquetes estudados apresentaram várias características de projeto que demonstraram boa, assim como a má distribuição de estresse. Combinando as melhores características de cada projeto, seria possível desenvolver um braquete ideal.

Segundo o mesmo autor(GHOSH et al., 1995), os padrões de distribuição dos braquetes cerâmicos mostraram que o estresse tende a se concentrar no ponto ou perto de pontos de aplicação da força, e campos de tensão geralmente não são uniformes nessas áreas. O estresse concentrou-se nos cantos, bordas, e outras áreas de mudança abrupta na forma do braquete. A distribuição da tensão não foi uniforme e a secção transversal da estrutura mudou repentinamente e teve grandes gradientes em pontos localizados.

Testes de carga com braquetes cerâmicos através do torque no fio e forças de inclinação indicaram que existem diferenças significativas na força de fratura entre os braquetes de cerâmica atualmente disponíveis.(AKNIN et al., 1996; FLORES et al., 1990; GUNN; POWERS, 1991; HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; RHODES et al., 1992) Foram observadas diferenças entre a alumina policristalina, alumina monocristalina e entre os vários policristalinos. As forças de fratura dos braquetes cerâmicos foram significativamente menores do que os de metal, mas adequados para o uso clínico.(AKNIN et al., 1996) A alumina policristalina disponível atualmente e a monocristalina não só tiveram diferentes processos de fabricação e propriedades físicas, mas também diferentes desenhos.

Vários investigadores tem sugerido que o desenho do braquete pode ser um fator influente nas diferentes forças de fratura entre os braquetes cerâmicos disponíveis no mercado.

Embora a fratura dos braquetes cerâmicos tenha sido indicada como sendo um problema clínico, a literatura não tem dados científicos sobre a resistência à fratura dos braquetes por causa das várias formas de forças ortodônticas que podem ser aplicadas a eles.(MUNDSTOCK et al., 1999)

Mundstock et al.(MUNDSTOCK et al., 1999) testaram vários braquetes cerâmicos disponíveis no mercado por sua resistência à fratura durante a torção do arco. E obtiveram que a resistência à fratura dos braquetes cerâmicos durante a torção do arco parece ser adequada para o uso clínico. No entanto, para evitar que o braquete cerâmico frature, o clínico deve evitar a aplicação de força excessiva no arco.

A fratura de braquetes cerâmicos nas forças de inclinação e torque tem sido relatada como um problema na ortodontia.(KUSY, R.P. et al., 1988; SCOTT, G.E., JR., 1988; SWARTZ, 1988) Essa fratura contribui para o aumento do tempo de cadeira, o desconforto do paciente e o risco potencial para a saúde de aspiração de um fragmento de braquete.(MUNDSTOCK et al., 1999)

Quando braquetes cerâmicos quebram durante o tratamento ortodôntico, o paciente é submetido a um maior desconforto e maior tempo de cadeira. Há também um potencial risco de engolir ou aspirar os fragmentos radiolúcidos dos braquetes. Para superar essas deficiências, fabricantes tem introduzido novos produtos com desenhos de braquete e fabricação de processo melhorados.(AKNIN et al., 1996)

2.3.4.1 Resistência à fraturas no movimento de torção

Braquetes ortodônticos são submetidos a diversos tipos de força durante o tratamento. Durante o torque e a inclinação, o fio empurra as aletas oclusal e gengival em direções opostas, e essa pressão pode levar à ruptura do braquete, o que aumenta o tempo de tratamento e pode ser prejudicial para os pacientes.(SWARTZ, 1988)

Na Ortodontia, torque refere-se à inclinação vestibulolingual da raiz ou coroa e é comumente aplicado nos dentes anteriores superiores durante e após a sua retração. É o momento resultante da força que atua a distância a partir de um eixo

de rotação.(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991)

Devido à sua fragilidade, braquetes cerâmicos são propensos à fraturas durante os movimentos de torção e de inclinação.(AKNIN et al., 1996; HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; RHODES et al., 1992; SWARTZ, 1988)

Ativações de segunda ordem não costumam causar fraturas nos braquetes cerâmicos, a menos que o braquete tenha sido enfraquecido por um trauma direto ou através da introdução de defeitos de superfície durante o tratamento.(LINDAUER et al., 1994; RHODES et al., 1992)

Ativações de terceira ordem podem ser mais propensas a causar fraturas nos braquetes cerâmicos,(GOTTLIEB; NELSON; VOGELS, 1991; LINDAUER et al., 1994) mas parece que na maioria das situações reais, a resistência à fratura dos braquetes cerâmicos durante a torção do arco parece ser adequada para o uso clínico.(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991)

Estudando a resistência à fratura de braquetes cerâmicos durante a torção do arco, Holt et al.(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991) testaram 6 tipos de braquetes cerâmicos [Starfire ("A"-Company, San Diego, Calif.) de alumina monocristalina e 5 tipos de braquetes de alumina policristalina: Allure III (GAC International, Central Islip, NY), Transcend (Unitek, Glendora, Calif.), Quasar (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Col.), Fascination (Dentaurum, Newton, Pa.), 20/20 (American Orthodontics, Sheboygan, Wis.)]. Todos os braquetes eram de incisivos centrais superiores direitos, com canaletas 0,022" em conjunto com um fio 0,021"x0,028". O braquete de alumina monocristalina mostrou a maior variação intragrupo. Oito a dez graus de torção no arco produzem força suficiente para expressar o torque. A resistência à fratura de braquetes cerâmicos parece ser adequada para o uso clínico, no entanto, para evitar que o braquete cerâmico frature, o clínico deve evitar a aplicação de força excessiva no arco. O ideal seria aplicar torque em incrementos até 10°. Assim, o ortodontista deveria fazer ajustes mais frequentes.(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991)

Processos de fabricação, projetos estruturais e materiais podem explicar as diferenças na força necessária para que ocorra a fratura entre os diferentes tipos de braquetes. Os braquetes que mostraram uma resistência relativamente baixa à fratura podem ser melhorados através de uma melhor produção ou controle de qualidade.(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991)

Aknin et al.(AKNIN et al., 1996) avaliaram as fraturas dos novos braquetes

cerâmicos com a aplicação de forças de torção. E observaram que o Starfire TMB, o único braquete monocristino estudado, não quebrou durante a torção. Todos os braquetes policristalinos estudados suportaram as magnitudes comumente aplicadas no torque. Em comparação aos braquetes testados na pesquisa de Holt(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991), houve um aumento evidente na resistência à fratura dos braquetes Allure IV e Signature. Todos os braquetes testados mostraram que o torque variou entre 32° a 68° e foram maiores do que os estudos relatados anteriormente.(AKNIN et al., 1996)

Em sua pesquisa sobre a avaliação da resistência de braquetes estéticos nas forças de torção do arco, Nishio et al.(NISHIO et al., 2009) obtiveram que braquetes cerâmicos apresentaram maiores valores de força de resistência do que os de policarbonato. O braquete cerâmico com canaleta de metal apresentou a maior resistência à fratura, seguido, em ordem decrescente, pelo braquete de cerâmica com canaleta de ouro e braquete de cerâmica pura. Dos braquetes de policarbonato, o braquete de policarbonato reforçado com carga de cerâmica e canaleta de metal teve maior resistência à deformação, seguido pelo braquete de policarbonato com canaleta de metal e então de policarbonato puro. O braquete de cerâmica pura não apresentou valores de força de resistência estatisticamente significantes quando comparado com braquetes de cerâmica com canaleta de ouro, policarbonato reforçado com carga de cerâmica e canaleta de metal e, braquetes de policarbonato com canaleta de metal. A canaleta de metal parece reforçar a resistência à deformação ou à fratura, mas isto não foi demonstrado pela canaleta de ouro. Além disso, a inclusão de uma carga de cerâmica no braquete de policarbonato não parece aumentar a resistência à deformação. A área de maior incidência de fraturas nos braquetes cerâmicos estava na aleta incisal. Não foi possível avaliar as áreas de deformação do policarbonato porque esses braquetes apresentaram distorções reversíveis. O tamanho dos braquetes estéticos não influenciou os valores de força de resistência. Os baixos valores de resistência à fratura do braquete de cerâmica parecem estar mais associados à ausência do reforço da canaleta, ao invés de estarem relacionados à variação do tamanho do braquete. Isto sugeriu que o compartimento de aço inoxidável pode aumentar a resistência à deformação ou à fratura. Porém, canaletas de ouro e com carga de cerâmica são ineficazes para reforçar braquetes estéticos.(NISHIO et al., 2009)

Morina et al.(MORINA et al., 2009) estudaram as características biomecânicas dos sistemas de braquetes de metal, cerâmica e policarbonato. Foram utilizados seis diferentes tipos de braquetes, incluindo o Speed e Damon 2, ambos autoligáveis; dois braquetes metálicos convencionais, o Ultratrim e o Discovery; um braquete de cerâmica, o Fascination 2 e um braquete de policarbonato, o Brilliant. Foram utilizados fios de aço inoxidável com as dimensões 0,016"x0,022", 0,018"x0,022", 0,018"x0,025" e 0,019"x0,025", com cada tipo de braquete, simulando o movimento de torque de um incisivo central superior em um dispositivo biomecânico. Foi aplicado torque vestibular de 20° e a correção do mau posicionamento foi simulada experimentalmente com um Sistema de Simulação Ortodôntico (OMSS). Cada combinação braquete/fio foi analisada considerando os seguintes parâmetros: momento máximo de torque, correção do ângulo de torque, e o menor momento de torque. A combinação do fio de aço 0,019"x0,025" com os braquetes cerâmicos (Fascination 2) apresentou o momento máximo de torque (35 Nmm). A melhor correção de torque foi obtida com os braquetes de policarbonato (17°). Os momentos mais baixos foram de aproximadamente 5,2 Nmm (Damon 2 com fio de aço 0,016"x 0,022"), sendo que 5 Nmm é o intervalo do momento de torque mínimo recomendado. Os braquetes Discovery apresentaram momentos baixos e semelhantes à esse. De maneira geral, foram observadas apenas pequenas diferenças existentes entre os vários sistemas de braquetes, no que diz respeito à sua eficiência na correção de torque. A relação fio/canaleta parece ser mais importante do que as diferenças nos desenhos dos braquetes.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Investigar a expressão de torque em diferentes tipos de braquetes estéticos, convencionais e autoligáveis, utilizando o arco retangular de aço de 0,019"x0,025".

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo teve seu projeto dispensado de ser submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade Ingá por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou animais.

4.1 AMOSTRA

A amostra utilizada nesta pesquisa in vitro foi composta por dez tipos de braquetes de seis diferentes marcas comerciais, sendo quatro braquetes autoligáveis de cerâmica (In-Ovation C – GAC, Damon Clear – Ormco, QuickKlear - Forestadent, Click-It - TP Orthodontics), um autoligável de cerâmica com canaleta de metal (Clarity SL - 3M Unitek) três convencionais de cerâmica (Inspire Ice – Ormco, InVu Ceramic - TP Orthodontics, Roth Ceramic - Morelli) e um convencional de cerâmica com canaleta de metal (Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek). Como controle foi usado o braquete autoligável metálico Damon 3MX - Ormco, pois esse foi o que apresentou os melhores resultados na pesquisa de Franco(FRANCO, 2013).

Para desenvolver a pesquisa serão utilizados cinco braquetes de incisivo central superior direito de cada um dos tipos de braquetes citados anteriormente (totalizando 50 braquetes), todos com canaleta 0,022"x0,028" e, segmentos de fio de aço inoxidável retangular 0,019"x0,025" de aço de vareta da marca TP Orthodontics. Os braquetes foram distribuídos da seguinte forma (Tabela 1):

Tabela 1: Relação de braquetes que compuseram a amostra estudada.

MARCA COMERCIAL	MODELO	CANALETA	ORIGEM	QUANTIDADE	MATERIAL	MODO DE LIGAÇÃO	MATERIAL DO CLIPE
3M Unitek	Clarity SL	0,022"	3M Unitek, St. Paul, MN, USA	5	Alumina policristalina com canaleta de metal	Autoligável ativo	Metal
GAC	In-Ovation C	0,022"	GAC International, Bohemia, NY, USA	5	Alumina policristalina	Autoligável ativo	Metal
Ormco	Damon Clear	0,022"	SDS Ormco, Glendora, CA, USA	5	Alumina policristalina	Autoligável passivo	Cerâmica
Forestadent	QuickClear	0,022"	Forestadent, Pforzheim, Baden-Württemberg, Germany	5	Alumina policristalina	Autoligável ativo	Metal
TP Orthodontics	Click-It	0,022"	TP Orthodontics, LaPorte, IN, USA	5	Alumina policristalina	Autoligável passivo	Cerâmica
Ormco	Inspire Ice	0,022"	SDS Ormco, Glendora, CA, USA	5	Alumina monocristalina	Convencional	Sem clipe
TP Orthodontics	InVu Ceramic	0,022"	TP Orthodontics, LaPorte, IN, USA	5	Alumina policristalina	Convencional	Sem clipe
Morelli	Roth Ceramic	0,022"	Dental Morelli Ltda., Sorocaba, SP, Brasil	5	Alumina policristalina	Convencional	Sem clipe
3M Unitek	Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket	0,022"	3M Unitek, St. Paul, MN, USA	5	Alumina policristalina com canaleta de metal	Convencional	Sem clipe
Ormco	Damon 3MX	0,022"	SDS Ormco, Glendora, CA, USA	5	Metal	Autoligável passivo	Metal

Todos os tipos de braquetes testados apresentavam canaleta de 0,022", eram do mesmo lote e foram comprados aleatoriamente no mercado, não tendo sido doados, com o intuito de não haver influência dos fabricantes no resultado final da pesquisa.

4.2 MATERIAL

Para desenvolver a pesquisa, foram utilizados os seguintes materiais (Figuras 1 e 2):

- 50 segmentos de fio de aço inoxidável (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, USA), com 3,5 cm de comprimento cada, de secção retangular, de dimensão 0,019”x0,025” (lote 10713087SMS);
- 50 braquetes de incisivo central superior direito, de canaleta 0,022”, sendo 5 Clarity SL - 3M Unitek (lote: 1209009404), 5 In-Ovation C – GAC (lote: 100-112-00), 5 Damon Clear – Ormco (lote: 497.6460), 5 Quicklear - Forestadent, 5 Click-It - TP Orthodontics (lote: 30312A04), 5 Inspire Ice – Ormco (lote: 444.0111), 5 InVu Ceramic - TP Orthodontics (lote: 10813C05), 5 Roth Ceramic - Morelli (lote: 13050629/001), 5 Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek (lote:1209009404) e, como controle, 5 Damon 3MX - Ormco (lote: 494.4460);



Figura 1: Fio e braquetes utilizados no ensaio.

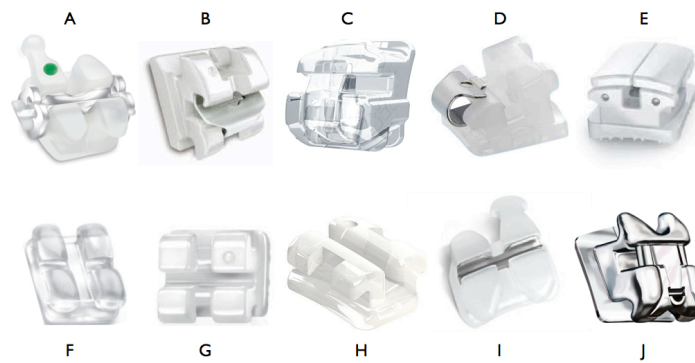


Figura 2: Braquetes testados (A: Clarity SL - 3M Unitek, B: In-Ovation C – GAC, C: Damon Clear – Ormco, D: QuicKlear - Forestadent, E: Click-It - TP Orthodontics, F: Inspire Ice – Ormco, G: InVu Ceramic - TP Orthodontics, H: Roth Ceramic - Morelli, I: Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek, J: Damon 3MX - Ormco).

- Adesivo ortodôntico OrthoPrimer Morelli (lote: 85.01.016) (Figura 3).



Figura 3: Adesivo utilizado no ensaio.

- Resina para colagem OrthoBond Morelli (lote: 85.01.015) (Figura 4).



Figura 4: Resina para colagem utilizada no ensaio.

- Elástico ortodôntico para ligadura – modular/vermelho (lote 1701799) (Figura 5).



Figura 5: Elástico ortodôntico para ligadura utilizado no ensaio.

4.3 MÉTODOS

Os testes de torção do sistema braquete/fio foram realizados no Laboratório de Qualidade Assegurada do Centro de Pesquisas das Indústrias Morelli (Sorocaba, SP, Brasil).

Foi utilizada uma Máquina Universal de Ensaio, (Emic DL2000), e adaptado a esta um dispositivo para ensaios de torção de fios e braquetes. O dispositivo foi desenvolvido a fim de realizar a torção do fio em suas duas extremidades de maneira simétrica (Figura 6).



Figura 6: Máquina Universal de Ensaio com dispositivo adaptado.

O dispositivo para ensaios de torção de fios e braquetes possui uma base para adaptação dos cilindros em que os braquetes foram colados para realizar os ensaios (Figura 7).

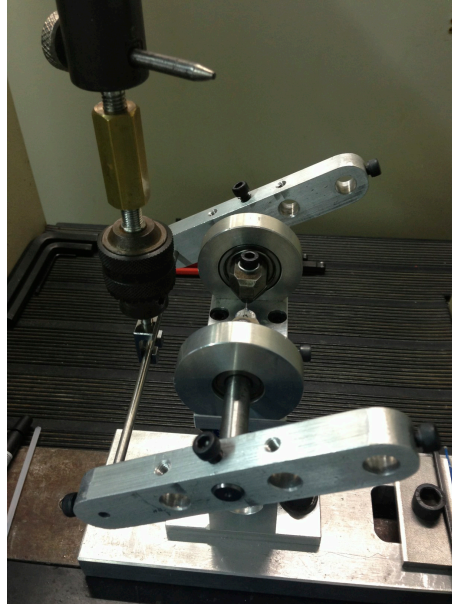


Figura 7: Dispositivo adaptado na Máquina Universal de Ensaios.

Para fixar o fio, dois outros cilindros, um de cada lado do dispositivo, foram confeccionados de modo que o sistema ficasse alinhado e assegurasse uma perfeita rotação do fio em torno do seu eixo longitudinal. Para isso, o dispositivo de torção teve uma montagem que garantisse um alinhamento entre o fio e a canaleta do braquete.

Em suas extremidades, esses cilindros laterais possuíam uma ranhura para direcionar o assentamento do fio quando este se encaixasse na canaleta (Figura 8).

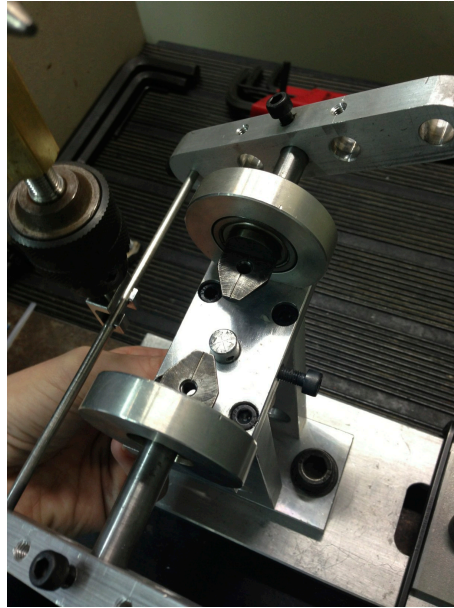


Figura 8: Ranhura direcionadora do fio.

A montagem do braquete na máquina seguia as seguintes etapas:

Inicialmente, posicionava-se o cilindro e prendia-se seu parafuso (Figura 9), então posicionava-se o fio já com o braquete ligado (Figura 10) e prendiam-se os parafusos superiores (Figura 11).

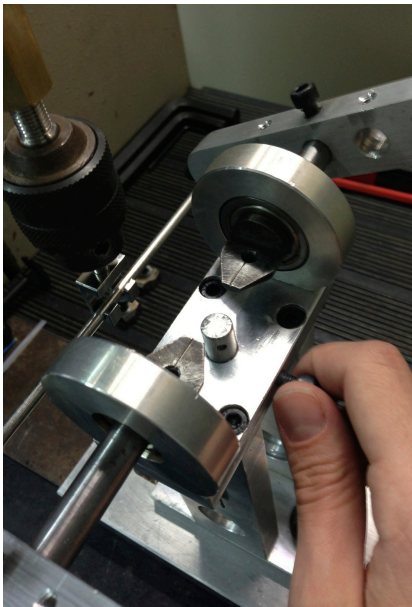


Figura 9: Posicionamento do cilindro.

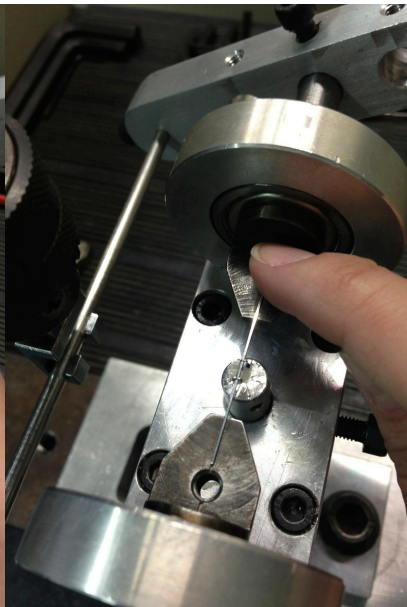


Figura 10: Posicionamento do fio, já com o braquete ligado.

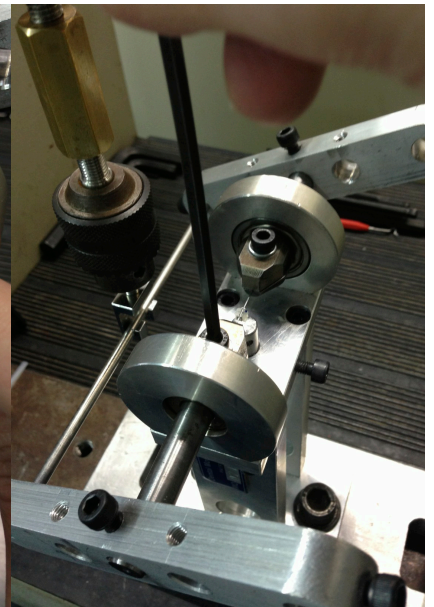


Figura 11: Parafusos sendo presos para estabilização do fio.

A colagem do braquete no cilindro era realizada com o adesivo ortodôntico OrthoPrimer Morelli em associação à resina para colagem OrthoBond Morelli, devido sua melhor resistência à ruptura.

Para a colagem, aplicava-se uma camada de adesivo, tanto na base do braquete, como na base do cilindro com aplicadores descartáveis (Figura 12). Fotopolimerizava-se por 20 segundos (Figura 13). Então colocava-se a resina para colagem na base do cilindro com uma espátula plástica (Figura 14), soltava-se o cilindro e com ele era realizada uma leve pressão de baixo para cima até que o braquete já preso ao fio encostasse na resina (Figura 15). Em seguida, fotopolimerizava-se por 40 segundos (Figura 16). Imediatamente após a colagem, era realizado o teste.

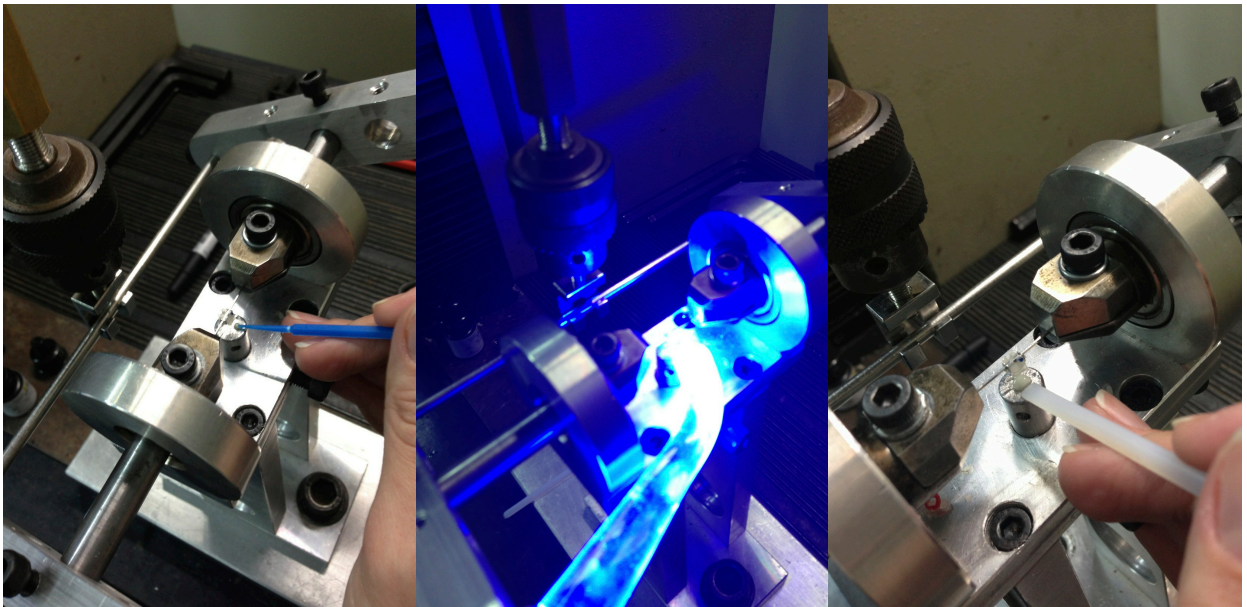


Figura 12: Aplicação de adesivo na base do cilindro e do braquete.

Figura 13: Fotopolimerização do adesivo.

Figura 14: Adaptação da resina para colagem.

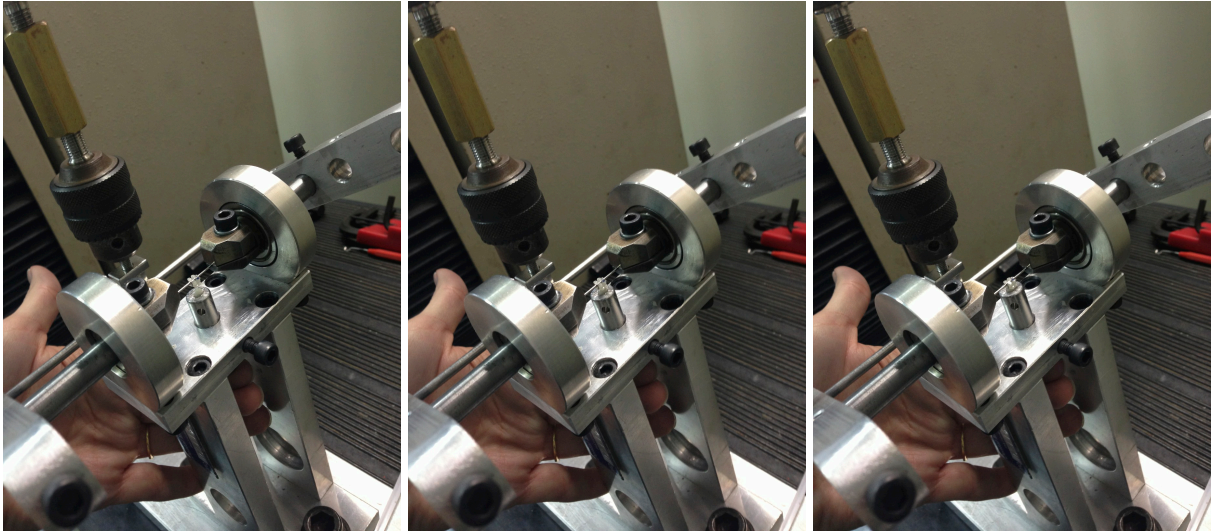


Figura 15: Movimento de leve pressão do cilindro para encostar na resina.

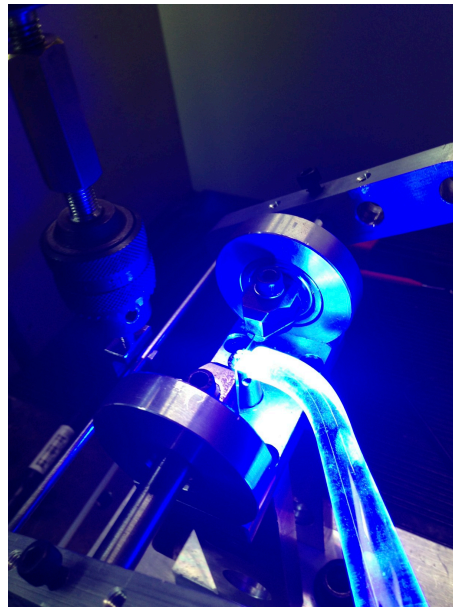


Figura 16: Fotopolimerização da resina para colagem.

A prescrição do torque dos braquetes não afetou o estudo, visto que a posição zero de torque foi utilizada como base de referência inicial para todos os braquetes testados (Figura 17).

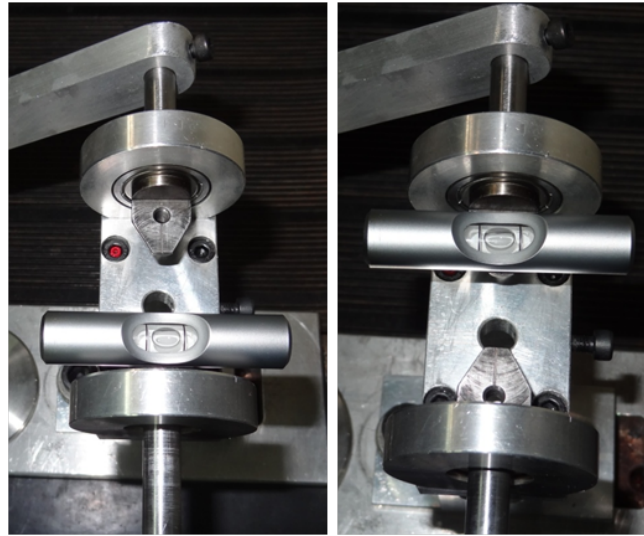


Figura 18: Nivelamento (Nível de Bolha).

A movimentação (subida) do cabeçote móvel da Máquina Universal de Ensaio era transmitida para o dispositivo de torção através de uma haste articulada (Figuras 19 e 20).

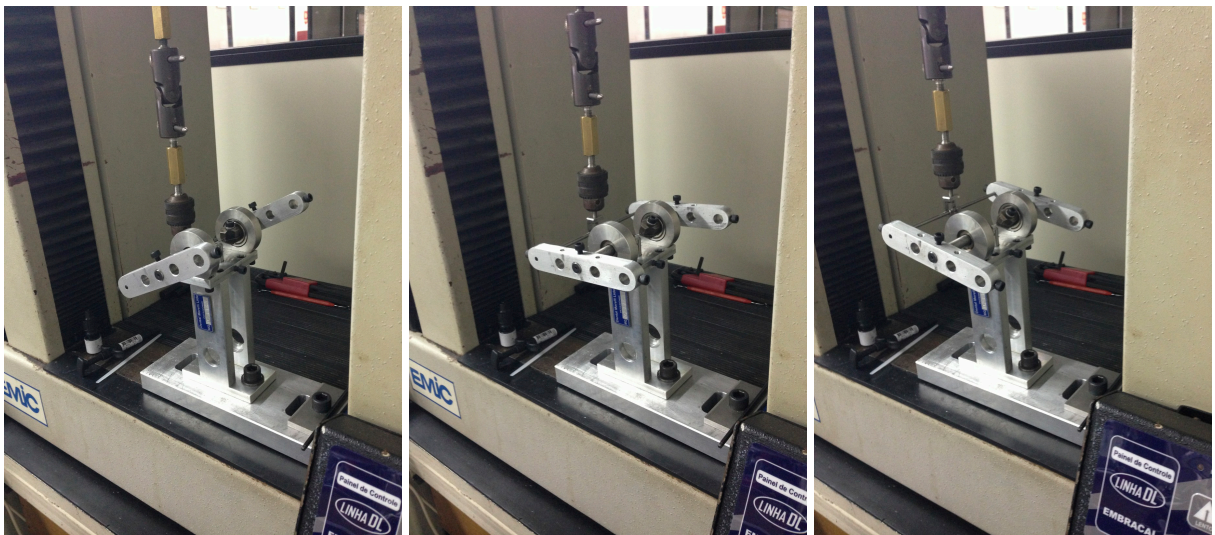
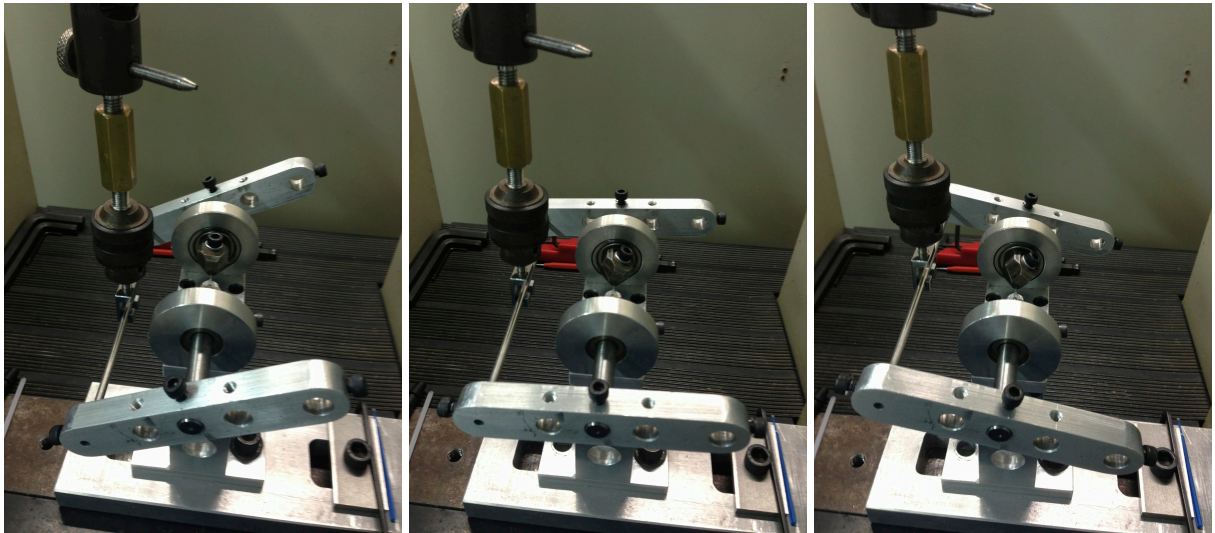
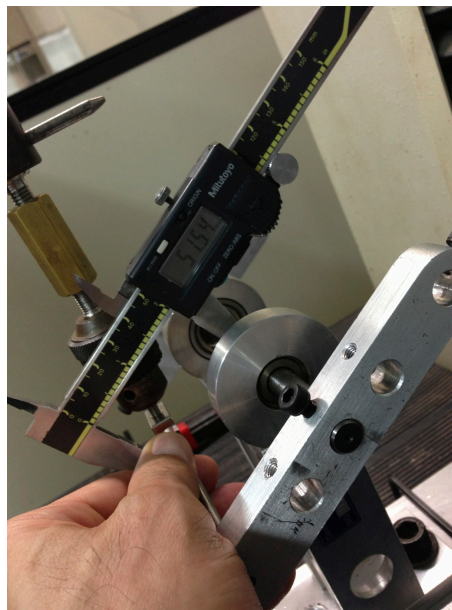


Figura 19: Movimentação do dispositivo - vista à distância.



Figuras 20: Movimentação do dispositivo - vista aproximada.

O dispositivo de torção constituía de um duplo braço de torção medindo 51,5 mm cada um, o que permitia a conversão do movimento da haste articulada em movimento circular. (Figura 21).



Figuras 21: Raio da Circunferência.

Um transdutor de medição de força/torque, com célula de carga de *strain gages*, foi utilizado para medir os componentes de forças e momentos (torque) das combinações fio/braquetes testados.

Para converter essas medidas em ângulo, a seguinte equação matemática foi utilizada:

Comprimento da Circunferência traçada pelos braços de torção = $\varnothing \times \pi$

\varnothing (Diâmetro da Circunferência traçada) = $2 \times R = 2 \times 51,5 = 103$

$\pi = 3,1416$ (Adotada a precisão de 4 casas decimais)

Comprimento da Circunferência = $103 \times 3,1416 = 323,5 \text{ mm}$

Logo, o Comprimento da Circunferência, ou seja, o Perímetro da mesma era de 323,5 mm.

Nos ensaios, os deslocamentos foram apurados respectivamente para os ângulos de torção no fio de 12° , 24° e 36° . Seja a figura ilustrativa (Figura 22), onde:

L = Comprimento do arco de circunferência, correspondente ao ângulo θ .

D = $2 \times r$ = Diâmetro da circunferência.

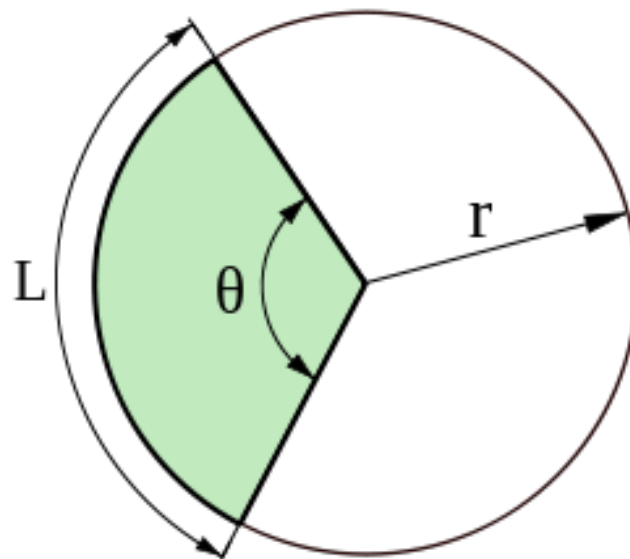


Figura 22: Esquema da circunferência de deslocamento da alavanca.

Para calcular o deslocamento da máquina para cada um dos ângulos, utilizou-se a relação abaixo (Tabela 2):

Tabela 2. Medidas lineares e angulares da circunferência

Perímetro da Circunferência	Medida Angular da Circunferência
323,5	360 ^o
L	θ

$$\theta \times 323,5 = L \times 360^{\circ}$$

Logo:

$$L = \theta \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 12^{\circ} \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 10,78 \text{ mm}$$

$$L = \theta \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 24^{\circ} \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 21,57 \text{ mm}$$

$$L = \theta \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 36^{\circ} \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 32,35 \text{ mm}$$

Ou seja, o deslocamento da haste metálica da máquina provocava um avanço circular no braço de torção com um ângulo θ que é transmitido ao fio.

Esse deslocamento foi medido pela máquina, descrito no texto e representado nos gráficos como deformação.

Havia um sensor que captava as forças e os torques aplicados, bem como o ângulo de torção, e transferia eletronicamente em forma de dados a um computador, de forma que o mesmo pudesse traduzir os resultados e exibir em forma gráfica.

Um software de captação de dados (*Tesc versão 3.01*) foi utilizado para captar o sinal do transdutor e registrá-lo para o arquivo.

4.3.1 Torque Aplicado

Nos testes realizados os torques aplicados foram medidos respectivamente nas torções de 12°, 24° e 36° em cada um dos 5 braquetes dos 10 (dez) tipos de braquetes testados.

4.3.2 Precisão Dimensional

Cuidado especial foi tomado com relação à precisão dimensional nas cotas mais críticas dos dispositivos, o que poderia comprometer a efetividade dos resultados.

Tais medidas estão demonstradas nos desenhos anexos do projeto dos dispositivos através de apertadas tolerâncias dimensionais de fabricação dos mesmos. As principais *Cotas Críticas* do projeto anexo e suas *Tolerâncias de Fabricação* foram:

Garra do Mandril = 0,40 ^{+0,05 / -0,05}

Diâmetro do Dispositivo de Torção de fios nos braquetes = 9,5 h6 ^{+0,000 / - 0,009}

Diâmetro de encaixe no Dispositivo de tração de fios = 9,5 H7 ^{+0,015 / -0,000}

Diâmetro interno do Mancal do Dispositivo de tração = 30 J6 ^{+0,008 / -0,005}

Diâmetro interno no Dispositivo de torção de fios = 30 J6 ^{+0,008 / -0,005}

Diâmetros de encaixes no Braço de torção = 10 H7^{+0,015 / -0,000} e 4 H7^{+0,012 / -0,000}

Diâmetro interno da polia sincronizadora = 10 H7 ^{+0,015 / -0,000}

4.3.3 Medição da altura das canaletas

Após os ensaios realizados, as alturas das canaletas de cada um dos 5 braquetes dos 10 (dez) tipos de braquetes testados foram medidas para complementação deste estudo, utilizando como instrumento um Projetor de Perfil (Starrett VB 300)(Figura 23).



Figura 23: Projetor de perfil (Starrett VB 300).

Mediu-se a distância entre as paredes incisal e cervical da canaleta de cada um dos braquetes avaliados (Figura 24).

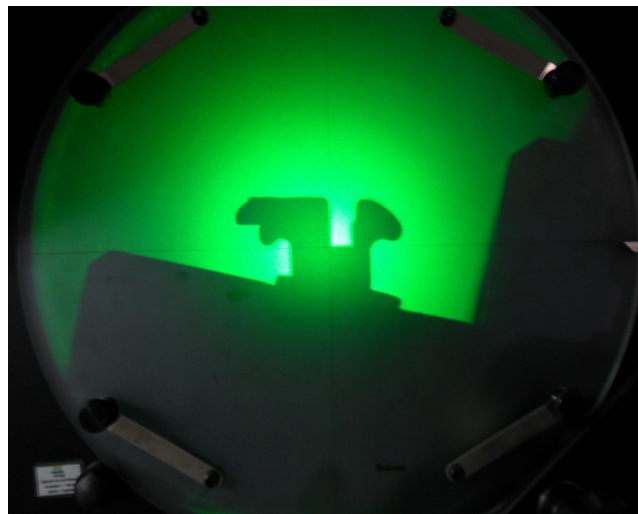


Figura 24: Braquete sendo medido pelo projetor de perfil (Starrett VB 300).

4.3.4 Medição da altura e largura dos fios

Foram medidas ainda a altura e largura de 5 segmentos do fio utilizado, através do uso de um Micrômetro Externo (Micromaster IP54) (Figura 25).



Figura 25: Micrômetro Externo (Micromaster IP54).

4.3.5 Cálculo da folga da canaleta

A folga da canaleta caracteriza-se pelo ângulo formado entre a aresta da seção do fio com a parede da canaleta do braquete. (MELING; ODEGAARD; MELING, 1997) O cálculo do ângulo em que o fio ao ser torqueado consegue tocar as paredes cervical e incisal da canaleta dos braquetes foi realizado através da mensuração das alturas das canaletas dos braquetes utilizados nos ensaios e dos segmentos de fio de mesmo calibre e lote. (JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010)

A movimentação entre o fio e a canaleta está representada na figura abaixo, na qual pode-se observar que a inclinação da aresta da seção do fio com a parede da canaleta do braquete forma um ângulo φ , chamado de folga da canaleta. (FRANCO, 2013; JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010)

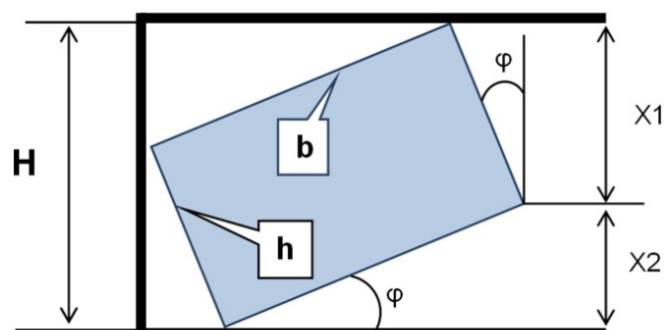


Figura 26: Esquema da folga da canaleta entre o fio e a canaleta do braquete (H = altura da canaleta do braquete; b = tamanho da aresta da base do fio; h = tamanho da aresta da altura do fio; φ = ângulo relativo à folga da canaleta).

Com base na figura acima, foi utilizada a seguinte fórmula, já citada anteriormente na literatura,(FRANCO, 2013; JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010) para se obter a folga da canaleta. A folga da canaleta foi calculada na calculadora HP 50g Graphing Calculator para um fio 0,019”x0,025” em uma canaleta 0,022”x0,028”:

$$X1 = h \times \text{Cos} (\varphi)$$

$$X2 = b \times \text{Sen} (\varphi)$$

$$H = X1 + X2$$

$$H = h \times \text{Cos} (\varphi) + b \times \text{Sen} (\varphi)$$

$$22 = 19 \times \text{Cos} (\varphi) + 25 \times \text{Sen} (\varphi)$$

$$\varphi = 7,2421^\circ$$

4.4 MÉTODOS ESTATÍSTICOS

A avaliação de normalidade dos dados foi realizada através do teste KOLMOGOROV-SMIRNORV.

As comparações intergrupos foram realizadas através da análise de variância a um critério (ANOVA) e o teste utilizado para comparações múltiplas foi o post hoc de Tukey.

Realizou-se a estatística descritiva (média, desvio-padrão) das alturas de todos os tipos de braquetes testados e também do fio utilizado.

Foram realizadas regressões lineares simples para verificar quanto o ângulo de torção do fio é responsável pelo momento de torção expresso na canaleta.

As análises estatísticas foram realizadas com o programa Statistica for Windows 7.0. Foram considerados estatisticamente significantes resultados com valor de $p < 0,05$.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Através dos valores obtidos nos ensaios foi possível realizar algumas avaliações e comparações.

As tabelas dos dados coletados foram assim organizadas: tabela 1, comparação intergrupos das angulações testadas dos 10 (dez) tipos de braquetes utilizados nos ensaios; tabela 2, comparação intergrupos das angulações testadas dos 4 (quatro) braquetes não autoligáveis utilizados nos ensaios; e tabela 3, comparação intergrupos das angulações testadas dos 6 (seis) braquetes autoligáveis utilizados nos ensaios.

5.1 COMPARAÇÃO INTERGRUPOS

Ao analisar os dados estatísticos de todos os tipos de braquetes em conjunto (Tabela 3), notou-se que quando os braquetes foram testados aos 12°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Click-it, QuickKlear, Inspire Ice, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic.

Quando avaliados aos 24°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Inspire Ice, Click-it, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic (Tabela 3). O braquete QuickKlear fraturou antes de atingir esse ângulo de torção.

Aos 36°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Inspire Ice, In-Ovation C e, por último, InVu Ceramic (Tabela 3). Os braquetes Ceramic Roth, QuickKlear e Click-it fraturaram antes de atingir esse ângulo de torção.

Tabela 3. Comparação intergrupos da força de tração (média em Nmm) dos 10 (dez) tipos de braquetes utilizados nos ensaios nas três torções testadas (teste ANOVA A 1 CRITÉRIO seguido do teste de Tukey). N=5

Variáveis	Ceramic Roth	Inspire Ice	InVu Ceramic	Clarity	Damon Clear	QuickKlear	Click-it	Clarity SL	In-Ovation C	Damon 3MX	P
	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	
12	12,85 (2,00) A	16,84 (1,55) AC	11,97 (2,44) A	26,66 (2,15) BE	28,07 (0,95) B	17,40 (2,10) ACD	19,58 (6,04) CD	22,96 (3,49) BC	13,80 (2,14) AD	21,48 (2,57) CE	0,000*
24	35,06 (1,69) A	39,24 (1,80) BE	34,07 (1,95) A	47,34 (1,67) CD	49,41 (1,01) C	-	37,32 (2,85) ABE	43,84 (2,75) DE	35,84 (1,48) AB	41,35 (1,69) E	0,000*
36	-	59,66 (1,43) A	55,57 (1,69) B	66,84 (1,54) C	68,69 (1,31) C	-	-	63,74 (1,96) D	55,97 (1,08) B	61,87 (1,22) AD	0,000*

*Estatisticamente significante para $P < 0,05$

Ao analisar os dados estatísticos dos braquetes não autoligáveis utilizados nos ensaios (Tabela 4), notou-se que quando os braquetes foram testados aos 12°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Clarity. Seguido pelo Inspire Ice, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic.

Quando avaliados aos 24°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Clarity. Seguido pelo Inspire Ice, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic (Tabela 4).

Aos 36°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Clarity. Seguido pelo Inspire Ice e, por último, InVu Ceramic (Tabela 4). O braquete Ceramic Roth fraturou antes de atingir esse ângulo de torção.

Tabela 4. Comparação intergrupos da força de tração (média em Nmm) dos 4 (quatro) tipos de braquetes não autoligáveis utilizados nos ensaios nas três torções testadas (teste ANOVA A 1 CRITÉRIO seguido do teste de Tukey). N=5

Variáveis	Ceramic Roth	Inspire Ice	InVu Ceramic	Clarity	P
	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	
12	12,85 (2,00) A	16,84 (1,55) B	11,97 (2,44) A	26,66 (2,15) C	0,000*
24	35,06 (1,69) A	39,24 (1,80) B	34,07 (1,95) A	47,34 (1,67) C	0,000*
36	-	59,66 (1,43) A	55,57 (1,69) B	66,84 (1,54) C	0,000*

*Estatisticamente significante para $P < 0,05$

Ao analisar os dados estatísticos dos braquetes autoligáveis utilizados nos ensaios (Tabela 5), notou-se que quando os braquetes foram testados aos 12°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity SL, Damon 3MX, Click-it, Quicklear e, por último, In-Ovation C.

Quando avaliados aos 24°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity SL, Damon 3MX, Click-it e, por último, In-Ovation C (Tabela 5). O braquete Quicklear fraturou antes de atingir esse ângulo de torção.

Aos 36°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity SL, Damon 3MX e, por último, In-Ovation C (Tabela 5). Os braquetes Quicklear e Click-it fraturaram antes de atingir esse ângulo de torção.

Tabela 5. Comparação intergrupos da força de tração (média em Nmm) dos 6 (seis) tipos de braquetes autoligáveis utilizados nos ensaios nas três torções testadas (teste ANOVA A 1 CRITÉRIO seguido do teste de Tukey). N=5

Variáveis	Damon Clear	QuickKlear	Click-it	Clarity SL	In-Ovation C	Damon 3MX	P
	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	
12	28,07 (0,95) A	17,40 (2,10) BC	19,58 (6,04) BC	22,96 (3,49) AB	13,80 (2,14) C	21,48 (2,57) B	0,000*
24	49,41 (1,01) A	-	37,32 (2,85) BC	43,84 (2,75) D	35,84 (1,48) B	41,35 (1,69) CD	0,000*
36	68,69 (1,31) A	-	-	63,74 (1,96) B	55,97 (1,08) C	61,87 (1,22) B	0,000*

*Estatisticamente significativa para $P < 0,05$

A seguir, seguem as figuras com os gráficos dos resumos dos testes de todas as marcas (força x deformação; torque x ângulo).

5.2 AVALIAÇÃO FORÇA X DEFORMAÇÃO

A análise Força x Deformação foi realizada com base nos registros feitos pela máquina durante os testes que gravou toda a evolução da força e sua relação com a deformação, ou seja, a relação da força com o deslocamento da haste metálica que fazia com que ocorresse a torção no fio à distância. A partir desses dados, foi feita uma média dos valores das amostras de cada tipo de aparelho.

A seguir está um resumo dos testes de todos os tipos de braquetes e logo abaixo, o gráfico que avalia cada tipo individualmente.

5.2.1 Resumo dos testes Força (N) x Deformação (mm)

Gráfico 1: Resumo dos testes Força x Deformação para todos os tipos de braquetes.

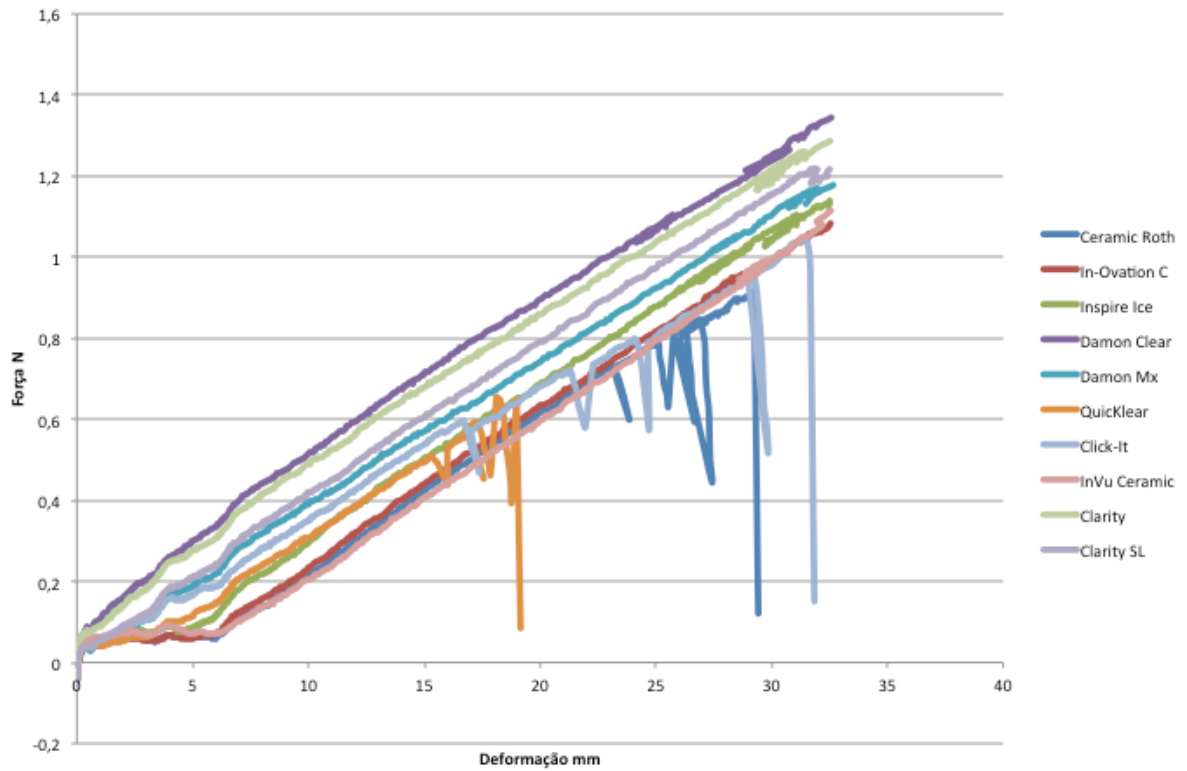
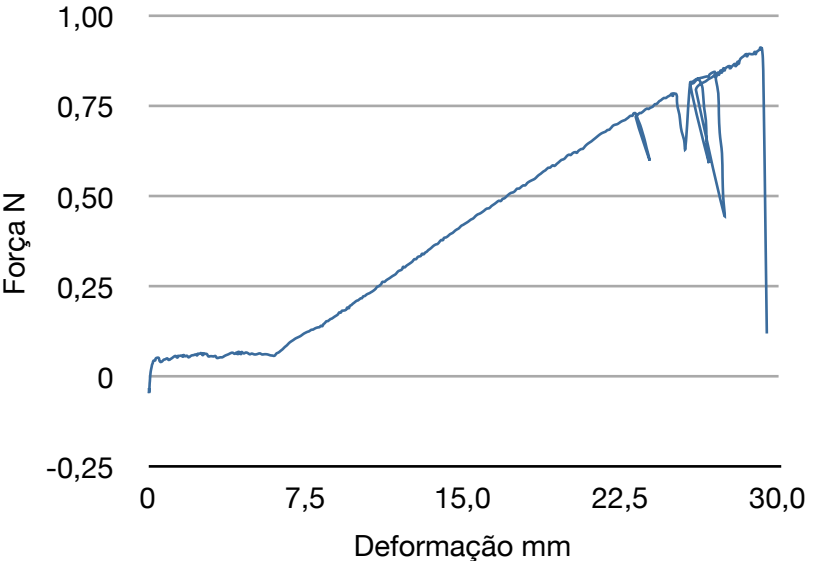
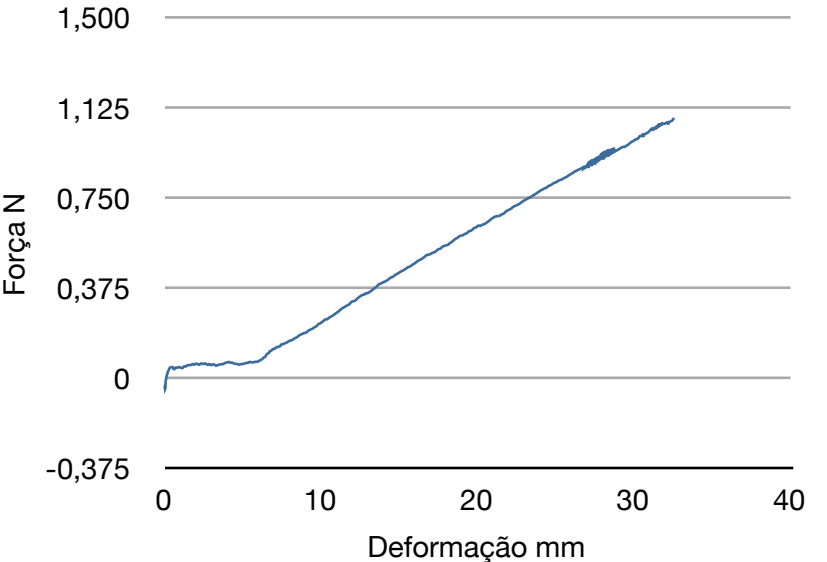
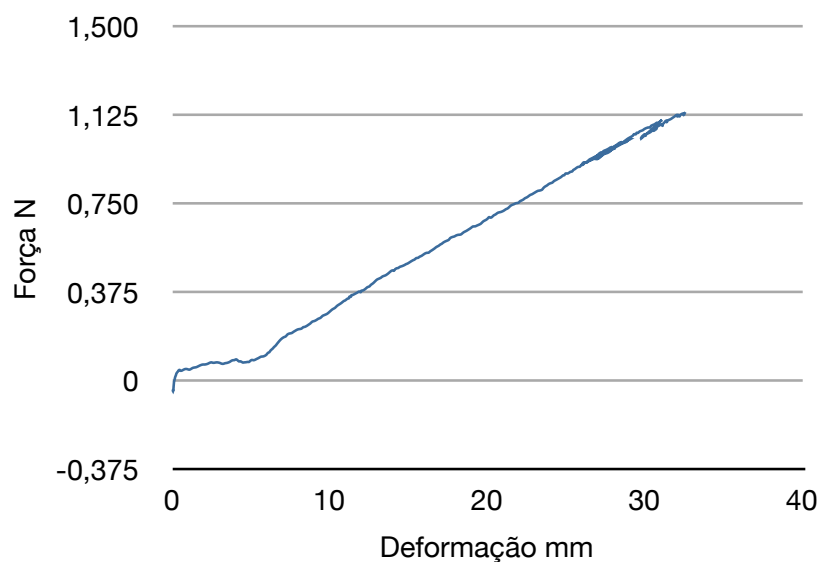


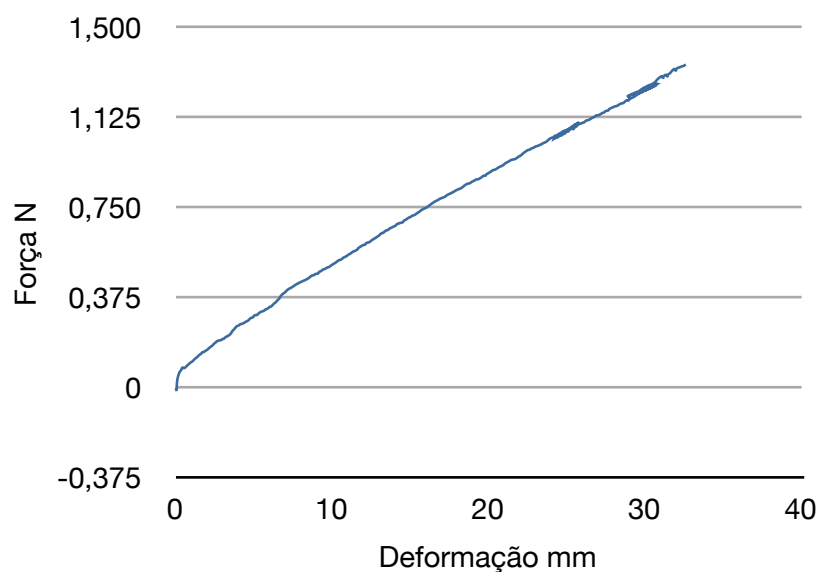
Tabela 6. Força x Deformação para cada tipo de braquete individualmente.

Braquete Testado	Gráfico
Ceramic Roth	 <p>Gráfico de Força N vs Deformação mm para Ceramic Roth. O eixo Y (Força N) varia de -0,25 a 1,00. O eixo X (Deformação mm) varia de 0 a 30,0. A curva mostra uma relação quase linear com uma pequena região de escoamento inicial e uma queda brusca após 28 mm de deformação.</p>
In-Ovation C	 <p>Gráfico de Força N vs Deformação mm para In-Ovation C. O eixo Y (Força N) varia de -0,375 a 1,500. O eixo X (Deformação mm) varia de 0 a 40. A curva mostra uma relação quase linear com uma pequena região de escoamento inicial e termina abruptamente após 33 mm de deformação.</p>

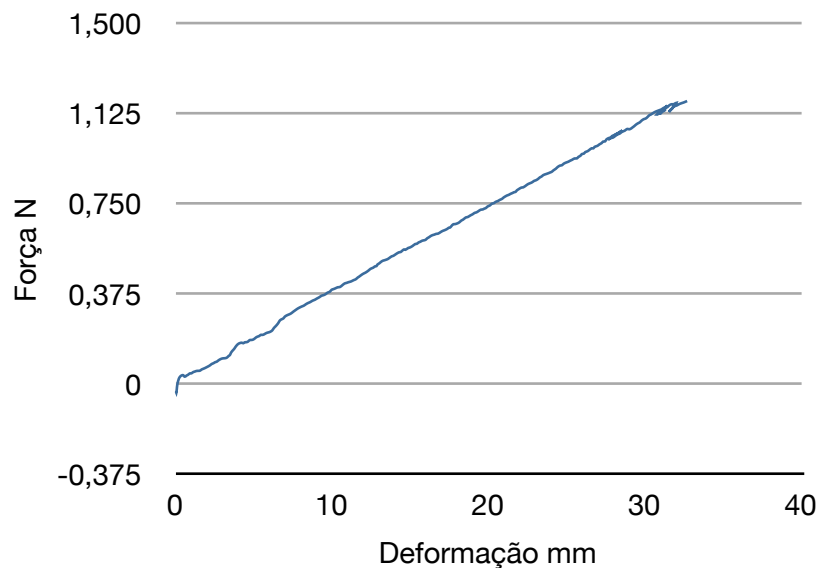
Inspire Ice



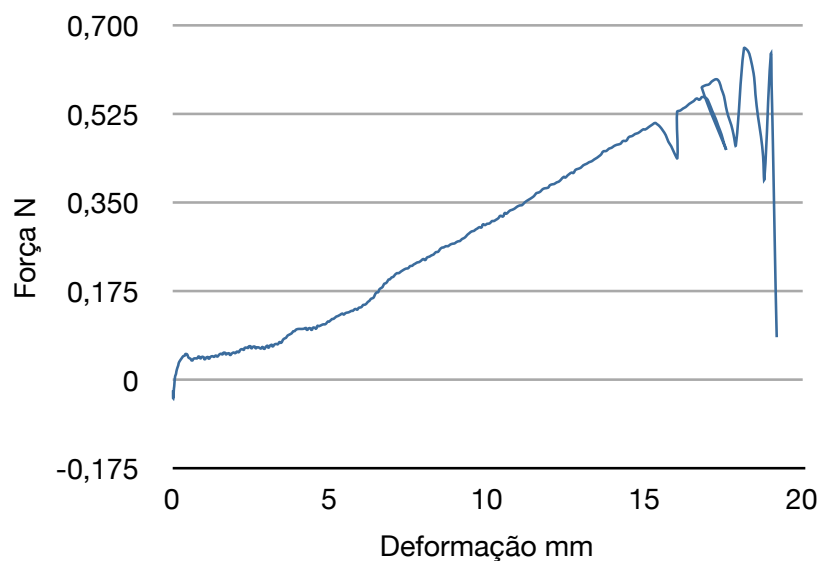
Damon Clear



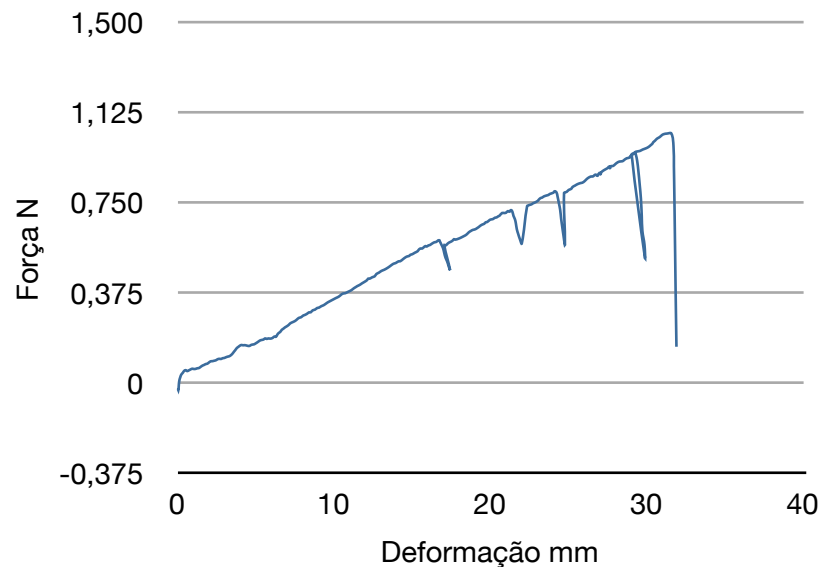
Damon 3MX



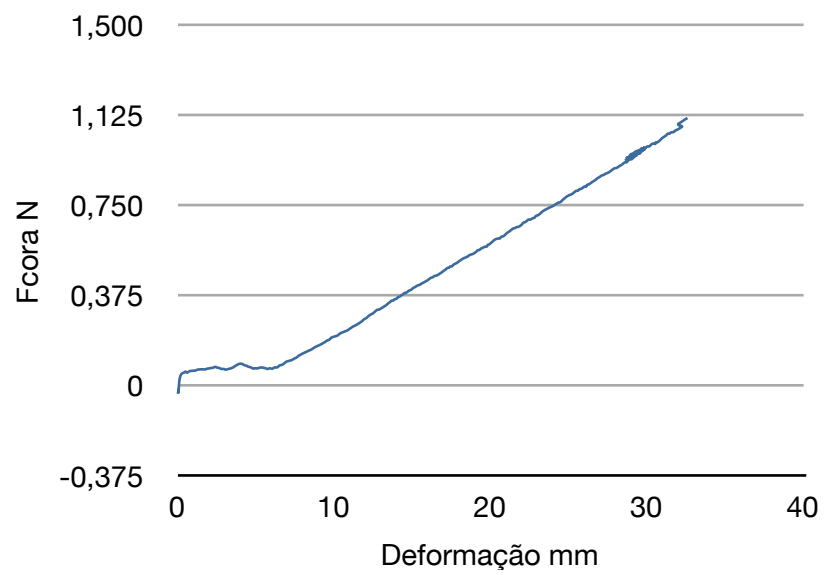
QuicKlear



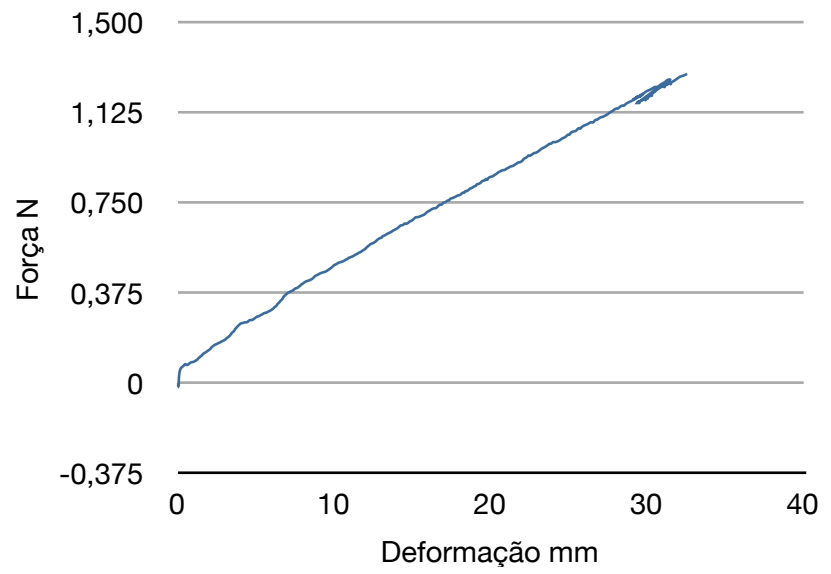
Click-It



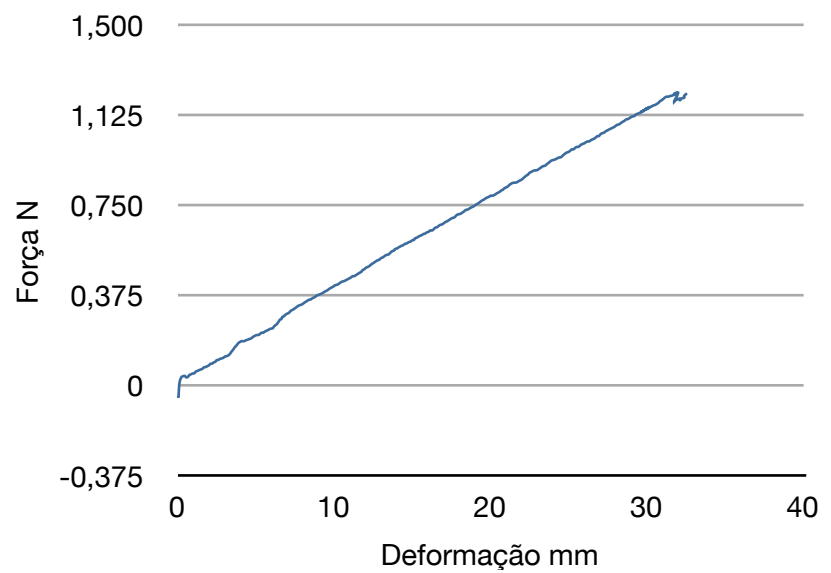
InVu Ceramic



Clarity



Clarity SL



5.3 AVALIAÇÃO MOMENTO DE TORÇÃO X ÂNGULO

A análise Momento de torção x Ângulo foi realizada com base nos registros feitos pela máquina durante os testes que gravou toda a evolução da força e sua relação com o momento de torção. A partir desses dados, foi feita uma média dos valores das amostras de cada tipo de aparelho.

Baseado nessa média, foi feita a conversão dos valores de força e deformação para ângulo e momento de torque.

Seguem os cálculos utilizados para a conversão:

O ângulo foi calculado com a regra de três abaixo:

$$\begin{array}{l} 323,5\text{MM} \quad \text{_____} \quad 360^\circ \\ \text{DEFORMAÇÃO (MM)} \quad \text{_____} \quad X(^\circ) \end{array}$$

Na regra de três, o valor 323,5 mm é o comprimento da circunferência do dispositivo. Esse valor equivale 360°, assim como a deformação da tabela (que é justamente o deslocamento da haste metálica para gerar a torção no fio à distância) está para x.

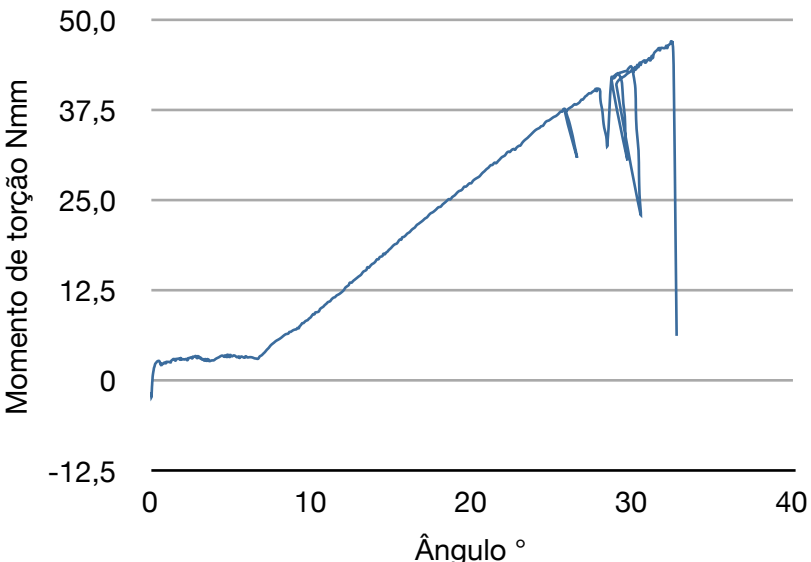
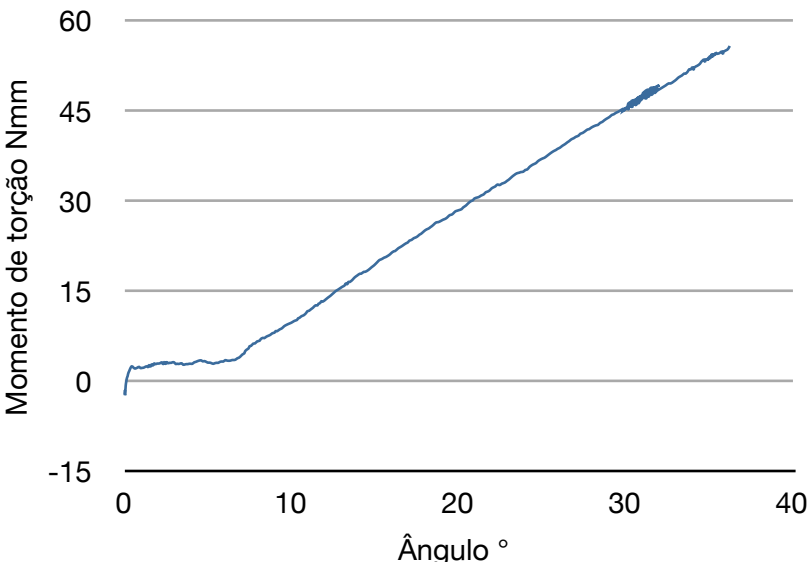
O momento de torção foi calculado com a fórmula abaixo:

$$\text{MOMENTO DE TORÇÃO (NMM)} = \text{FORÇA (N)} \times \text{DISTÂNCIA (MM)}$$

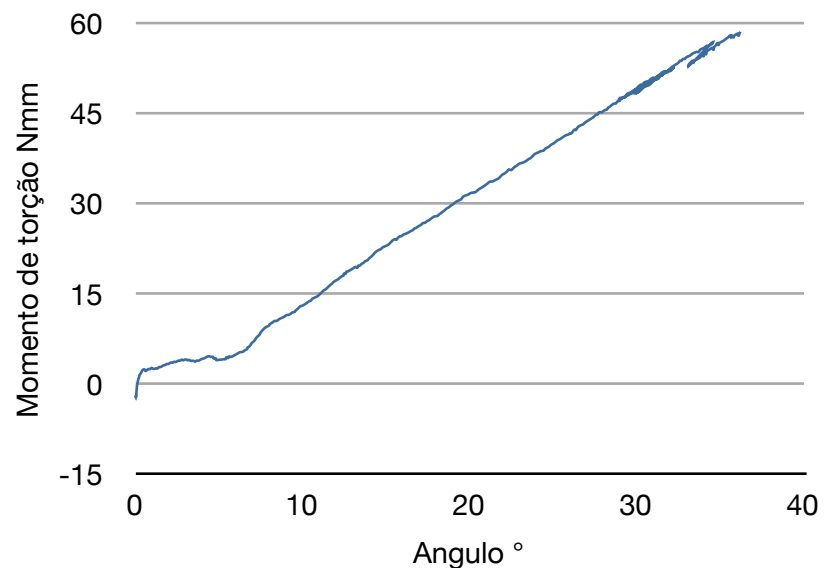
Essa distância é o comprimento do braço da alavanca do dispositivo que é igual a 51,5 mm.

A seguir está um resumo dos testes de todos os tipos de braquetes e logo abaixo, o gráfico que avalia cada tipo individualmente.

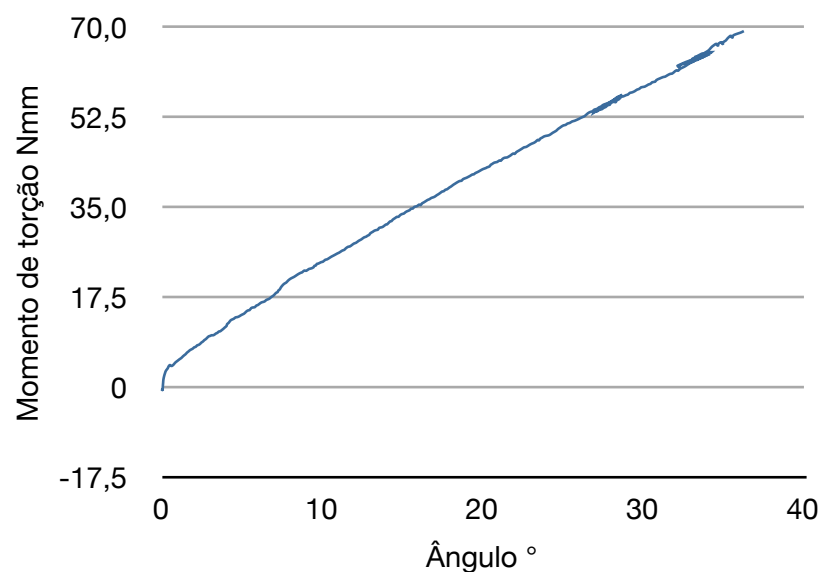
Tabela 7: Momento de torção x Ângulo para cada tipo de braquete individualmente.

Braquete Testado	Gráfico																						
Ceramic Roth	 <p>Gráfico do momento de torção versus ângulo para o braquete Ceramic Roth. O eixo Y representa o momento de torção em Nmm, variando de -12,5 a 50,0. O eixo X representa o ângulo em graus, variando de 0 a 40. A curva mostra um aumento progressivo do momento de torção com o ângulo, atingindo um pico de aproximadamente 45 Nmm em 33 graus, seguido por uma queda brusca.</p> <table border="1"><caption>Dados estimados para Ceramic Roth</caption><thead><tr><th>Ângulo (°)</th><th>Momento de torção (Nmm)</th></tr></thead><tbody><tr><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>5</td><td>2</td></tr><tr><td>10</td><td>5</td></tr><tr><td>15</td><td>10</td></tr><tr><td>20</td><td>18</td></tr><tr><td>25</td><td>28</td></tr><tr><td>30</td><td>38</td></tr><tr><td>33</td><td>45</td></tr><tr><td>34</td><td>25</td></tr><tr><td>35</td><td>10</td></tr></tbody></table>	Ângulo (°)	Momento de torção (Nmm)	0	0	5	2	10	5	15	10	20	18	25	28	30	38	33	45	34	25	35	10
Ângulo (°)	Momento de torção (Nmm)																						
0	0																						
5	2																						
10	5																						
15	10																						
20	18																						
25	28																						
30	38																						
33	45																						
34	25																						
35	10																						
In-Ovation C	 <p>Gráfico do momento de torção versus ângulo para o braquete In-Ovation C. O eixo Y representa o momento de torção em Nmm, variando de -15 a 60. O eixo X representa o ângulo em graus, variando de 0 a 40. A curva mostra um aumento progressivo e quase linear do momento de torção com o ângulo, atingindo um valor de aproximadamente 55 Nmm em 35 graus.</p> <table border="1"><caption>Dados estimados para In-Ovation C</caption><thead><tr><th>Ângulo (°)</th><th>Momento de torção (Nmm)</th></tr></thead><tbody><tr><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>5</td><td>2</td></tr><tr><td>10</td><td>5</td></tr><tr><td>15</td><td>10</td></tr><tr><td>20</td><td>18</td></tr><tr><td>25</td><td>28</td></tr><tr><td>30</td><td>38</td></tr><tr><td>35</td><td>55</td></tr></tbody></table>	Ângulo (°)	Momento de torção (Nmm)	0	0	5	2	10	5	15	10	20	18	25	28	30	38	35	55				
Ângulo (°)	Momento de torção (Nmm)																						
0	0																						
5	2																						
10	5																						
15	10																						
20	18																						
25	28																						
30	38																						
35	55																						

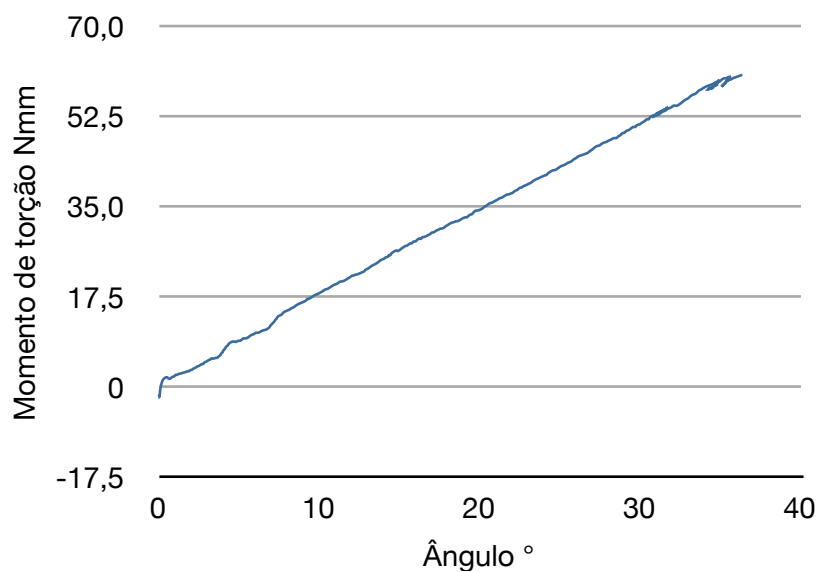
Inspire Ice



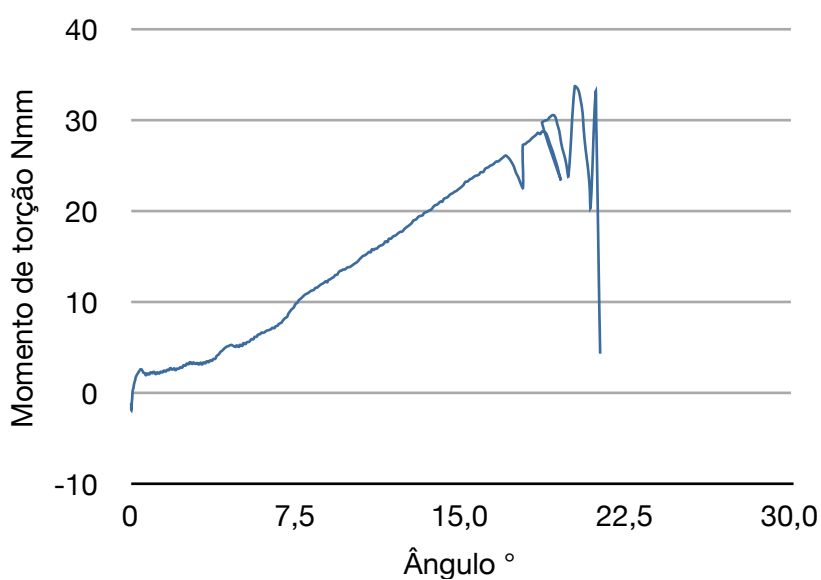
Damon Clear



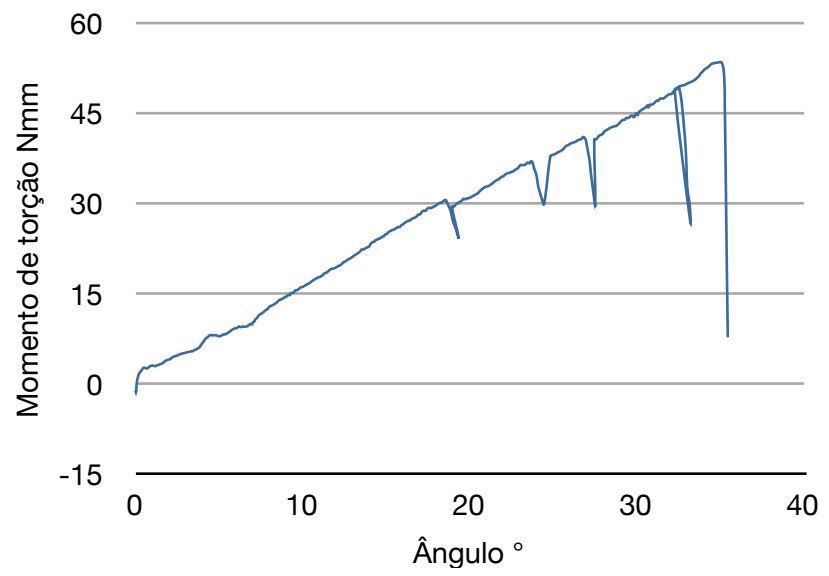
Damon 3MX



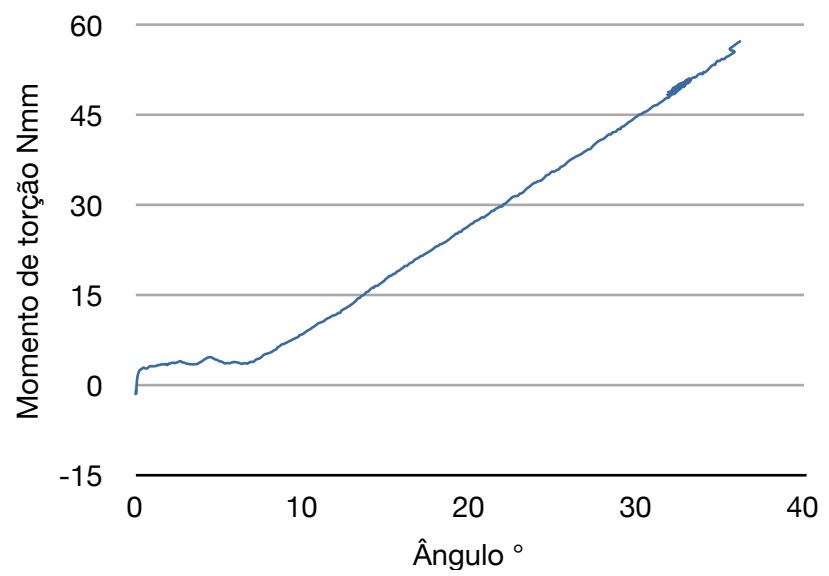
QuicKlear

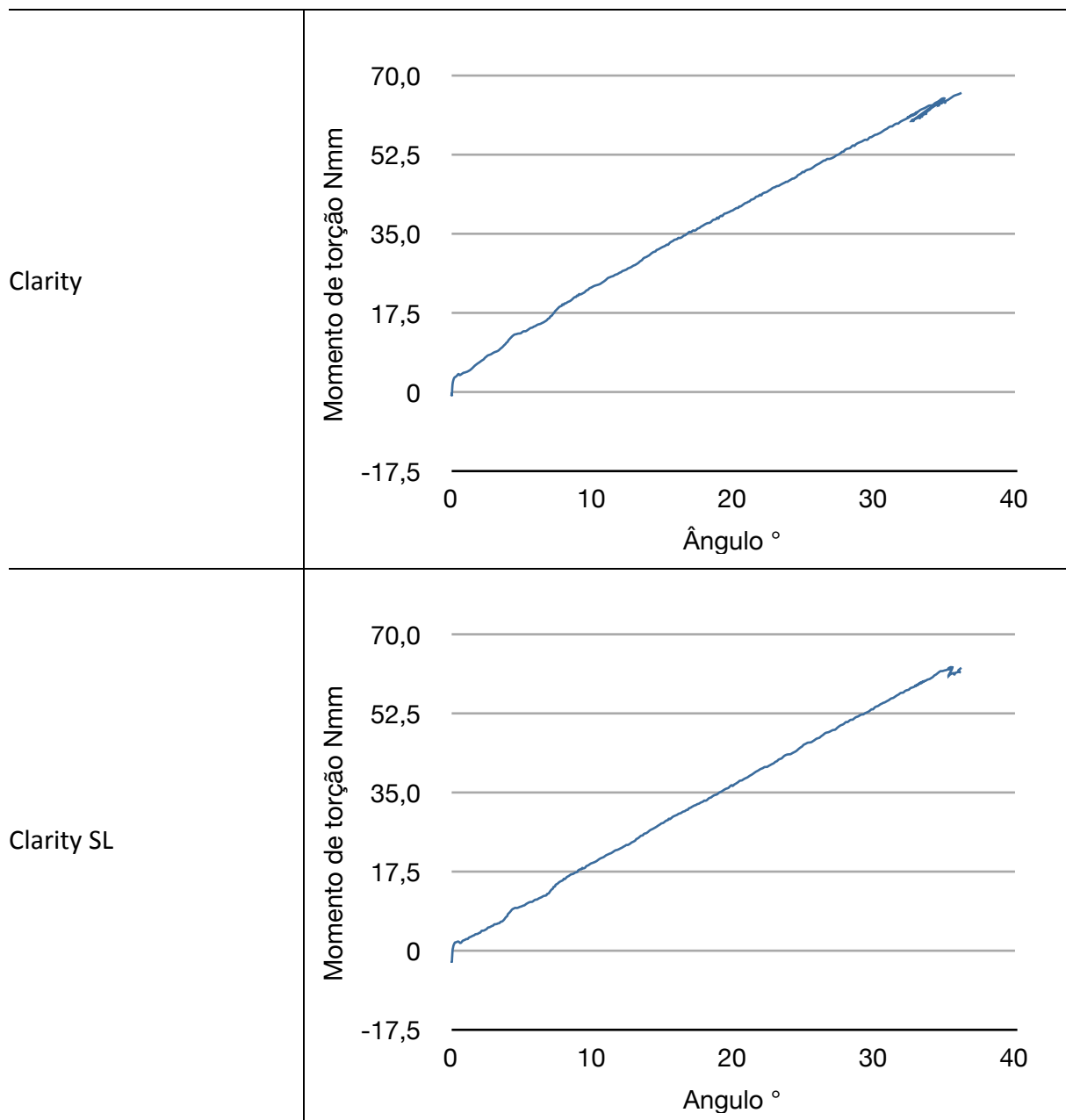


Click-It



InVu Ceramic





Em ambos os gráficos, os braquetes que já iniciaram expressando força ou momento de torção foram os que apresentaram a menor folga e conseqüentemente a menor altura de canaleta.

A partir da tabela com todos os valores registrados pela máquina, foi encontrado o ângulo de início de torque com $Y=0$. Foi encontrada também a faixa de torque considerada pela literatura como sendo clinicamente efetiva (5 a 20 Nmm), (BADAWI et al., 2008; BURSTONE, 1982; GMYREK et al., 2002; HUANG et al., 2009; REITAN, 1957) respectivamente para $Y=5$ e $Y=20$.

Tabela 8: Ângulos da faixa de torque clinicamente efetiva (5 a 20 Nmm).

	Ângulo de torção correspondente (°)									
	Ceramic Roth	In-Ovation C	Inspire Ice	Damon Clear	Damon 3MX	QuickKlear	Click-It	InVu Ceramic	Clarity	Clarity SL
Faixa de torque clinicamente efetiva Mínimo 5 Nmm	7,52	7,25	6,06	0,88	2,94	4,35	2,76	7,69	1,34	2,52
Faixa de torque clinicamente efetiva Máximo 20 Nmm	15,84	15,23	13,60	7,6	11,05	13,55	12,38	16,28	8,30	10,36

5.4 DIMENSÕES DAS ALTURAS DAS CANALETAS POR TIPO DE BRAQUETE

Foi realizada a estatística descritiva da altura das canaletas de todos os tipos de braquetes testados.

Tabela 9: Estatística descritiva da altura das canaletas (mm) dos diferentes tipos de braquetes testados (N=5).

Braquete testado	Altura média das canaletas (mm)	Altura média das canaletas (pol)	Desvio padrão
Ceramic Roth	0,582	0,02291	0,001342
In-Ovation C	0,575	0,02264	0,003768
Inspire Ice	0,575	0,02264	0,007259
Damon Clear	0,562	0,02213	0,001483
Damon 3MX	0,564	0,02220	0,003768
QuickKlear	0,592	0,02331	0,010863
Click-It	0,607	0,02390	0,004382
InVu Ceramic	0,630	0,02480	0,003464
Clarity	0,580	0,02283	0,008019
Clarity SL	0,579	0,02280	0,003114

5.4.1 Cálculo da folga da canaleta em função da variação da altura das canaletas

Foi calculada a folga da canaleta, cuja definição e conceituação estão descritas em 4.3.4, através do uso da fórmula $H = h \times \cos(\varphi) + b \times \sin(\varphi)$ na calculadora HP 50g e a substituição das incógnitas H que corresponde à altura da canaleta para cada tipo de braquete, h que corresponde à média da altura do fio (0,0188”) e b que corresponde à média da largura do fio (0,02479”).

Tabela 10: Ângulo correspondente à folga da canaleta por marca testada na utilização de um fio de dimensões (0,0188”x0,02479”).

Braquete testado	Altura média das canaletas (mm)	Altura média das canaletas (pol)	Folga da canaleta (°)
Ceramic Roth	0,582	0,02291	10,2199
In-Ovation C	0,575	0,02264	9,4904
Inspire Ice	0,575	0,02264	9,4904
Damon Clear	0,562	0,02213	8,1385
Damon 3MX	0,564	0,02220	8,3221
Quicklear	0,592	0,02331	11,3198
Click-It	0,607	0,02390	12,9872
InVu Ceramic	0,630	0,02480	15,6499
Clarity	0,580	0,02283	10,0028
Clarity SL	0,579	0,02280	9,9216

5.5 REGRESSÕES LINEARES SIMPLES POR TIPO DE BRAQUETE

As tabelas 11 A 19 mostram as regressões lineares simples dos braquetes Ceramic Roth, In-Ovation C, Inspire Ice, Damon Clear, Damon 3MX, Click-It, InVu Ceramic, Clarity e Clarity SL respectivamente. Não foi possível realizar a regressão linear simples do Quicklear pois o braquete fraturou antes de atingir os 24°.

Tabela 11 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Ceramic Roth.

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	t (8)	p
Intercepto			-9,36	1,86	-5,04	0,001*
Ângulo	0,99	0,05	1,85	0,10	18,93	0,000*

A – Ângulo

B – Coeficiente parcial de correlação.

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

$R^2 = 0,97$

$MT = -9,36 + 1,85.A$

Tabela 12 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete In-Ovation C.

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	t (13)	p
Intercepto			-6,96	1,12	-6,21	0,000*
Ângulo	1,00	0,02	1,76	0,04	40,62	0,000*

A – Ângulo

B – Coeficiente parcial de correlação.

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

$R^2 = 0,99$

$MT = -6,96 + 1,76.A$

Tabela 13 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Inspire Ice.

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	t (13)	p
Intercepto			-4,23	1,11	-3,82	0,002*
Ângulo	1,00	0,02	1,78	0,04	41,78	0,000*

A – Ângulo

B – Coeficiente parcial de correlação.

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

$R^2 = 0,99$

$MT = -4,23 + 1,78.A$

Tabela 14 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Damon Clear.

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	t (13)	p
Intercepto			8,10	0,81	10,02	0,000*
Ângulo	1,00	0,02	1,69	0,03	54,23	0,000*

A – Ângulo

B – Coeficiente parcial de correlação.

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

$R^2 = 0,99$

$MT = 8,10 + 1,69.A$

Tabela 15 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Damon 3MX.

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	t (13)	p
Intercepto			1,19	1,26	0,94	0,363
Ângulo	0,99	0,03	1,68	0,05	34,62	0,000*

A – Ângulo

B – Coeficiente parcial de correlação.

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

$R^2 = 0,99$

$MT = 1,19 + 1,68.A$

Tabela 16 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Click-It.

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	t (6)	p
Intercepto			1,84	5,54	0,33	0,751
Ângulo	0,89	0,19	1,48	0,32	4,67	0,003*

A – Ângulo

B – Coeficiente parcial de correlação.

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

$R^2 = 0,75$

$MT = 1,84 + 1,48.A$

Tabela 17 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete InVu Ceramic.

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	t (13)	p
Intercepto			-9,73	1,35	-7,19	0,000*
Ângulo	0,99	0,03	1,82	0,05	34,80	0,000*

A – Ângulo

B – Coeficiente parcial de correlação.

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

$R^2 = 0,99$

$MT = -9,73 + 1,82.A$

Tabela 18 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Clarity.

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	t (13)	p
Intercepto			6,77	1,21	5,61	0,000*
Ângulo	1,00	0,03	1,67	0,05	35,99	0,000*

A – Ângulo

B – Coeficiente parcial de correlação.

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

$R^2 = 0,99$

$MT = 6,77 + 1,67.A$

Tabela 19 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando a Momento de Torção (MT) como variável dependente para o braquete Clarity SL.

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	t (13)	p
Intercepto			2,73	1,85	1,48	0,163
Ângulo	0,99	0,04	1,70	0,07	23,82	0,000*

A – Ângulo

B – Coeficiente parcial de correlação.

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

$R^2 = 0,98$

$MT = 2,73 + 1,70.A$

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Com o intuito de auxiliar no entendimento dos resultados obtidos, serão discutidos em sequência a seleção da amostra e dos materiais utilizados nos ensaios, a metodologia empregada e por fim, os resultados obtidos.

6.1 AMOSTRA

Como o objetivo desta pesquisa foi a avaliação e a comparação da expressão de torque de braquetes estéticos, foram selecionados 10 (dez) tipos de braquetes. Dentre os braquetes estéticos testados, os modelos Ceramic Roth, Inspire Ice, InVu Ceramic e Clarity são estéticos convencionais; e os modelos Damon Clear, QuickKlear, Click-it, Clarity SL e In-Ovation C são estéticos autoligáveis. Utilizou-se como controle o braquete Damon 3MX, por ter sido o que apresentou os melhores resultados na pesquisa de Franco(FRANCO, 2013). Todos apresentavam canaleta com 0,022”.

Devido às diferentes formas de ligação fio/braquete existentes no mercado, optou-se por testar braquetes de diversos tipos. No braquete autoligável, o fechamento ocorre através de uma porta móvel que cria um tubo dentro do braquete quando fechado ou de um fecho de mola que funciona como a quarta parede do braquete e interage com o arco(CHEN et al., 2010; KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009). Nos braquetes convencionais testados, a ligação fio/braquete foi realizada com ligadura elastomérica.

Falando-se em torque, é relatado que o material e a deformação da canaleta (Eriksen, 2011) e o método de ligação (Badawi, 2008; Major, 2011) alteram a expressão do torque. Assim, optou-se por testar vários braquetes cerâmicos, um cerâmico com canaleta de metal e, foram incluídos na amostra tanto braquetes convencionais, quanto autoligáveis. Para se ter um parâmetro de comparação, foi utilizado um controle metálico. Não foram incluídos braquetes plásticos, pois apesar das inovações, esses braquetes ainda tem algumas desvantagens devido à suas propriedades mecânicas diminuídas em relação aos braquetes cerâmicos e sua

incapacidade de expressar o torque, ou seja, as forças geradas pelos arcos retangulares.(ARICI; REGAN, 1997)

Além disso, outros autores(GMYREK et al., 2002; MORINA et al., 2008) relatam que braquetes plásticos puros não tem lugar na ortodontia, uma vez que são incapazes de resistir à deformação, não sendo capazes de proporcionar o torque necessário.

Relatos na literatura afirmam que devido à sua fragilidade, braquetes cerâmicos são propensos à fraturas durante os movimentos de torção e de inclinação.(AKNIN et al., 1996; GOTTLIEB; NELSON; VOGELS, 1991; HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; LINDAUER et al., 1994; RHODES et al., 1992; SWARTZ, 1988) Porém, poucas são as pesquisas que avaliaram a expressão do torque nesses braquetes.

Para Holt(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991), a resistência à fratura dos braquetes cerâmicos durante a torção do arco parece ser adequada para o uso clínico. No entanto, para evitar que o braquete cerâmico frature, o clínico deve evitar a aplicação de força excessiva no arco.

Em virtude da escassez de pesquisas relacionadas à efetividade na expressão de torque de braquetes estéticos, optou-se por testar a expressão do torque em diferentes tipos de braquetes estéticos.

6.2 METODOLOGIA

Como este estudo teve a intenção de observar as diferenças existentes na expressão de torque entre vários tipos de braquetes estéticos, convencional e autoligável, o melhor método para comparar as diferenças entre as marcas foi testá-las estatisticamente em conjunto.

Para a realização dos testes foi utilizada uma Máquina Universal de Ensaio, (Emic DL2000), e adaptado a esta um dispositivo para ensaios de torção de fios e braquetes, que foi desenvolvido para realizar a torção do fio em suas duas extremidades de maneira simétrica. O dispositivo para ensaios de torção de fios e braquetes foi muito semelhante ao utilizado por Franco(FRANCO, 2013). Esse dispositivo possuía uma base para adaptação dos cilindros em que os braquetes foram colados para realizar os ensaios. Para prender o fio foram confeccionados

dois outros cilindros, um de cada lado do dispositivo, a fim de manter o sistema alinhado e permitir uma perfeita rotação do fio em torno do seu eixo longitudinal. Para isso, o dispositivo de torção foi montado de forma que garantisse um alinhamento entre o fio e a canaleta, desconsiderando o torque original da prescrição dos braquetes testados. Foram realizadas pesquisas similares utilizando também um dispositivo para a torção, embora com design diferente, mas com a mesma finalidade.(ARCHAMBAULT et al., 2010a; BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011b)

Ainda que alguns estudos semelhantes tenham optado por testar elementos dentários distintos,(CHUNG et al., 2009; HUANG et al., 2009) para este trabalho optou-se por utilizar somente braquetes do incisivo central superior. Isso porque este elemento tem sido amplamente testado em pesquisas conceituadas com o mesmo propósito.(BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; CASH et al., 2004; FRANCO, 2013; MORINA et al., 2009; ODEGAARD; MELING; MELING, 1994) Como o desvio padrão foi extremamente baixo, para desenvolver a pesquisa optou-se por utilizar apenas cinco braquetes de cada um dos tipos de braquete citados anteriormente (totalizando 50 braquetes), assim como na pesquisa de Franco.(FRANCO, 2013)

Cada combinação braquete/fio foi utilizada uma vez. Com o intuito de evitar a deformação do fio, para cada torção um segmento diferente era inserido.

Pela relação direta que existe entre a efetividade da expressão do torque e a interação entre o calibre do fio e da canaleta utilizada, o posicionamento final do dente dependeria da máxima expressão do braquete em interação com um fio retangular de diâmetro igual ao da canaleta (“full-size”). Para tal, seria necessário o uso de fios “full-size” no final do tratamento para obter o torque desejado, já que fios retangulares de menor calibre produziram uma folga na canaleta que alteraria o torque.(MEYER; NELSON, 1978)

Apesar dessa afirmação, optou-se por se utilizar o calibre 0,019”x 0,025” que já foi testado em várias pesquisas referentes ao torque.(BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; FRANCO, 2013; MAJOR et al., 2011b; MORINA et al., 2009; SIATKOWSKI, 1999)

Em se tratando de braquetes autoligáveis, a maioria das pesquisas consideraram o calibre 0,019”x 0,025” como o calibre de eleição para os testes de torção, mesmo que a folga entre o fio e a canaleta ainda persista pelo não

preenchimento total do calibre da canaleta (BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011b; MORINA et al., 2009) Algumas pesquisas utilizaram também fios de outros calibres, tais como 0,020"x 0,025" (JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010), 0,018"x 0,025" (HUANG et al., 2009) e 0,019"x0,0195". (ARCHAMBAULT et al., 2010b)

As combinações fio/braquete foram testadas em diferentes ângulos de torção no fio: 12°, 24° e 36° e para cada ângulo de torção, foi avaliado o momento de torção na grandeza "Nmm" (Newton x milímetro). Essas angulações já foram testadas anteriormente em pesquisa com o mesmo propósito, relatada na literatura em 2008. (BADAWI et al., 2008; FRANCO, 2013)

Não foi utilizado o ângulo de torção de 48° porque segundo a equipe do Laboratório de Qualidade Assegurada do Centro de Pesquisas das Indústrias (Sorocaba, SP, Brasil) no trabalho de Franco (FRANCO, 2013) que foi desenvolvido no mesmo laboratório, esse ângulo causou soltura excessiva dos braquetes e excesso de esforço mecânico nas paredes da canaleta dos braquetes, para além do que eles foram projetados, independente da marca. Além disso, a equipe sugeriu que se fosse usado o ângulo de 48°, muitos braquetes iriam se romper antes de atingir este ângulo.

Angulações diferentes também já foram utilizadas por outros autores, tal como Huang, que em 2009 (HUANG et al., 2009) avaliou o torque de 20° com fios de diversas espessuras. Outros autores (BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011b) pesquisaram também o momento em que o fio começou a expressar o torque.

6.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Neste estudo, foram avaliados dez tipos de braquetes, de seis diferentes marcas comerciais, todos com canaleta 0,022". A avaliação consistiu em verificar as possíveis diferenças no que concerne à expressão do torque que cada um dos braquetes poderia produzir quando da interação com um fio de secção retangular de dimensão 0,019"x0,025". Os braquetes testados estavam distribuídos da seguinte forma: quatro braquetes autoligáveis de cerâmica (In-Ovation C – GAC, Damon Clear – Ormco, Quicklear - Forestadent, Click-It - TP Orthodontics), um autoligável

de cerâmica com canaleta de metal (Clarity SL - 3M Unitek) três convencionais de cerâmica (Inspire Ice – Ormco, InVu Ceramic - TP Orthodontics, Roth Ceramic - Morelli) e um convencional de cerâmica com canaleta de metal (Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek). Como controle foi usado o braquete autoligável metálico Damon 3MX - Ormco, pois esse foi o que apresentou os melhores resultados na pesquisa de Franco(FRANCO, 2013).

Todos os braquetes foram testados uma vez, com um segmento diferente de fio para cada teste. Foram registrados os momentos de torque em três ângulos de torção distintos: 12°, 24° e 36°, conforme já realizado em pesquisas anteriores.(BADAWI et al., 2008)

Ao analisar os dados encontrados, foram observados resultados estatisticamente significantes para todas as torções testadas em todos os braquetes.

Nos testes, observou-se que o braquete Damon Clear apresentou o maior valor de torque em todas as angulações testadas, sempre seguido pelo Clarity, Clarity SL e Damon 3MX.

Observou-se com os resultados que o comportamento dos braquetes testados foi independente do modo de ligação que cada um apresentava. Visto que não houve uma lógica, não há como generalizar que os autoligáveis, passivos ou ativos, apresentaram melhor expressão do torque do que os convencionais. E nem é possível estabelecer uma comparação conjunta generalizada entre os autoligáveis ativos e passivos. Cada um apresenta um comportamento, tanto entre os autoligáveis ativos e passivos, como quando comparados aos convencionais.

Contudo, alguns estudos corroboram os resultados encontrados neste estudo. Com relação à efetividade em relação a expressão e correção do torque, Morina et al. em 2009 relataram somente pequenas diferenças entre os vários sistemas de braquetes, autoligáveis ativos, passivos e braquetes convencionais.(MORINA et al., 2009) Outros resultados que se assemelham aos desse autor são os de Pandis et al. e Fansa et al. (FANSA et al., 2009; PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006) que afirmaram que os braquetes autoligáveis não são superiores aos convencionais quando se comparam suas características biomecânicas, ou seja, não há diferença estatisticamente significantes entre eles.

Corroborando esses achados, após avaliar a capacidade de torque de braquetes convencionais e autoligáveis, Huang(HUANG et al., 2009) em 2009 afirmou que o efeito do sistema de braquetes tem pouca importância. O que

realmente interfere no momento de torque são as características do arco, ou seja, tipo e a espessura do fio utilizado.

O último trabalho realizado que também suporta os resultados deste estudo foi desenvolvido por Brauchli et al.(BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012), em 2012. Em sua pesquisa foi determinada a quantidade de torque expresso por várias marcas de braquetes autoligáveis, ativos e passivos, e avaliado se os cliques dos braquetes ativos interferiam na expressão final do torque. Ao final, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois sistemas, o que demonstrou que não faz diferença o braquete ser ativo ou passivo. O que realmente importa na transmissão do torque é a dimensão da canaleta do braquete.

Ao contrário destes resultados, foi relatado que se consegue um melhor controle nos movimentos de torque, rotação e inclinação dos dentes quando são utilizados braquetes autoligáveis interativos.(VOUDOURIS, J.C.K., M. M., 2003)

Ao medir a diferença dos momentos de terceira ordem utilizando apenas um fio de aço inoxidável 0,019"x0,025" em dois braquetes autoligáveis ativos e dois passivos, Badawi et al. mostraram que os primeiros são mais efetivos na expressão do torque do que os últimos.(BADAWI et al., 2008) Muito provavelmente o resultado de Badawi et al.(BADAWI et al., 2008) foi diferente do encontrado nesta pesquisa pela diferença na altura das canaletas dos braquetes testados.

O trabalho de Gick et al. (GICK, 2012) demonstrou que o tipo de ligação influencia no percentual de correção do torque. As ligações interativa e metálica apresentaram as maiores porcentagens de correção do torque, atingindo a totalidade da prescrição incorporada ao braquete com o fio 0,019"x0,025". E as ligações passiva e elastomérica apresentaram porcentagens de correção de torque aquém da prescrição, mesmo com o fio 0,021"x0,025". Esse resultado deve ter ocorrido pois nesse trabalho não foi verificada a variação de prescrição de cada braquete, já que a prescrição também é um fator importante na expressão do torque e não é somente o modo de fechamento que influencia no resultado obtido.

Miles(MILES, 2009) relatou que não existem evidências clínicas de que os braquetes autoligáveis são realmente mais eficientes do que os convencionais. No entanto, isso é só uma especulação e não há embasamento em pesquisa científica.

Os testes mostraram ainda que o material do clipe sozinho também não influenciou no resultado, visto que ranking foi composto por braquete autoligável passivo com clipe de cerâmica, braquete convencional sem clipe e atado com

ligadura elastomérica, braquete autoligável ativo com clipe de metal e braquete autoligável passivo com clipe de metal, respectivamente.

Em relação ao material da canaleta, os resultados de uma forma geral também foram independentes da presença ou não do reforço com canaleta de metal, já que o Damon Clear se mostrou superior nos resultados, mesmo não apresentando esse reforço.

O reforço aparece como uma forma de assemelhar os braquetes cerâmicos aos metálicos em relação à fricção. No entanto, em relação ao torque, essa canaleta de metal parece diminuir levemente sua expressão.

Isso ocorre pelo mesmo motivo pelo qual especula-se que o Damon Clear tenha apresentado resultados superiores até mesmo aos do Damon 3MX. O que ocorre é que o metal absorve um pouco da força que é transmitida pelo fio quando a torção é realizada e a cerâmica não. Esse resultado se assemelha ao achado de Morina(MORINA et al., 2009)

, no qual a combinação do fio de aço 0,019"x0,025" com o braquete cerâmico (Fascination 2) apresentou o maior momento de torque (35 Nmm).

Corroborando essa especulação, Viazis(VIAZIS; CAVANAUGH; BEVIS, 1990; VIAZIS; CHABOT; KUCHERIA, 1993) defende que devido às características do óxido de alumínio, os braquetes de cerâmica tem uma dureza extremamente alta, sendo significativamente mais rígidos do que os de aço inoxidável. Van Vlack(VAN VLACK, 1975) defende que a cerâmica mostra muito pouca deformação elástica ou plástica.

Esses dados confirmam a afirmação de Morina et al.(MORINA et al., 2008) de que o mais resistente dos materiais utilizados atualmente é a cerâmica, mas a grande desvantagem é sua propensão à fratura em altos ângulos de torque.

O aço inoxidável aceita altos momentos de torção com alguma deformação elástica antes de se tornar plástico e permanente. Esta deformação elástica das paredes da canaleta permite que algum momento da força seja absorvido sem uma abertura permanente das paredes da canaleta. Braquetes de plástico reforçadas com metal podem ser usado, por razões estéticas, e são capazes de transferir momentos de torque ao dente, mas menos do que braquetes de cerâmica ou de aço inoxidável.(ERIKSEN, 2011)

A afirmação de que o metal absorve parte do torque está confirmada no fato de que na análise geral os braquetes Clarity e Clarity SL expressaram mais o torque

do que o Damon 3MX que é puramente metálico e menos do que o Damon Clear que é puramente cerâmico.

Dentre os fatores que influenciam a expressão do torque, a conformação e tamanho da canaleta parecem ser uns dos que mais implicam na sua efetividade. Em várias pesquisas, as medições indicam que de uma forma geral as canaletas dos braquetes, autoligáveis ou não, encontram-se acima do tamanho relatado pelo fabricante. Dessa forma, a folga entre o fio e a canaleta pode ser maior e prejudicar a mecânica em relação ao torque expresso.(CASH et al., 2004)

As prescrições de torque, as condições de superfície, o material e o desenho dos braquetes foram avaliados por Kapur-Wadhwa(KAPUR-WADHWA, 2004). Esse autor afirmou que o contato entre o fio e a canaleta do braquete seria maior em canaletas estreitas e fios de arestas com ângulos vivos quando comparados à canaletas mais largas e fios de arestas arredondadas. Observou ainda que o torque efetivo dependeria também da tolerância dos fabricantes.

Morina et al.(MORINA et al., 2009) realizaram um estudo comparativo para avaliar a efetividade de torque entre vários braquetes, autoligáveis ativos, passivos e convencionais (metálicos, cerâmicos e de policarbonato) e, observaram que a relação entre fio e canaleta parece ser mais importante do que as diferenças nos designs dos braquetes quando se avalia a eficiência na correção do torque.

Neste estudo, a altura das canaletas dos braquetes testados também foi medida para verificar sua relação com o resultado do torque expresso. Utilizou-se para medição um Projetor de Perfil (Starrett VB 300).

Foi encontrado que a maior expressão de torque realmente aconteceu no braquete que apresentou a menor canaleta (Damon Clear) e a menor expressão, no que apresentou a maior canaleta (InVu Ceramic). Exatamente a mesma relação encontrada no trabalho de Franco(FRANCO, 2013), no qual o braquete que apresentou a maior expressão de torque foi o que mostrou menor canaleta (Damon 3MX) e o que mostrou a a menor expressão, foi o que apresentou a maior canaleta (Bioquick).

Esses dados corroboram os resultados dos gráficos, tanto os de Força x Deformação, quanto os de Momento de torque x Ângulo desta pesquisa, que mostraram o início da aplicação de força ou momento de torção logo no início para os braquetes com menores folgas de canaleta e uma constante no gráfico para os braquetes que tinham maiores folgas.

De acordo com a norma DIN 13971-2 introduzida em 2000 a fim de regulamentar as dimensões nominais dos braquetes e seus limites de tolerância, a altura das canaletas dos braquetes considerados pelos fabricantes de dimensão 0,022", pode variar de 0,559 mm (que corresponde exatamente a 0,022") até o limite máximo de 0,599 mm (que corresponde à 0,023"). Nessa pesquisa, a altura da canaleta de todos os braquetes se encontrava acima do limite mínimo de tolerância preconizado pela norma. A que mais se aproximou do limite mínimo foi a canaleta do braquete Damon Clear, que obteve uma medida de 0.562 mm (0,02213"). Os braquetes Damon 3MX, In-Ovation C, Inspire Ice, Clarity SL, Clarity, Ceramic Roth e QuickKlear apresentaram tamanhos intermediários de canaleta, mas todos dentro do limite da tolerância. O braquete Click-it (0.606 mm) apresentou altura da canaleta acima do limite máximo preconizado pela norma DIN 13971-2. Por último, a canaleta do InVu Ceramic foi a que mais se distanciou do limite de tolerância máxima, com 0.63 mm.

A partir dessa análise, observou-se forte relação entre a dimensão da canaleta e a expressão do torque. Essa variação na altura da canaleta faz com que a folga existente entre o fio e a canaleta também seja alterada. Acredita-se que quanto maior a canaleta, maior a folga entre o braquete e o fio e, menor a expressão do torque.

Dessa forma, o braquete que apresentou a menor altura da canaleta foi o que apresentou a maior expressão do torque, ao contrário daquele que apresentou a maior altura e que obteve a menor expressão.

O menor resultado encontrado para a altura média das canaletas foi do Damon Clear. Na sequência, Damon 3MX, In-Ovation C e Inspire Ice juntos na terceira posição, seguidos de Clarity SL, Clarity, Ceramic Roth, QuickKlear, Click-it e, por último InVu Ceramic.

Essa menor altura da canaleta do Damon Clear deve também ter colaborado para sua maior expressão de torque.

O Damon 3MX pode ter apresentado menores valores de torque devido à sua constituição metálica em relação ao Clarity e Clarity SL, que apresentaram maior altura da canaleta, mas são cerâmicos e tem somente um fino reforço de metal na canaleta.

Como o In-Ovation C teve uma altura intermediária entre o Damon 3MX e os dois Clarity, mas com um resultado pior na expressão do torque, acredita-se que o

clipe pode ter influenciado o resultado neste braquete, pois como é um clipe ativo, com uma força maior ele pode sofrer um pequeno deslocamento diminuindo a expressão do torque.

O Inspire Ice foi o braquete convencional com a segunda melhor expressão do torque e apresentou a terceira menor altura de canaleta.

O Ceramic Roth mostrou grande altura de canaleta, foi o penúltimo na expressão do torque aos 12° e 24° e fraturou antes de atingir os 36°, provavelmente neste caso o fator principal responsável pelo resultado pobre na expressão do torque foi a maior altura de canaleta em relação aos outros braquetes.

O QuickKlear também apresentou grande altura de canaleta, pobre expressão do torque e fraturou antes de atingir os 24°, o que é um resultado muito ruim.

O Click-it apresentou penúltimo lugar em relação à altura de canaleta, mas apresentou um resultado intermediário de expressão do torque a 12° e 24°, talvez por ser cerâmico, autoligável passivo e apresentar um firme fechamento do clipe com o arco. Por outro lado, esse braquete fraturou sempre antes de atingir os 36° e com fraturas em ângulos distintos, o que sugere um baixo padrão de qualidade.

Por fim, o InVu Ceramic foi o que apresentou maior altura de canaleta e também a menor expressão do torque.

Quando analisados somente os braquetes não autoligáveis, o braquete Clarity foi então o que apresentou os melhores resultados em todos os ângulos de torque, sempre seguido pelo Inspire Ice. O braquete InVu Ceramic foi o que apresentou menor expressão de torque, mas o Ceramic Roth fraturou antes de atingir os 36°.

Ao analisar os braquetes autoligáveis isoladamente o braquete Damon Clear se destacou em todos os ângulo de torque, sendo sempre seguido pelo Clarity SL e Damon 3MX. O braquete que apresentou a menor expressão de torque foi o In-Ovation C, mas o braquete QuickKlear fraturou antes de atingir os 24° e o Click-it fraturou antes de atingir os 36°.

Foram realizadas regressões lineares simples para verificar quanto o ângulo de torção do fio é responsável pelo momento de torção expresso na canaleta. Para o braquete Click-It, o ângulo de torção é responsável por 75% do momento de torção expresso na canaleta (tabela 16). Esse braquete apresentou um valor inferior aos outros braquetes provavelmente porque outros fatores influenciam na expressão do

momento de torção. Especula-se que um desses fatores pode ser relacionado ao modo de fechamento desse braquete que, diferente de todos os outros, ocorre quando duas partes do clipe deslizam em sentidos opostos em direção ao centro da canaleta e se encontram, o que pode favorecer uma maior folga ou distorção quando o ângulo de torque do fio começa a ser transmitido para a canaleta. Para os braquetes Ceramic Roth, In-Ovation C, Inspire Ice, Damon Clear, Damon 3MX, InVu Ceramic, Clarity e Clarity SL os valores foram respectivamente 97, 99, 99, 99, 99, 99, 99 e 98%. Pode-se observar que essa correlação é muito forte, variou entre 97 e 99%. Isso mostra que para a maioria dos braquetes os outros fatores são insignificantes e nem precisam ser considerados clinicamente. O que realmente importa na expressão do torque é o ângulo de torção do fio. Clinicamente esse dado é importante pois mostra que praticamente todo o torque dado no fio será expresso na canaleta e é diretamente transferido para o dente. Não foi possível realizar a regressão linear simples do QuickClear pois o braquete fraturou antes de atingir os 24°.

É importante salientar que inúmeros fatores influenciam o torque durante o tratamento ortodôntico. Magnitude da torção, espessura do fio, tamanho da canaleta, posicionamento do braquete, posicionamento do dente, composição do fio e do braquete,(ARCHAMBAULT et al., 2010a) diferenças dimensionais, tolerância da fabricação dos braquetes(MAJOR et al., 2010; SEBANC et al., 1984) e fios,(SEBANC et al., 1984) diferença das ligas constituintes dos fios e, processo de fabricação dos braquetes, seja injeção-moldagem, fundição ou fresagem(GIOKA; ELIADES, 2004) podem modificar o torque expresso no braquete.

Na pesquisa de Franco(FRANCO, 2013) ficou muito mais evidente a relação da altura da canaleta com a expressão do torque muito provavelmente porque as únicas variáveis que influenciavam esse resultado eram o formato do clipe e a altura da canaleta, excluindo o material do clipe e da canaleta.

Na realidade, o que gerou os resultados da pesquisa deste trabalho não foi de forma isolada nem o formato ou material do clipe, nem a altura ou material da canaleta, mas sim o conjunto de características que cada braquete possui, que torna cada um deles único. E não é possível generalizar os resultados justamente porque cada braquete apresenta um comportamento diferente frente ao torque.

Observe o esquema seguinte que apresenta o comportamento dos braquetes nos diferentes ângulos de torção testados:

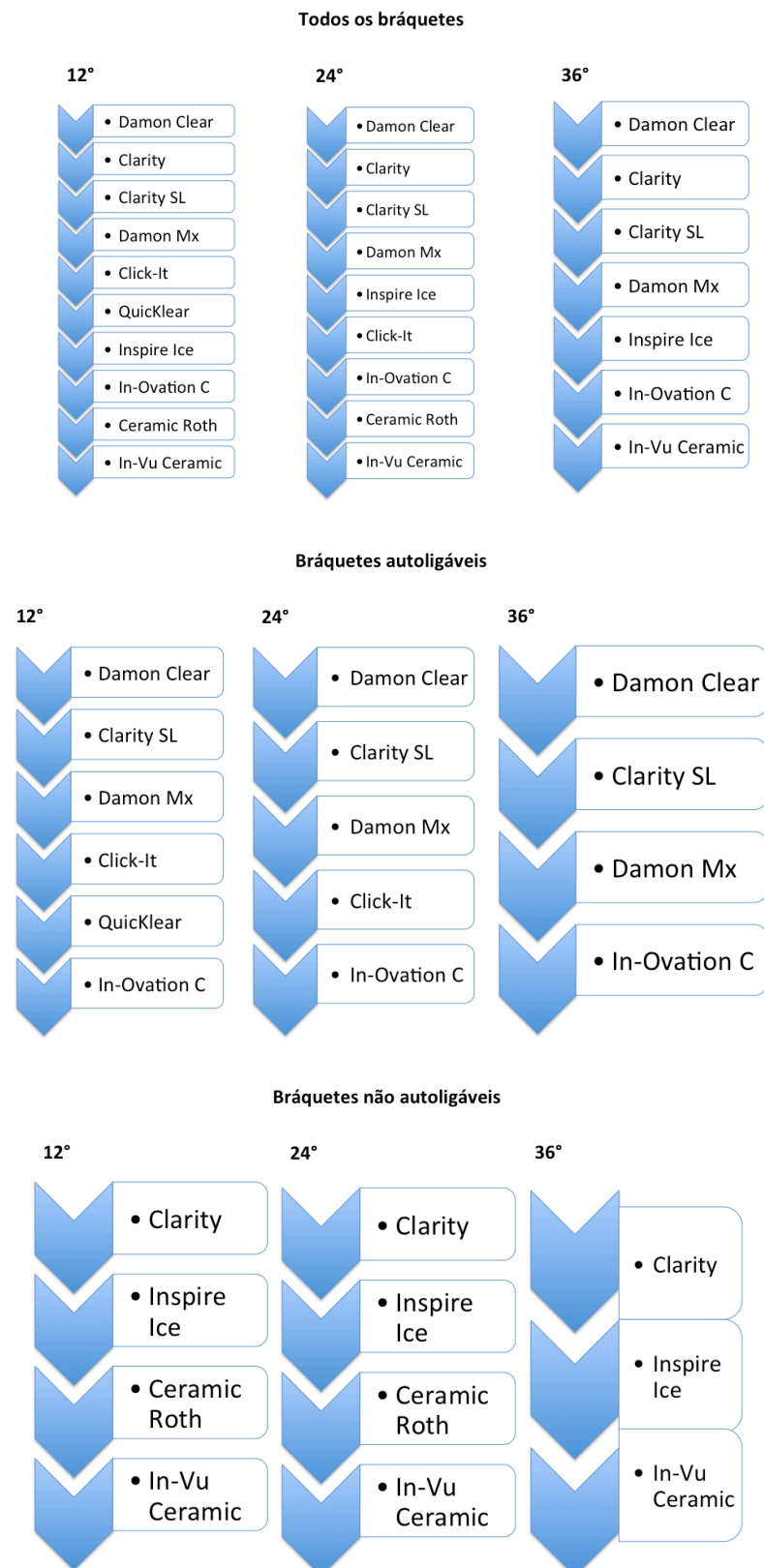


Figura 27: Esquema das expressões de torque

6.4 CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS

Mesmo sendo muito importante, a expressão do torque não é sozinha o fator primordial na escolha de um braquete. O essencial é que se avalie qual será o movimento mais relevante no tratamento de cada caso, para então proceder à escolha do braquete.

A característica mais significativa do braquete depende do tipo de movimentação que será necessária e realizada. Em pacientes que apresentam muito apinhamento, por exemplo, a fricção é com certeza o atributo mais importante para que essa correção aconteça.

Nesta pesquisa, o Damon Clear apresentou a melhor expressão de torque para os ângulos 12°, 24° e 36° e por esse motivo, sabe-se agora que quando for necessário trabalhar torque com um braquete estético, a escolha desse autoligável será a melhor alternativa. Com uma expressão ligeiramente menor, quando se optar por trabalhar com um braquete estético convencional, então o braquete que melhor atende à esses requisitos é o Clarity.

A faixa de torque clinicamente efetiva de cada marca está descrita na tabela 8. Verificou-se que para efeitos clínicos o torque de 5 Nmm apareceu primeiramente no Damon Clear, seguido do Clarity, Clarity SL, Click-It, Damon 3MX, QuicKlear, Inspire Ice, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, no InVu Ceramic. Para um torque de 20 Nmm, o que primeiro expressou foi o Damon Clear, seguido do Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Click-It, QuicKlear, Inspire Ice, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, no InVu Ceramic.

Na maioria das marcas testadas, para que as torções realizadas no fio ortodôntico alcançassem resultados clínicos efetivos, elas deveriam variar de aproximadamente 1° até 16°.

A expressão do torque não fica na dependência de um fator somente, mas sim de todo o conjunto de características do braquete, estando assim relacionada ao sistema de ligação fio/braquete escolhido para ser utilizado na mecânica ortodôntica (autoligável ativo, passivo ou convencional com ligadura elástica), tipo e material do fechamento e também, do material e altura da canaleta.

Porém, como os resultados da faixa de torque clinicamente efetiva foram muito semelhantes ao ranking de expressão de torque para todos os ângulos testados e também muito semelhantes ao ranking da folga da canaleta, quando se

avalia a efetividade do torque, parece lícito afirmar que a relação entre a espessura entre o fio e a canaleta é mais importante do que os diferentes sistemas de ligação das diversas marcas de braquetes.(CASH et al., 2004; JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010; KAPUR-WADHWA, 2004; MELING; ODEGAARD; MELING, 1997; MORINA et al., 2009; SEBANC et al., 1984) Vale destacar ainda a importância de se conhecer a precisão das dimensões de cada braquete, assim como de avaliar qual deverá ser o torque aplicado ao fio em cada caso para que através do conjunto braquete/fio se consiga aplicar um torque clinicamente efetivo ao dente.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Tendo em vista as amostras estudadas, a metodologia utilizada e os resultados expostos e discutidos, pode-se concluir que:

- Quando os braquetes foram testados aos 12°, o braquete que apresentou o maior momento de força, foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Click-it, QuicKlear, Inspire Ice, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic. Quando avaliados aos 24°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Inspire Ice, Click-it, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic. O braquete QuicKlear fraturou antes de atingir esse ângulo de torção. Aos 36°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Inspire Ice, In-Ovation C e, por último, InVu Ceramic. Os braquetes Ceramic Roth, QuicKlear e Click-it fraturaram antes de atingir esse ângulo de torção.
 - Ao analisar as marcas em conjunto, pode-se observar diferenças estatisticamente significantes em todas as torções estudadas, sendo que o InVu Ceramic foi o que apresentou a menor expressividade de torque em todas as torções testadas; em contrapartida, o braquete Damon Clear foi o que mais expressou torque em todos os ângulos testados;
 - Quando observada a faixa de torque considerada clinicamente efetiva, verificou-se que esta começava em ângulos de torções correspondentes menores para os braquetes que possuíam a menor altura da canaleta, e que conseqüentemente apresentavam a menor folga entre o fio e a canaleta. Dentre eles, o braquete Damon Clear foi o que primeiramente manifestou um torque clinicamente efetivo, bem como apresentou a menor folga da canaleta; em contrapartida, o InVu
-

foi o que obteve a maior folga da canaleta e um dos que manifestaram tardiamente um torque clinicamente efetivo;

- Alguns braquetes fraturaram durante os testes, não suportando todo o torque aplicado. Os braquetes Ceramic Roth e Click-it fraturaram antes de atingir os 36° e o QuickKlear antes de atingir os 24°.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Aguiar LD. Comparação da expressão do torque entre as diferentes ligas metálicas: NiTi, TMA e aço inoxidável, em bráquetes autoligados e convencionais. Maringá: UNINGÁ; 2011.

Aknin PC, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Currier GF, Sinha PK. Fracture strength of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(1):22-7.

Alkire RG, Bagby MD, Gladwin MA, Kim H. Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. *Dent Mater.* 1997;13(1):2-6.

Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vitro. *J Biomech.* 1970;3(2):151-60.

Andrews LF. The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J Clin Orthod.* 1976;10(2):99-114.

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

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

Archambault A, Major TW, Carey JP, Heo G, Badawi H, Major PW. A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. *Angle Orthod.* 2010b;80(5):884-9.

Arici S, Regan D. Alternatives to ceramic brackets: the tensile bond strengths of two aesthetic brackets compared ex vivo with stainless steel foil-mesh bracket bases. *Br J Orthod.* 1997;24(2):133-7.

Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115(1):39-51.

Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. *Angle Orthod.* 2006;76(2):211-6.

Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(5):721-8.

Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;91(4):316-20.

Balut N, Klapper L, Sandrik J, Bowman D. Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;102(1):62-7.

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

Bednar JRG, G. W.; Sandrik, J. L. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100:513-22.

Berger J, Byloff FK. The clinical efficiency of self-ligated brackets. *J Clin Orthod.* 2001;35(5):304-8.

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

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

Berger JL. The Speed system: an overview of the appliance and clinical performance. *Semin Orthod.* 2008;14:54-63.

Besancon RM. *The encyclopedia of physics.* New York: Van Nostrand Reinhold Company; 1985.

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

Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(1):86-92.

Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I. Background and methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(2):145-53.

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

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

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

Bryant RM, Sadowsky PL, Hazelrig JB. Variability in three morphologic features of the permanent maxillary central incisor. *Am J Orthod.* 1984;86(1):25-32.

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

Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(4):442-7.

Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982;82(5):361-78.

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(4):403-9.

Camporesi M, Baccetti T, Franchi L. Forces released by esthetic preadjusted appliances with low-friction and conventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(6):772-5.

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

Castro R. Bráquetes autoligados: eficiência x evidências científicas. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2009;14(4):20-4.

Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(6):726 e1- e18; discussion -7.

Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod.* 2009;79(3):551-7.

Closs LQ, xxx, xxx, xxx. Os diferentes sistemas de braquetes self-ligating: revisão da literatura. *Rev Clin Ortodon Dental Press.* 2005;4(2):60-6.

Creekmore TD. The new torqued appliance. *J Clin Orthod.* 1973;7(9):553-62 passim.

Creekmore TD. Dr. Thomas D. Creekmore on torque. *J Clin Orthod.* 1979;13(5):305-10.

Creekmore TD, Kunik RL. Straight wire: the next generation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;104(1):8-20.

Damon DH. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. *Clin Orthod Res.* 1998a;1(1):52-61.

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

Damon DH. Treatment of the face with biocompatible orthodontics. In: Elsevier, editor. *Orthodontics: Current Principles and Techniques.* St Louis, Mo; 2005. p. 753-831.

Dellinger EL. A scientific assessment of the straight-wire appliance. *Am J Orthod.* 1978;73(3):290-9.

DiBiase AT, Nasr IH, Scott P, Cobourne MT. Duration of treatment and occlusal outcome using Damon3 self-ligated and conventional orthodontic bracket systems in extraction patients: a prospective randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(2):e1111-6.

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

Djeu G, Shelton C, Maganzini A. Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(3):292-8; discussion 8.

Dobrin RJ, Kamel IL, Musich DR. Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. *Am J Orthod.* 1975;67(1):24-33.

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

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

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

Eberling JJ, Straja SR, Tuncay OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res.* 2001;4(4):228-34.

Eliades T, Lekka M, Eliades G, Brantley WA. Surface characterization of ceramic brackets: a multitechnique approach. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;105(1):10-8.

Eriksen H. Actual vs. theoretical play of 3 conventional and 9 self-ligating bracket systems. Aarhus University; 2011.

Faltermeier A, Rosentritt M, Reicheneder C, Mussig D. Experimental composite brackets: influence of filler level on the mechanical properties. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(6):699 e9-14.

Fansa M, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. The leveling effectiveness of self-ligating and conventional brackets for complex tooth malalignments. *J Orofac Orthop*. 2009;70(4):285-96.

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

Fink DF, Smith RJ. The duration of orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992;102(1):45-51.

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.

Fisher MA, Wenger RM, Hans MG. Pretreatment characteristics associated with orthodontic treatment duration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(2):178-86.

Fleming PS, DiBiase AT, Lee RT. Self-ligating appliances: evolution or revolution? *J Clin Orthod*. 2008;42(11):641-51.

Fleming PS, DiBiase AT, Lee RT. Randomized clinical trial of orthodontic treatment efficiency with self-ligating and conventional fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(6):738-42.

Fleming PS, DiBiase AT, Sarri G, Lee RT. Pain experience during initial alignment with a self-ligating and a conventional fixed orthodontic appliance system. A randomized controlled clinical trial. *Angle Orthod*. 2009;79(1):46-50.

Fleming PS, Johal A. Self-ligating brackets in orthodontics. A systematic review. *Angle Orthod*. 2010;80(3):575-84.

Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod*. 1990;60(4):269-76.

Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT. Deformation of metal brackets: a comparative study. *Angle Orthod*. 1994;64(4):283-90.

Foerster R. Plastic orthodontic bracket for retaining wire bridge with projections of second plastic. German patent DE19618364. 1997:1-8.

Forsberg CM, Brattstrom V, Malmberg E, Nord CE. Ligature wires and elastomeric rings: two methods of ligation, and their association with microbial colonization of *Streptococcus mutans* and *lactobacilli*. *Eur J Orthod*. 1991;13(5):416-20.

Fox NA, McCabe JF. An easily removable ceramic bracket? *Br J Orthod*. 1992;19(4):305-9.

Franchi L, Baccetti T. Forces released during alignment with a preadjusted appliance with different types of elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129(5):687-90.

Franco EF. Estudo comparativo da expressão do torque entre os bráquetes autoligados Maringá: UNINGÁ; 2013.

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

Fredericks CD. A method for determining the maxillary incisor inclination. *Angle Orthod*. 1974;44(4):341-5.

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

Germane N, Bentley BE, Jr., Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96(4):312-9.

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

Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Currier GF. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;108(6):575-82.

Gick MRNb, C.; Benetti, J. J.; Jakob, S. R.; Zucchi, T. U.; Arsati, F. Estudo comparativo do movimento de torque induzido pelos sistemas autoligantes e convencionais. *Orthodontic Science and Practice* 2012; . 2012;5(17):37-46.

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

Gmyrek H, Bourauel C, Richter G, Harzer W. Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. *J Orofac Orthop.* 2002;63(2):113-28.

Gohring TN, Gallo L, Luthy H. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. *Dent Mater.* 2005;21(8):761-72.

Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 1990 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. 1. Results and trends. *J Clin Orthod.* 1991;25(3):145-56.

Gottlieb EL, Vogels DS. 1983 JCO orthodontic practice study. Part 2. Practice success. *J Clin Orthod.* 1984;18(4):247-53.

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

Gunn S, Powers JM. Strength of ceramic brackets in shear and torsion tests. *J Clin Orthod.* 1991;25(6):355-8.

Gwinnett AJ. A comparison of shear bond strengths of metal and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93(4):346-8.

Hamdan A, Rock P. The effect of different combinations of tip and torque on archwire/bracket friction. *Eur J Orthod.* 2008;30(5):508-14.

Hamilton R, Goonewardene MS, Murray K. Comparison of active self-ligating brackets and conventional pre-adjusted brackets. *Aust Orthod J.* 2008;24(2):102-9.

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

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

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

Harradine NW, Birnie DJ. The clinical use of Activa self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(3):319-28.

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

Heiser W. Time: a new orthodontic philosophy. *J Clin Orthod.* 1998;32(1):44-53.

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

Henao SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod.* 2005;75(1):75-85.

Ho KSW, V. C. Frictional resistance between edgewise brackets and archwires. *Aust Orthod J.* 1991;12:95-9.

Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG, Jr. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99(4):287-93.

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

Hussels W, Nanda RS. Effect of maxillary incisor angulation and inclination on arch length. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;91(3):233-9.

Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(4):408-15.

Jakob S, Bretos J. Braquetes autoligantes interativos x passivos: qual a melhor opção? In: Cotrim-Ferreira F, Sakai E, editors. Nova visão em ortodontia e ortopedia funcional dos maxilares. São Paulo: Santos; 2008. p. 321-5.

Joch A, Pichelmayer M, Weiland F. Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *J Orthod.* 2010;37(4):241-9.

Joffe L. Invisalign: early experiences. *J Orthod.* 2003;30(4):348-52.

Kahlon S, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. In-vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(1):67-71.

Kapila SA, P. V.; Duncanson, M.; Nanda, R. S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98:117-26.

Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999a;116(3):271-4.

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

Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of load transmission and bracket deformation between titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999c;116(3):275-8.

Kapur-Wadhwa R. Physical and mechanical properties affecting torque control. *J Clin Orthod.* 2004;38(6):335-40; quiz 4.

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

Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 3. More breakdowns of selected variables. *J Clin Orthod.* 2002;36(12):690-9.

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

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

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

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

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

Krauss J, Faltermeier A, Behr M, Proff P. Evaluation of alternative polymer bracket materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(3):362-7.

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

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

Kusy RP. Orthodontic biomechanics: vistas from the top of a new century. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;117(5):589-91.

Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(4):300-12.

Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod.* 1997;3(3):166-77.

Kusy RP, Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod.* 1999;69(1):71-80.

Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod.* 1988;58(1):33-45.

Kusy RPW, J. Q.; Mayhew, M. J.; Buckthal, J. E. Commentary: ceramic brackets. *Angle Orthod.* 1991;61:285-92.

Lang RL, Sandrik JL, Klapper L. Rotation of rectangular wire in rectangular molar tubes. Part II. Pretorqued molar tubes. *Am J Orthod.* 1982;81(1):22-31.

Lindauer SJ, Macon CR, Browning H, Rubenstein LK, Isaacson RJ. Ceramic bracket fracture resistance to second order arch wire activations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106(5):481-6.

Ling PH. Lingual orthodontics: history, misconceptions and clarification. *J Can Dent Assoc.* 2005;71(2):99-102.

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

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

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.* 2011a;140(3):326-39.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011b;139(1):e31-44.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Major PW. Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. *J Dent Biomech.* 2010;2010:781321.

McKnight MM, Jones SP, Davies EH. A study to compare the effects of simulated torquing forces on pre-adjusted orthodontic brackets. *Br J Orthod*. 1994;21(4):359-65.

McLaughlin RP, Bennett JC. The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems. *J Clin Orthod*. 1989;23(3):142-53.

Meier B, Wiemer KB, Miethke RR. Invisalign--patient profiling. Analysis of a prospective survey. *J Orofac Orthop*. 2003;64(5):352-8.

Meling TR, Odegaard J. On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;113(5):546-57.

Meling TR, Odegaard J, Meling EO. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111(3):310-20.

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

Meyer M, Nelson G. Preadjusted edgewise appliances: theory and practice. *Am J Orthod*. 1978;73(5):485-98.

Miethke RR, Melsen B. Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;116(3):329-35.

Miles PG. Self-ligating brackets in orthodontics: Do they deliver what they claim? *Aust Dent J*. 2009;54(1):9-11.

Miles PG, Weyant RJ, Rustveld L. A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthod*. 2006;76(3):480-5.

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

Morina E, Keilig L, Jager A, Bourauel C. [Biomechanical analysis of orthodontic brackets with different closing mechanisms]. *Biomed Tech (Berl)*. 2009;54(2):89-97.

Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;116(6):635-41.

Newman GV. Adult orthodontics. *Dent Surv*. 1978;54(11):24-34.

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

Nishio C, Mendes Ade M, Almeida MA, Tanaka E, Tanne K, Elias CN. Evaluation of esthetic brackets' resistance to torsional forces from the archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(1):42-8.

O'Higgins EA, Kirschen RH, Lee RT. The influence of maxillary incisor inclination on arch length. *Br J Orthod*. 1999;26(2):97-102.

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

Ogata RHN, R. S.; Duncanson, M. G. Jr.; Sinha, P. K.; Currier, G. F. Frictional resistance in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;109:535-42.

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

Paduano S, Cioffi I, Iodice G, Rapuano A, Silva R. Time efficiency of self-ligating vs conventional brackets in orthodontics: effect of appliances and ligating systems. *Prog Orthod*. 2008;9(2):74-80.

Pandis N, Bourauel C, Eliades T. Changes in the stiffness of the ligating mechanism in retrieved active self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132(6):834-7.

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

Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauel C. Moments generated during simulated rotational correction with self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod.* 2008b;78(6):1030-4.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Active or passive self-ligating brackets? A randomized controlled trial of comparative efficiency in resolving maxillary anterior crowding in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(1):12 e1-6; discussion -3.

Pandis N, Strigou S, Eliades T. Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthod Craniofac Res.* 2006;9(4):193-8.

Phillips HW. The advent of ceramics: the editor's corner. *J Clin Orthod.* 1988;22:69-70.

Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110(1):16-23.

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

Poon KC, Taverne AA. Lingual orthodontics: a review of its history. *Aust Orthod J.* 1998;15(2):101-4.

Pratten DHP, K.; Germane, N.; Gunsolley, J. C. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:398-403.

Proffit WR. *Contemporary orthodontics.* St. Louis: CV Mosby; 1986.

Proffit WRF, H. W. Jr. *Contemporary orthodontics.* St Louis: Mosby; 2000.

Prososki RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100(4):341-8.

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

Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *Angle Orthod.* 2004;74(2):264-8.

Rauch DE. Torque and its application to orthodontics. *American Journal of Orthodontics.* 1959;45:817-30.

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

Redd TB, Shivapuja PK. Debonding ceramic brackets: effects on enamel. *J Clin Orthod.* 1991;25(8):475-81.

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

Rhodes RK, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Currier GF. Fracture strengths of ceramic brackets subjected to mesial-distal archwire tipping forces. *Angle Orthod.* 1992;62(1):67-76.

Riley JL. Evaluation of frictional forces with plastic and metal 0.022 × 0.028 edgewise brackets ligate with stainless steel ties and plastic modules. [Research project.]. Richmond: Virginia: Commonwealth University, School of Dentistry; 1977.

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

Rose CM, Zernik JH. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1996;30(2):78-84.

Rosvall MD, Fields HW, Ziuchkovski J, Rosenstiel SF, Johnston WM. Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(3):276 e1-12; discussion -7.

Roth RHS, A.; Frantz, R. C. The In-Ovation bracket for fully adjusted appliances. In: Elsevier, editor. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. St Louis, Mo; 2005. p. 833–53.

Russell JS. Aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod*. 2005;32(2):146-63.

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. [The effect of the ligature on the friction between bracket and arch]. *Fortschr Kieferorthop*. 1990;51(2):106-16.

Schwaninger B. Evaluation of the straight arch wire concept. *Am J Orthod*. 1978;74(2):188-96.

Scott GE, Jr. Fracture toughness and surface cracks--the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod*. 1988;58(1):5-8.

Scott P, DiBiase AT, Sherriff M, Cobourne MT. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(4):470 e1-8.

Sebanc J, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. *Am J Orthod*. 1984;86(1):43-51.

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

Siatkowski RE. Loss of anterior torque control due to variations in bracket slot and archwire dimensions. *J Clin Orthod*. 1999;33(9):508-10.

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

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

Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WM, Harding WJ. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129(2):230-8.

Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod.* 1986;89(6):485-91.

Stolzenberg J. *Int J Orthod Dent Child* 1935;21:837-40.

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

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

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

Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod.* 1991;61(4):285-90; discussion 91-2.

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

Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Rizzato SMD. A importância da incorporação do controle de torque no tratamento ortodôntico. *R Clin Dental Press.* 2003;2(4):65-79.

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

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

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

Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002b;121(5):472-82.

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

Turbill EA, Richmond S, Wright JL. The time-factor in orthodontics: what influences the duration of treatments in National Health Service practices? *Community Dent Oral Epidemiol.* 2001;29(1):62-72.

Turnbull NR, Birnie DJ. Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: effects of archwire size and material. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(3):395-9.

Valdrighi HC. A importância do torque na mecânica ortodôntica. In: Cotrim-Ferreira F, Sakai E, editors. *Nova visão em Ortodontia e Ortopedia Funcional dos maxilares.* São Paulo: Santos; 2008. p. 281-88.

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

Van Vlack LH. *Elements of materials science and engineering.* MenloPark, Calif.: Addison-WesleyCo.; 1975.

Vardimon AD, Lambertz W. Statistical evaluation of torque angles in reference to straight-wire appliance (SWA) theories. *Am J Orthod.* 1986;89(1):56-66.

Vaughan JL, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107(1):20-7.

Vianna V, Mucha JN. O posicionamento vertical dos acessórios na montagem do aparelho ortodôntico fixo. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2006;11(4):66-75.

Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(3):214-21.

Viazis AD, Chabot KA, Kucheria CS. Scanning electron microscope (SEM) evaluation of clinical failures of single crystal ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;103(6):537-44.

Viazis AD, DeLong R, Bevis RR, Douglas WH, Speidel TM. Enamel surface abrasion from ceramic orthodontic brackets: a special case report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96(6):514-8.

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

Voudouris JC, Kufftinec MM. Excellence and efficiency: Interactive twin self-ligation. *Self-ligating Technology Publications.* 2006.

Voudouris JCK, M. M. Excellence and efficiency interactive twin self-ligation orthopedic-muscle and gnathological biomechanics in clinical orthodontics. *Interactive Self-Ligation and Dentofacial Orthopedic Publications.* 2003.

Wagner JA, Nikolai RJ. Stiffness of incisor segments of edgewise arches in torsion and bending. *Angle Orthod.* 1985;55(1):37-50.

Walton DK, Fields HW, Johnston WM, Rosenstiel SF, Firestone AR, Christensen JC. Orthodontic appliance preferences of children and adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(6):698 e1-12; discussion -9.

Weinberger GL. Utilizing the SmartClip self-ligating appliance. In: Publication M-U, editor. *Orthodontic Perspectives: The System Approach.* Monrovia, Calif; 2005. p. 3-7.

Wiechmann D, Rummel V, Thalheim A, Simon JS, Wiechmann L. Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(5):593-9.

Willems G, Carels CE. [Developments in fixed orthodontic appliances]. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2000;107(4):155-9.

Winchester LJ. Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod.* 1991;13(4):293-305.

Winchester LJ. A comparison between the old Transcend and the new Transcend series 2000 bracket. *Br J Orthod.* 1992;19(2):109-16.

Woodside DGB, J. L.; Hanson, G. H. Self-ligation orthodontics with the SPEED appliance. In: Mosby E, editor. *Orthodontics: Current Principles and Techniques.* St Louis, Mo; 2005. p. 717–52.

Yu B, Lee YK. Aesthetic colour performance of plastic and ceramic brackets -- an in vitro study. *J Orthod.* 2011;38(3):167-74.

Ziuchkovski JP, Fields HW, Johnston WM, Lindsey DT. Assessment of perceived orthodontic appliance attractiveness. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(4 Suppl):S68-78.

ANEXOS

ANEXO A – NORMA DIN 13971-2

NORMA ALEMÃ		Janeiro de 2000
	Odontologia Produtos para ortopedia maxilar Parte 2: Elementos de fixação para a sustentação de arcos na ortopedia maxilar	DIN 13971-2
ICS 11.060.10		
Odontologia – Produtos ortodônticos – Parte 2: Elementos de fixação para a sustentação de arcos na ortopedia maxilar.		
Tradução independente – em caso de dúvida, consultar norma original em língua alemã.		
Prefácio		
Esta norma foi elaborada pela Comissão de Padronização ortodôntica, Grupo de Trabalho "Produtos para ortopedia maxilar". As seguintes normas integram a série DIN 13971:		
- DIN 13971 ¹⁾ Odontologia – Fios para ortopedia maxilar		
- DIN 13971-2 Odontologia – Produtos para ortopedia maxilar – Parte 2: Elementos de fixação para a sustentação de arcos na ortopedia maxilar		
1 Campo de aplicação Esta norma é válida para elementos de fixação para a sustentação de arcos que são utilizados no tratamento de ortopedia maxilar de pacientes por intermédio de aparelhos fixos. Ela define medidas, ensaios, materiais e identificação dos elementos de fixação (braquetes e tubos).	3 Definições São válidas as seguintes definições para a aplicação desta norma: 3.1 Braquete Elemento de fixação para o encaixe de arcos (DIN 13971:1998-01). 3.2 Tubo Elemento de fixação para introduzir arcos (DIN 13971:1998-01). 3.3 Slot Uma abertura no braquete voltada na direção mesio-distal na qual são introduzidos os arcos (DIN 13971:1998-01). 3.4 Comprimento do slot Medida mesio-distal do slot. 3.5 Largura do slot Medida ocluso-gengival da ranhura horizontal no braquete transversal à direção de introdução do arame (vide figuras 1, 3 e 5) (DIN 13971:1998-01)	2 Referências normativas Esta norma contém definições de outras publicações por meio de referências datadas ou sem data. Essas referências normativas estão citadas nos respectivos trechos dos textos e as publicações estão relacionadas a seguir. No caso de referências normativas datadas, modificações ou atualizações posteriores dessas publicações somente fazem parte desta norma caso tenham sido incluídas por modificações ou atualizações. No caso de referências sem datas, é válida a última edição da publicação tomada em referência. DIN 882 Paquímetros – Requisitos, Ensaio. DIN 13971:1998-01 Odontologia – Fios para ortopedia maxilar DIN 17440 (substituída por DIN EN 10088-1/2/3.) Aços inoxidáveis – Condições técnicas de fornecimento de chapas, fitas e barras laminadas a quente para tanques de pressão, arame treliçado e peças forjadas. DIN 17850 Titânio – Composição química DIN 17851 Ligas de titânio – Composição química DIN EN ISO 6871-1 Ligas dentais fundidas isentas de aços nobres – Parte 1: Ligas à base de cobalto (ISO 6871-1:1994); versão alemã EN ISO 6871-1:1996
Comissão de Normalização Dental na DIN - Instituto Alemão de Normalização, e.r.		Continuação páginas 2 até 7
<small>© DIN – Instituto Alemão de Normalização, e.r. Qualquer reprodução, mesmo parcial, somente permitida com autorização do DIN – Instituto Alemão de Normalização, e.r., Berlim. Vendas exclusivas pela Editora South Ltda., 03772 Berlim</small>		
<small>Rw# N° DIN 13971:2000/01 Gr. preços 07 N° vendas 0007</small>		

DIN 13971-2:2000-01

2

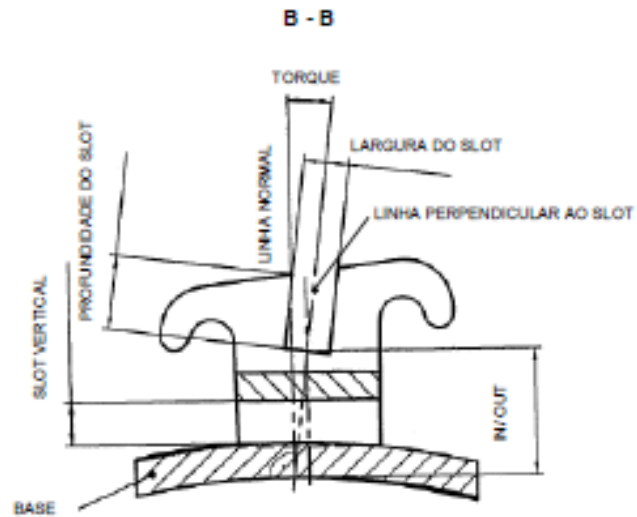


Figura 1: Representação dos termos em um braquete (seção transversal) com base sem torque (corte B - B da figura 2)

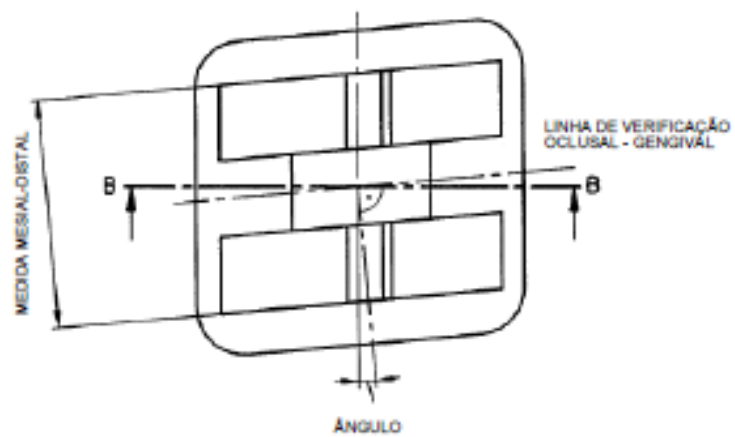


Figura 2: Representação da angulo em um braquete com formato básico de paralelogramo.

DIN 13971-2:2000-01

3

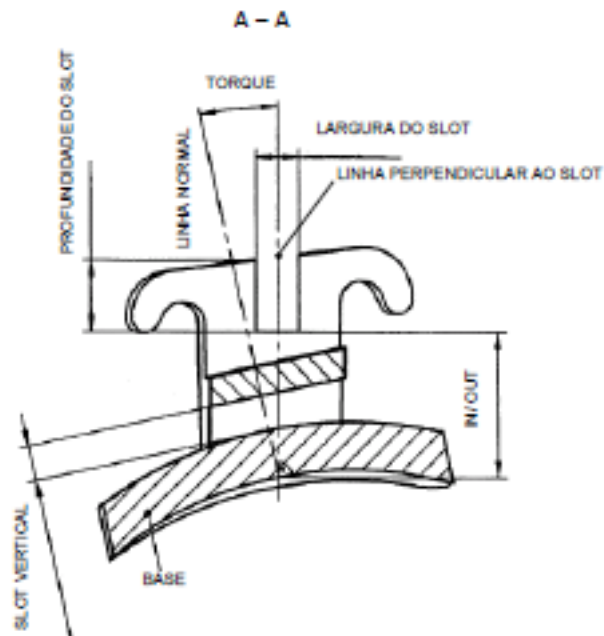


Figura 3: Representação dos termos em um braquete (seção transversal) com base com torque (corte A - A da figura 4)

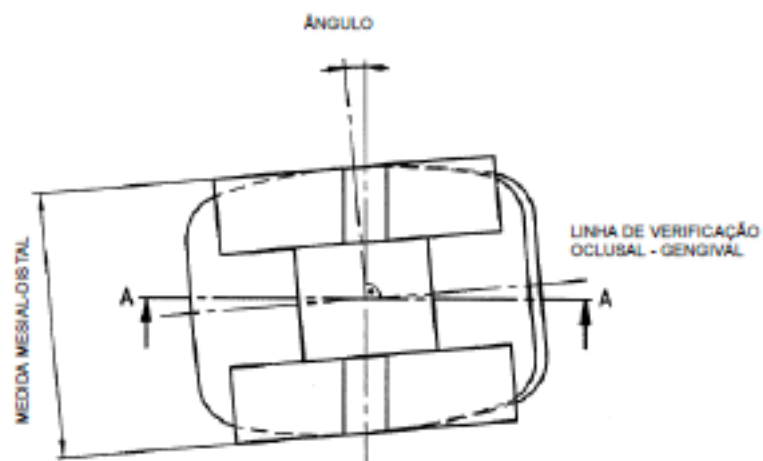


Figura 4: Representação da angulação em um braquete com formato básico retangular

DIN 13971-2:2000-01

4

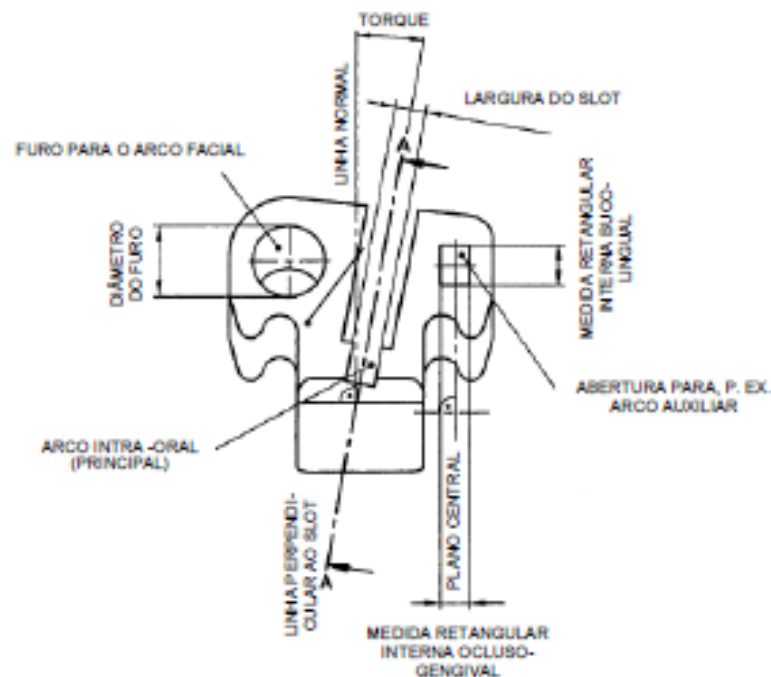


Figura 5: Representação dos termos em um tubo

3.6 Profundidade do slot

A medida mais baixa da aresta das áreas laterais do slot (vide figuras 1 e 3).

3.7 Abertura vertical

Uma abertura no braquete voltada na direção ocluso-gengival.

3.8 Base

Parte do braquete voltada para o dente.

3.9 Arco

Um arame moldado que acompanha amplamente o dente.

3.10 Ângulo

Ângulo entre o slot na direção mesio-distal perpendicular ao centro do eixo ocluso-gengival do elemento de fixação (vide figuras 2 e 4). O ângulo é positivo quando a abertura mesial no elemento de fixação está voltada de mesial para oclusal.

3.11 Comprimento da abertura

Medida mesio-distal da abertura do tubinho.

3.12 Torque

Ângulo entre o plano central do slot ou do retângulo interno e o plano normal na linha de corte da superfície da base e o plano central da ranhura ou do retângulo interno. O torque é positivo quando estiver inclinado para oclusal quanto ao plano normal.

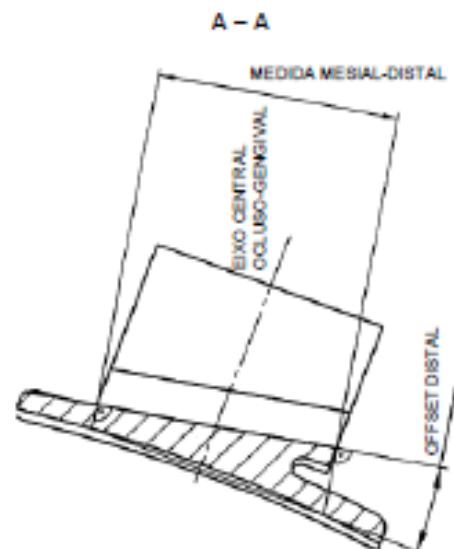


Figura 6: Representação do offset distal em um tubo (corte A – A da figura 5)

3.13 Offset

Ângulo entre o fundo do slot ou da superfície do fundo da abertura do arco Intra-oral e a linha de união entre os pontos de interseção perpendicular ao fundo do slot na extremidade mesial e distal do slot e da base (vide figura 6).

3.14 Offset distal

O offset é distal quando o fundo do slot está voltado de distal para bucal.

3.15 Offset mesial

O offset é mesial quando o fundo do slot está voltado de mesial para bucal.

3.16 In/Out

A menor distância entre o centro do fundo do slot do braquete, e / ou da superfície do fundo do slot do arco Intra-oral do tubo e o centro do fundo da base (vide figuras 1 e 3).

4 Requisitos

4.1 Medidas

4.1.1 Medidas nominais

4.1.1.1 As seguintes medidas deverão ser indicadas com precisão de 0,01 mm:

- Largura do slot;
 - Diâmetro de aberturas circulares;
 - Medidas do retângulo interno;
- Para tolerâncias ver Tabelas 1 a 4.

Outros formatos de aberturas deverão ser indicados nas informações para usuários.

4.1.1.2 As seguintes medidas deverão ser indicadas com precisão de 0,1 mm:

- In/Out
- Comprimento do slot e/ou comprimento da ranhura;
- Profundidade do slot.

4.1.1.3 Os seguintes ângulos deverão ser indicados com precisão de 1°:

- Ângulo;
- Torque;
- Offset.

Tolerância: $\pm 1^\circ$.

DIN 13971-2:2000-01

6

As medidas do slot, medidas do slot para arco auxiliar do tubo, furos e medidas para slots verticais recebem um símbolo que permite a associação com as medidas em polegadas habituais até então para ortopedia

maxilar. Para isso, são consideradas as casas centesimais e milésimas das medidas comparativas em polegadas (vide Tabelas 1 a 4).

Tabela 1: Medidas do slot

Símbolo	Largura do slot ¹⁾ mm	Tolerância mm
18	0,46	+ 0,04 0
20	0,51	
22	0,56	

¹⁾ Outras medidas são possíveis desde que sejam mantidas as tolerâncias indicadas.

Tabela 2: Medidas do slot para arco auxiliar (Tubos)

Símbolo	Medida ocluso-gengival ¹⁾ mm	Tolerância mm	Medida buco-lingual ¹⁾ mm	Tolerância mm
18 x 25	0,46	+ 0,04 0	0,65	+ 0,10 0
22 x 28	0,56		0,72	
72 x 36	1,84	+0,10 0	0,92	

¹⁾ Outras medidas são possíveis desde que sejam mantidas as tolerâncias indicadas.

Tabela 3: Furos (Diâmetros de aberturas circulares)

Símbolo	Largura do slot ¹⁾ mm	Tolerância mm
31	0,82	+ 0,08 0
36	0,92	
45	1,17	
51	1,32	

¹⁾ Outras medidas são possíveis desde que sejam mantidas as tolerâncias indicadas.

Tabela 4: Medidas para slot vertical

Símbolo	Medida ocluso-gengival ¹⁾ mm	Tolerância mm	Medida buco-lingual ¹⁾ mm	Tolerância mm
18 x 18	0,46	+ 0,05 0	0,46	+ 0,05 0
18 x 22	0,46		0,56	
18 x 37	0,46		0,95	+0,10 0

¹⁾ Outras medidas são possíveis desde que sejam mantidas as tolerâncias indicadas.

DIN 13971-2:2000-01

7

4.2 Materiais

Podem ser utilizados como materiais para elementos de fixação para ortopedia maxilar:

4.2.1 Tipos de aços austeníticos inoxidáveis conforme DIN 17440, além dos tipos de aços do material nº 1.4456 (X8CrMnMoN18-18-2). Outros tipos de aços austeníticos inoxidáveis são admissíveis desde que correspondam aos requisitos conforme DIN 13971.

4.2.2 Ligas com base de cobalto conforme DIN EN ISO 6871-1.

4.2.3 Titânio e ligas de titânio conforme DIN 17850 e DIN 17851.

4.2.4 Materiais cerâmicos como, p.ex., Al_2O_3 ou ZrO_2 .

4.2.5 Substâncias sintéticas.

4.3 Constituição da superfície

São admissíveis superfícies revestidas para elementos de fixação (braquetes).

5 Ensaio**5.1 Medidas externas**

Medidas externas de elementos de fixação (p.ex., comprimento mesial-distal de braquetes, comprimento do slot) são verificadas com paquímetros conforme DIN 862, com margens de erros de no máximo 0,05 mm.

5.2 Medidas Internas

Medidas internas de elementos de fixação são verificadas com calibradores-tampão (aberturas circulares) e calibradores para retângulos internos (medida da largura do slot e retângulo interno), com margens de erro de no máximo 0,005 mm.

5.3 Torque

Ângulos de torque são verificados com um projetor de perfis com margens de erros de no máximo 0,5°. O elemento de fixação é alinhado de forma que o ângulo e o offset distal ou mesial se torne zero na projeção do slot e / ou retângulo interno. Um gabarito de ralo com a medida conforme tabela 5 é encostado na base no centro da dilatação mesio-distal do elemento de fixação em paralelo ao plano de projeção. O plano central do slot e / ou do retângulo interno é determinado graficamente e a normal é construída no ponto de interseção da projeção do gabarito do ralo convexo com o plano central. O ângulo entre o plano central e esta normal resulta no ângulo de torque.

5.4 Ângulo

Ângulos de inclinação são verificados com um projetor de perfis com margens de erros de no máximo 0,5°. Para isto, é introduzido (encaixado) um calibrador-tampão ou um calibrador de retângulos na abertura do elemento de fixação e o ângulo é medido na

vista por cima entre os calibradores e a perpendicular no eixo central ocluso-gengival do elemento de fixação.

Tabela 5: Ralos R de gabaritos para a determinação de ângulos de torque

Maxilar superior e inferior Dente nº	R mm
1 até 2	12,5
3 até 5	9,0
6 até 7	∞

5.5 Offset

O ângulo de offset é verificado com um projetor de perfis com margens de erro de no máximo 0,5°. Para isto, é introduzido (encaixado) um calibrador-tampão ou um calibrador de retângulos adequado na abertura e o ângulo é medido na vista lateral do elemento de fixação entre os calibradores e a linha de união entre os pontos de interseção da perpendicular para o fundo do slot (fundo da abertura) na extremidade mesial ou distal da abertura e da base.

5.6 Corte metalográfico

No caso de dúvidas, o torque, o ângulo e o offset devem ser determinados por meio de uma laminula metalográfica.

6 Informações para o usuário e dados do fabricante

O fabricante deverá disponibilizar as seguintes informações em forma de impressos, catálogos, etc., adicionalmente à identificação:

- Dados sobre as formas de união base-braquete / tubo (p.ex., soldagem)
- Dados sobre marcações;
- Dados sobre materiais utilizados;
- Dados sobre eventuais revestimentos da superfície;

7 Identificação

Todos os elementos de fixação deverão estar claramente identificados ou ostentar características que possibilitem sua ordenação aos dentes ou orientação espacial.

Todas as embalagens deverão estar nitidamente providas no mínimo dos seguintes dados:

- Nome e endereço do fabricante e/ou autorizado.
- Nome comercial ou marca do produto.
- Dados sobre a definição da finalidade, medidas das aberturas e quantidade da embalagem.
- Número do lote (número da carga) e / ou número de série do fabricante.

ANEXO B – ARTIGO CIENTÍFICO

COMPARAÇÃO DA EXPRESSÃO DO TORQUE ENTRE BRAQUETES ESTÉTICOS

RESUMO

Este estudo teve como objetivo investigar a expressão de torque em diferentes tipos de braquetes estéticos, convencionais e autoligáveis, utilizando o arco retangular de aço de 0,019"x0,025". Para isso, foram selecionados dez tipos de braquetes de seis diferentes marcas comerciais, sendo quatro braquetes autoligáveis de cerâmica (In-Ovation C – GAC, Damon Clear – Ormco, Quicklear - Forestadent, Click-It - TP Orthodontics), um autoligável de cerâmica com canaleta de metal (Clarity SL - 3M Unitek) três convencionais de cerâmica (Inspire Ice – Ormco, InVu Ceramic - TP Orthodontics, Roth Ceramic - Morelli) e um convencional de cerâmica com canaleta de metal (Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek). Como controle foi usado o braquete autoligável metálico Damon Mx – Ormco. Foram utilizados 50 segmentos de fio de aço inoxidável retangular 0,019"x0,025". Os momentos de torque foram medidos aos 12°, 24° e 36°, utilizando um dispositivo de torção de fio associado a uma Máquina Universal de Ensaio (EMIC DL2000). Para comparação do momento de torção foi utilizado o teste ANOVA seguido pelo teste de Tukey. Em todas as angulações testadas, o braquete que apresentou o maior momento de força, foi o Damon Clear, seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon Mx e, por último, InVu Ceramic. Alguns braquetes fraturaram durante os testes, não suportando todo o torque aplicado. O braquete Quicklear fraturou antes de atingir os 24° e os braquetes Ceramic Roth e Click-it fraturaram antes de atingir os 36°.

Palavras-chave: Torque. Braquetes Ortodônticos. Aparelhos ortodônticos. Incisivo. Cerâmica

ABSTRACT

This study aims to investigate torque expression in different types of esthetic conventional and self-ligating brackets using a 0,019"x0,025" rectangular stainless steel archwire. It was selected ten types of brackets from six different commercial brands: four ceramic self-ligating brackets (In-Ovation C – GAC, Damon Clear – Ormco, Quicklear - Forestadent, Click-It - TP Orthodontics), one ceramic self-ligating bracket with metal-reinforced slot (Clarity SL - 3M Unitek), three ceramic conventional brackets (Inspire Ice – Ormco, InVu Ceramic - TP Orthodontics, Roth Ceramic - Morelli) and one ceramic conventional bracket with metal-reinforced slot (Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek). As control it was used the metallic Damon MX self-ligating bracket (Ormco). It was used 50 0,019"x0,025"

rectangular stainless steel archwire segments. Third-order moments were measured at 12°, 24° e 36° by the use of an archwire torsion device associated with a Universal Testing Machine (EMIC DL2000). For comparison of the third-order moment it was used the Anova and Tukey tests. In all tested angulations the Damon Clear bracket presented the highest third-order moment. It was followed by the Clarity, Clarity SL and Damon Mx brackets, and with the worst torque expression was the InVu Ceramic bracket. Some brackets broke during the tests not supporting all the torque applied. The QuickClear bracket broke before 24° and Ceramic Roth and Click-it broke before 36°.

Keywords: Torque. Orthodontic Brackets. Orthodontic Appliances. Incisor. Ceramics

1 INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico envolve o controle tridimensional da coroa e dentre os movimentos realizados, as inclinações vestibulolinguais do longo eixo do dente são de fundamental importância no estabelecimento das relações oclusais funcionalmente estáveis.(MAJOR et al., 2011a) Essas inclinações são conseguidas através de um momento gerado pela torção do fio retangular na canaleta do braquete, chamado de torque.(RAUCH, 1959)

Badawi et al.(BADAWI et al., 2008) relatam que o torque se expressa quando a canaleta é preenchida e quando se aumenta gradativamente o calibre do fio durante o tratamento. Além disso, uma porcentagem do torque é perdida devido à folga existente entre a canaleta e o fio.

A expressão do torque depende das propriedades e dimensão do arco, dimensão da canaleta do braquete, desenho do braquete, e graus de torção do arco em relação à canaleta do braquete.(FISCHER-BRANDIES et al., 2000; MELING; ODEGAARD; MELING, 1997; MELING; ODEGAARD; SEQNER, 1998; MORINA et al., 2008; ODEGAARD; MELING; MELING, 1994; SEBANC et al., 1984; SIATKOWSKI, 1999; WAGNER; NIKOLAI, 1985)

A introdução de braquetes autoligáveis apresentou um desafio para a Ortodontia por causa do diferente tipo de ligação e das alterações potenciais na expressão de carga e momento durante a mecanoterapia.(CLOSS et al., 2005)

Em 2013, Franco(FRANCO, 2013) realizou um trabalho avaliando a expressão de torque em braquetes metálicos autoligáveis e encontrou que o Bioquick apresentou a menor expressividade de torque em todas as torções testadas e o braquete Damon 3MX foi o que mais expressou torque. O sistema de ligação entre fio/braquete (autoligável ativo, passivo ou convencional com ligadura elástica) não interferiu na expressão final do torque, sendo esta dependente da dimensão da canaleta.

Os braquetes estéticos, devido à sua fragilidade, são mais propensos a fraturas durante os movimentos de torção e de inclinação.(AKNIN et al., 1996; HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; RHODES et al., 1992; SWARTZ, 1988) Porém,

poucas são as pesquisas que avaliaram a expressão do torque nesses braquetes. Morina(MORINA et al., 2009) em 2009 estudou a expressão de torque em diversos braquetes, incluindo dois estéticos, sendo um de cerâmica (Fascination 2) e um de policarbonato (Brilliant). A combinação do fio 0,019"x0,025" de aço com o braquete cerâmico apresentou o momento máximo de torque. A relação fio/canaleta pareceu ser mais importante do que as diferenças nos desenhos dos braquetes. Visto que não há na literatura trabalhos que comparem a expressão de torque somente entre braquetes estéticos, esse trabalho objetivou avaliar a expressão de torque em diferentes tipos de braquetes estéticos, convencionais e autoligáveis.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo teve seu projeto dispensado de ser submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade Ingá por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou animais.

4.1 AMOSTRA

A amostra utilizada nesta pesquisa *in vitro* foi composta por dez tipos de braquetes de seis diferentes marcas comerciais, sendo quatro braquetes autoligáveis de cerâmica (In-Ovation C – GAC, Damon Clear – Ormco, Quicklear - Forestadent, Click-It - TP Orthodontics), um autoligável de cerâmica com canaleta de metal (Clarity SL - 3M Unitek) três convencionais de cerâmica (Inspire Ice – Ormco, InVu Ceramic - TP Orthodontics, Roth Ceramic - Morelli) e um convencional de cerâmica com canaleta de metal (Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek). Como controle foi usado o braquete autoligável metálico Damon 3MX - Ormco, pois esse foi o que apresentou os melhores resultados na pesquisa de Franco(FRANCO, 2013).

Para desenvolver a pesquisa serão utilizados cinco braquetes de incisivo central superior direito de cada um dos tipos de braquetes citados anteriormente (totalizando 50 braquetes), todos com canaleta 0,022"x0,028" e, segmentos de fio de aço inoxidável retangular 0,019"x0,025" de aço de vareta da marca TP Orthodontics. Os braquetes foram distribuídos da seguinte forma (Tabela 1):

Tabela 1: Relação de braquetes que compuseram a amostra estudada.

MARCA COMERCIAL	MODELO	CANALETA	ORIGEM	QUANTIDADE	MATERIAL	MODO DE LIGAÇÃO	MATERIAL DO CLIPE
3M Unitek	Clarity SL	0,022"	3M Unitek, St. Paul, MN, USA	5	Alumina policristalina com canaleta de metal	Autoligável ativo	Metal
GAC	In-Ovation C	0,022"	GAC International, Bohemia, NY, USA	5	Alumina policristalina	Autoligável ativo	Metal
Ormco	Damon Clear	0,022"	SDS Ormco, Glendora, CA, USA	5	Alumina policristalina	Autoligável passivo	Cerâmica
Forestadent	QuickKlear	0,022"	Forestadent, Pforzheim, Baden-Württemberg, Germany	5	Alumina policristalina	Autoligável ativo	Metal
TP Orthodontics	Click-It	0,022"	TP Orthodontics, LaPorte, IN, USA	5	Alumina policristalina	Autoligável passivo	Cerâmica
Ormco	Inspire Ice	0,022"	SDS Ormco, Glendora, CA, USA	5	Alumina monocristalina	Convencional	Sem clipe
TP Orthodontics	InVu Ceramic	0,022"	TP Orthodontics, LaPorte, IN, USA	5	Alumina policristalina	Convencional	Sem clipe
Morelli	Roth Ceramic	0,022"	Dental Morelli Ltda., Sorocaba, SP, Brasil	5	Alumina policristalina	Convencional	Sem clipe
3M Unitek	Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket	0,022"	3M Unitek, St. Paul, MN, USA	5	Alumina policristalina com canaleta de metal	Convencional	Sem clipe
Ormco	Damon 3MX	0,022"	SDS Ormco, Glendora, CA, USA	5	Metal	Autoligável passivo	Metal

Todos os tipos de braquetes testados apresentavam canaleta de 0,022", eram do mesmo lote e foram comprados aleatoriamente no mercado, não tendo sido doados, com o intuito de não haver influência dos fabricantes no resultado final da pesquisa.

4.2 MATERIAL

- Para desenvolver a pesquisa, foram utilizados os seguintes materiais (Figuras 1 e 2):
- 50 segmentos de fio de aço inoxidável (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, USA), com 3,5 cm de comprimento cada, de secção retangular, de dimensão 0,019"x0,025" (lote 10713087SMS);
 - 50 braquetes de incisivo central superior direito, de canaleta 0,022", sendo 5 Clarity SL - 3M Unitek (lote: 1209009404), 5 In-Ovation C – GAC (lote: 100-112-00), 5 Damon Clear – Ormco (lote: 497.6460), 5 QuickKlear - Forestadent, 5 Click-It - TP Orthodontics (lote: 30312A04), 5 Inspire Ice – Ormco (lote: 444.0111), 5 InVu Ceramic - TP Orthodontics (lote: 10813C05), 5 Roth Ceramic - Morelli (lote: 13050629/001), 5 Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek (lote:1209009404) e, como controle, 5 Damon 3MX - Ormco (lote: 494.4460);



Figura 1: Fio e braquetes utilizados no ensaio.

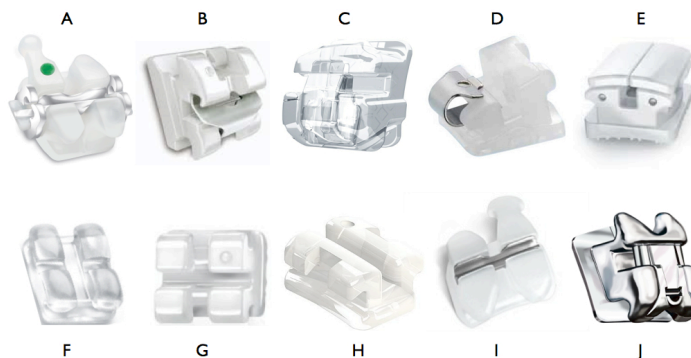


Figura 2: Braquetes testados (A: Clarity SL - 3M Unitek, B: In-Ovation C – GAC, C: Damon Clear – Ormco, D: QuickKlear - Forestadent, E: Click-It - TP Orthodontics, F: Inspire Ice – Ormco, G: InVu Ceramic - TP Orthodontics, H: Roth Ceramic - Morelli, I: Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek, J: Damon 3MX - Ormco).

- Adesivo ortodôntico OrthoPrimer Morelli (lote: 85.01.016).
- Resina para colagem OrthoBond Morelli (lote: 85.01.015).
- Elástico ortodôntico para ligadura – modular/vermelho (lote 1701799).

4.3 MÉTODOS

Os testes de torção do sistema braquete/fio foram realizados no Laboratório de Qualidade Assegurada do Centro de Pesquisas das Indústrias Morelli (Sorocaba, SP, Brasil).

Foi utilizada uma Máquina Universal de Ensaio, (Emic DL2000), e adaptado a esta um dispositivo para ensaios de torção de fios e braquetes. O dispositivo foi desenvolvido a fim de realizar a torção do fio em suas duas extremidades de maneira simétrica.

O dispositivo para ensaios de torção de fios e braquetes possui uma base para adaptação dos cilindros em que os braquetes foram colados para realizar os ensaios (Figura 3).

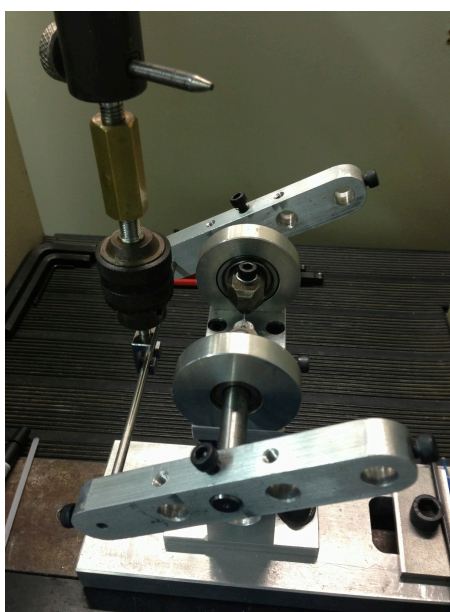


Figura 3: Dispositivo adaptado na Máquina Universal de Ensaio.

Para fixar o fio, dois outros cilindros, um de cada lado do dispositivo, foram confeccionados de modo que o sistema ficasse alinhado e assegurasse uma perfeita rotação do fio em torno do seu eixo longitudinal. Para isso, o dispositivo de torção teve uma montagem que garantisse um alinhamento entre o fio e a canaleta do braquete.

Em suas extremidades, esses cilindros laterais possuíam uma ranhura para direcionar o assentamento do fio quando este se encaixasse na canaleta.

A montagem do braquete na máquina seguia as seguintes etapas:

Inicialmente, posicionava-se o cilindro e prendia-se seu parafuso, então posicionava-se o fio já com o braquete ligado e prendiam-se os parafusos superiores.

A colagem do braquete no cilindro era realizada com o adesivo ortodôntico OrthoPrimer Morelli em associação à resina para colagem OrthoBond Morelli, devido sua melhor resistência à ruptura.

Para a colagem, aplicava-se uma camada de adesivo, tanto na base do braquete, como na base do cilindro com aplicadores descartáveis. Fotopolimerizava-se por 20 segundos. Então colocava-se a resina para colagem na base do cilindro com uma espátula plástica, soltava-se o cilindro e com ele era realizada uma leve pressão de baixo para cima até que o braquete já preso ao fio encostasse na resina. Em seguida, fotopolimerizava-se por 40 segundos. Imediatamente após a colagem, era realizado o teste.

A prescrição do torque dos braquetes não afetou o estudo, visto que a posição zero de torque foi utilizada como base de referência inicial para todos os braquetes testados.

A cada novo teste, o conjunto fio-braquete era removido através da soltura dos dois parafusos dos cilindros que prendiam as extremidades do fio e através da remoção do cilindro no qual o braquete estava colado, pela soltura de seu parafuso estabilizador. Com o conjunto fora da máquina, a peça era descolada e a resina removida da base do cilindro com a ajuda de um alicate.

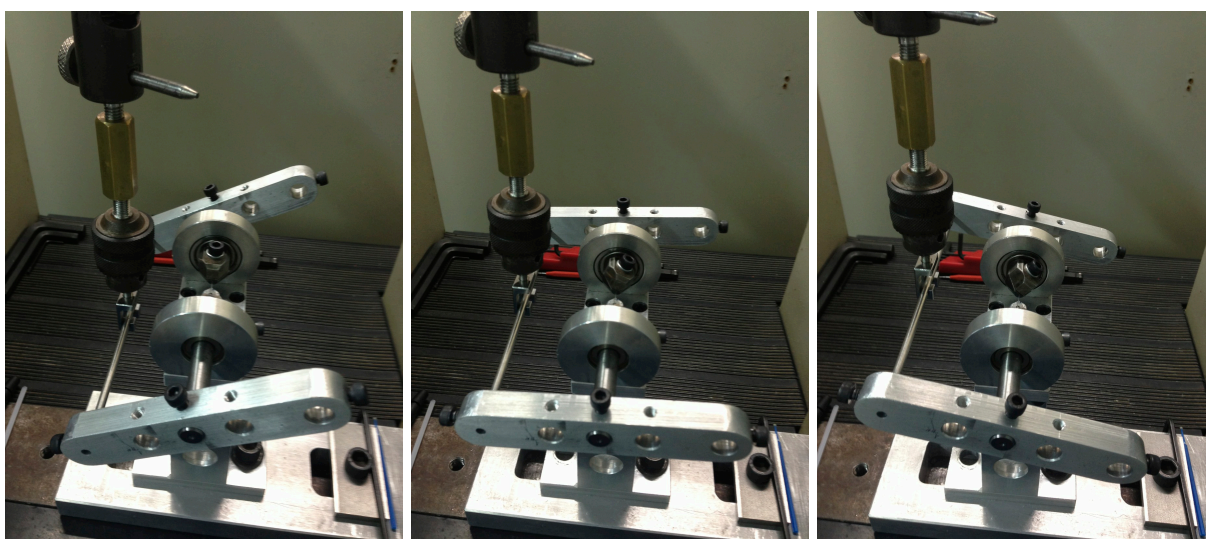
Cada combinação braquete/fio foi testada 1 vez e para cada torção um segmento de fio diferente foi inserido. As combinações foram testadas nas torções 12°, 24° e 36°, sendo que para cada ângulo de torção no fio foi avaliado o *momento de força* na grandeza “Nmm” (Newton x milímetro).

Antes de começarem os ensaios, a máquina foi calibrada por meio de um nivelamento tridimensional conforme norma pertinente. Tal nivelamento do sistema foi auxiliado por meio de um acessório denominado de “*Nível de Bolha*” (Figura 18). O sistema era preso por meio de parafusos de modo a não ocorrer deslocamentos ou deslizamentos no conjunto de forma a evitar mascarar os resultados.

A movimentação (subida) do cabeçote móvel da Máquina Universal de Ensaios era transmitida para o dispositivo de torção através de uma haste articulada (Figuras 4 e 5).



Figura 4: Movimentação do dispositivo - vista à distância.



Figuras 5: Movimentação do dispositivo - vista aproximada.

O dispositivo de torção constituía de um duplo braço de torção medindo 51,5 mm cada um, o que permitia a conversão do movimento da haste articulada em movimento circular.

Um transdutor de medição de força/torque, com célula de carga de *strain gages*, foi utilizado para medir os componentes de forças e momentos (torque) das combinações fio/braquetes testados.

Para converter essas medidas em ângulo, a seguinte equação matemática foi utilizada:

Comprimento da Circunferência traçada pelos braços de torção = $\varnothing \times \pi$

\varnothing (Diâmetro da Circunferência traçada) = $2 \times R = 2 \times 51,5 = 103$

$\pi = 3,1416$ (Adotada a precisão de 4 casas decimais)

Comprimento da Circunferência = $103 \times 3,1416 = 323,5$ mm

Logo, o Comprimento da Circunferência, ou seja, o Perímetro da mesma era de 323,5 mm.

Nos ensaios, os deslocamentos foram apurados respectivamente para os ângulos de torção no fio de 12° , 24° e 36° . Seja a figura ilustrativa (Figura 6), onde:

L = Comprimento do arco de circunferência, correspondente ao ângulo θ .

D = $2 \times r$ = Diâmetro da circunferência.

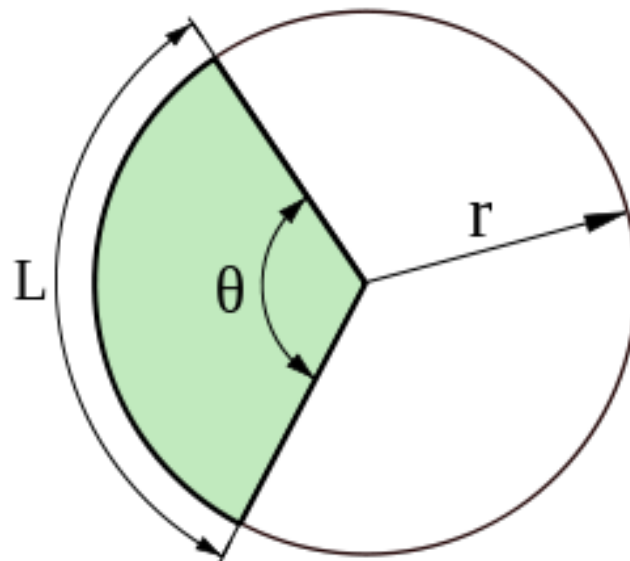


Figura 6: Esquema da circunferência de deslocamento da alavanca.

Para calcular o deslocamento da máquina para cada um dos ângulos, utilizou-se a relação abaixo (Tabela 2):

Tabela 2. Medidas lineares e angulares da circunferência

Perímetro da Circunferência	Medida Angular da Circunferência
323,5	360 ⁰
L	θ

$$\theta \times 323,5 = L \times 360^{\circ}$$

Logo:

$$L = \theta \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 12^{\circ} \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 10,78 \text{ mm}$$

$$L = \theta \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 24^{\circ} \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 21,57 \text{ mm}$$

$$L = \theta \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 36^{\circ} \times 323,5 / 360^{\circ}$$

$$L = 32,35 \text{ mm}$$

Ou seja, o deslocamento da haste metálica da máquina provocava um avanço circular no braço de torção com um ângulo θ que é transmitido ao fio.

Esse deslocamento foi medido pela máquina, descrito no texto e representado nos gráficos como deformação.

Havia um sensor que captava as forças e os torques aplicados, bem como o ângulo de torção, e transferia eletronicamente em forma de dados a um computador, de forma que o mesmo pudesse traduzir os resultados e exibir em forma gráfica.

Um software de captação de dados (*Tesc versão 3.01*) foi utilizado para captar o sinal do transdutor e registrá-lo para o arquivo.

4.3.1 Torque Aplicado

Nos testes realizados os torques aplicados foram medidos respectivamente nas torções de 12°, 24° e 36° em cada um dos 5 braquetes dos 10 (dez) tipos de braquetes testados.

4.3.2 Precisão Dimensional

Cuidado especial foi tomado com relação à precisão dimensional nas cotas mais críticas dos dispositivos, o que poderia comprometer a efetividade dos resultados.

Tais medidas estão demonstradas nos desenhos anexos do projeto dos dispositivos através de apertadas tolerâncias dimensionais de fabricação dos mesmos. As principais *Cotas Críticas* do projeto anexo e suas *Tolerâncias de Fabricação* foram:

Garra do Mandril = 0,40 ^{+0,05} / -0,05

Diâmetro do Dispositivo de Torção de fios nos braquetes = 9,5 h6 ^{+0,000} / - 0,009

Diâmetro de encaixe no Dispositivo de tração de fios = 9,5 H7 ^{+0,015} / -0,000

Diâmetro interno do Mancal do Dispositivo de tração = 30 J6 ^{+0,008} / -0,005

Diâmetro interno no Dispositivo de torção de fios = 30 J6 ^{+0,008} / -0,005

Diâmetros de encaixes no Braço de torção = 10 H7 ^{+0,015} / -0,000 e 4 H7 ^{+0,012} / -0,000

Diâmetro interno da polia sincronizadora = 10 H7 ^{+0,015} / -0,000

4.3.3 Medição da altura das canaletas

Após os ensaios realizados, as alturas das canaletas de cada um dos 5 braquetes dos 10 (dez) tipos de braquetes testados foram medidas para complementação deste estudo, utilizando como instrumento um Projetor de Perfil (Starrett VB 300).

Mediu-se a distância entre as paredes incisal e cervical da canaleta de cada um dos braquetes avaliados.

4.3.4 Medição da altura e largura dos fios

Foram medidas ainda a altura e largura de 5 segmentos do fio utilizado, através do uso de um Micrômetro Externo (Micromaster IP54).

4.3.5 Cálculo da folga da canaleta

A folga da canaleta caracteriza-se pelo ângulo formado entre a aresta da seção do fio com a parede da canaleta do braquete.(MELING; ODEGAARD; MELING, 1997) O cálculo do ângulo em que o fio ao ser torqueado consegue tocar as paredes cervical e incisal da canaleta dos braquetes foi realizado através da mensuração das alturas das canaletas dos braquetes utilizados nos ensaios e dos segmentos de fio de mesmo calibre e lote.(JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010)

A movimentação entre o fio e a canaleta está representada na figura abaixo, na qual pode-se observar que a inclinação da aresta da seção do fio com a parede da canaleta do braquete forma um ângulo φ , chamado de folga da canaleta.(FRANCO, 2013; JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010)

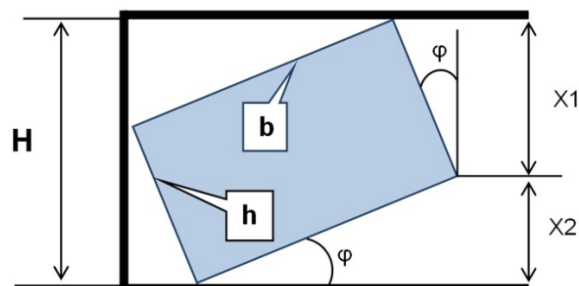


Figura 7: Esquema da folga da canaleta entre o fio e a canaleta do braquete (H = altura da canaleta do braquete; b = tamanho da aresta da base do fio; h = tamanho da aresta da altura do fio; φ = ângulo relativo à folga da canaleta).

Com base na figura acima, foi utilizada a seguinte fórmula, já citada anteriormente na literatura, (FRANCO, 2013; JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010) para se obter a folga da canaleta. A folga da canaleta foi calculada na calculadora HP 50g Graphing Calculator para um fio 0,019"x0,025" em uma canaleta 0,022"x0,028":

$$X1 = h \times \cos(\varphi)$$

$$X2 = b \times \sin(\varphi)$$

$$H = X1 + X2$$

$$H = h \times \cos(\varphi) + b \times \sin(\varphi)$$

$$22 = 19 \times \cos(\varphi) + 25 \times \sin(\varphi)$$

$$\varphi = 7,2421^\circ$$

4.4 MÉTODOS ESTATÍSTICOS

A avaliação de normalidade dos dados foi realizada através do teste KOLMOGOROV-SMIRNORV.

As comparações intergrupos foram realizadas através da análise de variância a um critério (ANOVA) e o teste utilizado para comparações múltiplas foi o *post hoc de Tukey*.

Realizou-se a estatística descritiva (média, desvio-padrão) das alturas de todos os tipos de braquetes testados e também do fio utilizado.

Foram realizadas regressões lineares simples para verificar quanto o ângulo de torção do fio é responsável pelo momento de torção expresso na canaleta.

As análises estatísticas foram realizadas com o programa *Statistica for Windows 7.0*. Foram considerados estatisticamente significantes resultados com valor de $p < 0,05$.

5 RESULTADOS

Através dos valores obtidos nos ensaios foi possível realizar algumas avaliações e comparações.

As tabelas dos dados coletados foram assim organizadas: tabela 1, comparação intergrupos das angulações testadas dos 10 (dez) tipos de braquetes utilizados nos ensaios; tabela 2, comparação intergrupos das angulações testadas dos 4 (quatro) braquetes não autoligáveis utilizados nos ensaios; e tabela 3, comparação intergrupos das angulações testadas dos 6 (seis) braquetes autoligáveis utilizados nos ensaios.

5.1 COMPARAÇÃO INTERGRUPOS

Ao analisar os dados estatísticos de todos os tipos de braquetes em conjunto (Tabela 3), notou-se que quando os braquetes foram testados aos 12°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Click-it, QuickKlear, Inspire Ice, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic.

Quando avaliados aos 24°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Inspire Ice, Click-it, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic (Tabela 3). O braquete QuickKlear fraturou antes de atingir esse ângulo de torção.

Aos 36°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Inspire Ice, In-Ovation C e, por último, InVu Ceramic (Tabela 3). Os braquetes Ceramic Roth, QuickKlear e Click-it fraturaram antes de atingir esse ângulo de torção.

Tabela 3. Comparação intergrupos da força de tração (média em Nmm) dos 10 (dez) tipos de braquetes utilizados nos ensaios nas três torções testadas (teste ANOVA A 1 CRITÉRIO seguido do teste de Tukey). N=5

Variáveis	Ceramic Roth	Inspire Ice	InVu Ceramic	Clarity	Damon Clear	QuickKlear	Click-it	Clarity SL	In-Ovation C	Damon 3MX	P
	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	
12	12,85 (2,00) A	16,84 (1,55) AC	11,97 (2,44) A	26,66 (2,15) BE	28,07 (0,95) B	17,40 (2,10) ACD	19,58 (6,04) CD	22,96 (3,49) BC	13,80 (2,14) AD	21,48 (2,57) CE	0,000*
24	35,06 (1,69) A	39,24 (1,80) BE	34,07 (1,95) A	47,34 (1,67) CD	49,41 (1,01) C	-	37,32 (2,85) ABE	43,84 (2,75) DE	35,84 (1,48) AB	41,35 (1,69) E	0,000*
36	-	59,66 (1,43) A	55,57 (1,69) B	66,84 (1,54) C	68,69 (1,31) C	-	-	63,74 (1,96) D	55,97 (1,08) B	61,87 (1,22) AD	0,000*

*Estatisticamente significante para $P < 0,05$

Ao analisar os dados estatísticos dos braquetes não autoligáveis utilizados nos ensaios (Tabela 4), notou-se que quando os braquetes foram testados aos 12°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Clarity. Seguido pelo Inspire Ice, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic.

Quando avaliados aos 24°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Clarity. Seguido pelo Inspire Ice, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic (Tabela 4).

Aos 36°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Clarity. Seguido pelo Inspire Ice e, por último, InVu Ceramic (Tabela 4). O braquete Ceramic Roth fraturou antes de atingir esse ângulo de torção.

Tabela 4. Comparação intergrupos da força de tração (média em Nmm) dos 4 (quatro) tipos de braquetes não autoligáveis utilizados nos ensaios nas três torções testadas (teste ANOVA A 1 CRITÉRIO seguido do teste de Tukey). N=5

Variáveis	Ceramic Roth	Inspire Ice	InVu Ceramic	Clarity	P
	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	
12	12,85 (2,00) A	16,84 (1,55) B	11,97 (2,44) A	26,66 (2,15) C	0,000*
24	35,06 (1,69) A	39,24 (1,80) B	34,07 (1,95) A	47,34 (1,67) C	0,000*
36	-	59,66 (1,43) A	55,57 (1,69) B	66,84 (1,54) C	0,000*

*Estatisticamente significativa para $P < 0,05$

Ao analisar os dados estatísticos dos braquetes autoligáveis utilizados nos ensaios (Tabela 5), notou-se que quando os braquetes foram testados aos 12°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity SL, Damon 3MX, Click-it, Quicklear e, por último, In-Ovation C.

Quando avaliados aos 24°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity SL, Damon 3MX, Click-it e, por último, In-Ovation C (Tabela 5). O braquete Quicklear fraturou antes de atingir esse ângulo de torção.

Aos 36°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity SL, Damon 3MX e, por último, In-Ovation C (Tabela 5). Os braquetes Quicklear e Click-it fraturaram antes de atingir esse ângulo de torção.

Tabela 5. Comparação intergrupos da força de tração (média em Nmm) dos 6 (seis) tipos de braquetes autoligáveis utilizados nos ensaios nas três torções testadas (teste ANOVA A 1 CRITÉRIO seguido do teste de Tukey). N=5

Variáveis	Damon Clear	QuicKlear	Click-it	Clarity SL	In-Ovation C	Damon 3MX	P
	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	
12	28,07 (0,95) A	17,40 (2,10) BC	19,58 (6,04) BC	22,96 (3,49) AB	13,80 (2,14) C	21,48 (2,57) B	0,000*
24	49,41 (1,01) A	-	37,32 (2,85) BC	43,84 (2,75) D	35,84 (1,48) B	41,35 (1,69) CD	0,000*
36	68,69 (1,31) A	-	-	63,74 (1,96) B	55,97 (1,08) C	61,87 (1,22) B	0,000*

*Estatisticamente significante para $P < 0,05$

A seguir, segue a figura com o resumo dos gráficos dos testes de todas as marcas (torque x ângulo).

5.3 AVALIAÇÃO MOMENTO DE TORÇÃO X ÂNGULO

A análise Momento de torção x Ângulo foi realizada com base nos registros feitos pela máquina durante os testes que gravou toda a evolução da força e sua relação com o momento de torção. A partir desses dados, foi feita uma média dos valores das amostras de cada tipo de aparelho.

Baseado nessa média, foi feita a conversão dos valores de força e deformação para ângulo e momento de torque.

Seguem os cálculos utilizados para a conversão:

O ângulo foi calculado com a regra de três abaixo:

$$323,5\text{MM} \frac{\quad}{360^\circ}$$

$$\text{DEFORMAÇÃO (MM)} \frac{\quad}{X(^\circ)}$$

Na regra de três, o valor 323,5 mm é o comprimento da circunferência do dispositivo. Esse valor equivale 360°, assim como a deformação da tabela (que é justamente o deslocamento da haste metálica para gerar a torção no fio à distância) está para x.

O momento de torção foi calculado com a fórmula abaixo:

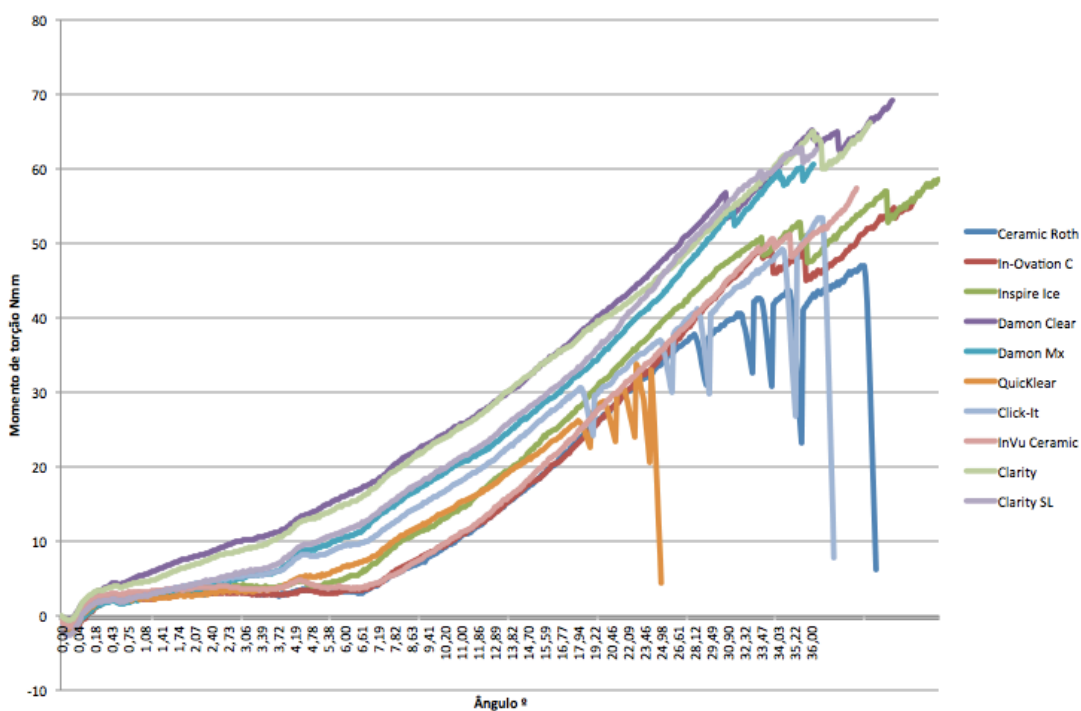
$$\text{MOMENTO DE TORÇÃO (NMM)} = \text{FORÇA (N)} \times \text{DISTÂNCIA (MM)}$$

Essa distância é o comprimento do braço da alavanca do dispositivo que é igual a 51,5 mm.

A seguir está um resumo dos testes de todos os tipos de braquetes.

5.3.1 Resumo dos testes Momento de torção (Nmm) x Ângulo (°)

Gráfico 1: Resumo dos testes Momento de torção x Ângulo para todos os tipos de braquetes.



Em todos os gráficos, os braquetes que já iniciaram expressando força ou momento de torção foram os que apresentaram a menor folga e conseqüentemente a menor altura de canaleta.

A partir da tabela com todos os valores registrados pela máquina, foi encontrado o ângulo de início de torque com $Y=0$. Foi encontrada também a faixa de torque considerada pela literatura como sendo clinicamente efetiva (5 a 20 Nmm), (BADAWI et al., 2008; BURSTONE, 1982; GMYREK et al., 2002; HUANG et al., 2009; REITAN, 1957) respectivamente para $Y=5$ e $Y=20$.

Tabela 6: Ângulos da faixa de torque clinicamente efetiva (5 a 20 Nmm).

	Ângulo de torção correspondente (°)									
	Ceramic Roth	In-Ovation C	Inspire Ice	Damon Clear	Damon 3MX	QuicKlear	Click-It	InVu Ceramic	Clarity	Clarity SL
Faixa de torque clinicamente efetiva Mínimo 5 Nmm	7,52	7,25	6,06	0,88	2,94	4,35	2,76	7,69	1,34	2,52
Faixa de torque clinicamente efetiva Máximo 20 Nmm	15,84	15,23	13,60	7,6	11,05	13,55	12,38	16,28	8,30	10,36

5.4 DIMENSÕES DAS ALTURAS DAS CANALETAS POR TIPO DE BRAQUETE

Foi realizada a estatística descritiva da altura das canaletas de todos os tipos de braquetes testados.

Tabela 7: Estatística descritiva da altura das canaletas (mm) dos diferentes tipos de braquetes testados (N=5).

Braquete testado	Altura média das canaletas (mm)	Altura média das canaletas (pol)	Desvio padrão
Ceramic Roth	0,582	0,02291	0,001342
In-Ovation C	0,575	0,02264	0,003768
Inspire Ice	0,575	0,02264	0,007259
Damon Clear	0,562	0,02213	0,001483
Damon 3MX	0,564	0,02220	0,003768
Quicklear	0,592	0,02331	0,010863
Click-It	0,607	0,02390	0,004382
InVu Ceramic	0,630	0,02480	0,003464
Clarity	0,580	0,02283	0,008019
Clarity SL	0,579	0,02280	0,003114

5.4.1 Cálculo da folga da canaleta em função da variação da altura das canaletas

Foi calculada a folga da canaleta, cuja definição e conceituação estão descritas em 4.3.4, através do uso da fórmula $H = h \times \cos(\varphi) + b \times \sin(\varphi)$ na calculadora HP 50g e a substituição das incógnitas H que corresponde à altura da canaleta para cada tipo de braquete, h que corresponde à média da altura do fio (0,0188") e b que corresponde à média da largura do fio (0,02479").

Tabela 8: Ângulo correspondente à folga da canaleta por marca testada na utilização de um fio de dimensões (0,0188"x0,02479").

Braquete testado	Altura média das canaletas (mm)	Altura média das canaletas (pol)	Folga da canaleta (°)
Ceramic Roth	0,582	0,02291	10,2199
In-Ovation C	0,575	0,02264	9,4904
Inspire Ice	0,575	0,02264	9,4904
Damon Clear	0,562	0,02213	8,1385
Damon 3MX	0,564	0,02220	8,3221
Quicklear	0,592	0,02331	11,3198
Click-It	0,607	0,02390	12,9872
InVu Ceramic	0,630	0,02480	15,6499
Clarity	0,580	0,02283	10,0028

Braquete testado	Altura média das canaletas (mm)	Altura média das canaletas (pol)	Folga da canaleta (°)
Clarity SL	0,579	0,02280	9,9216

6 DISCUSSÃO

Com o intuito de auxiliar no entendimento dos resultados obtidos, serão discutidos em sequência a seleção da amostra e dos materiais utilizados nos ensaios, a metodologia empregada e por fim, os resultados obtidos.

6.1 AMOSTRA

Como o objetivo desta pesquisa foi a avaliação e a comparação da expressão de torque de braquetes estéticos, foram selecionados 10 (dez) tipos de braquetes. Dentre os braquetes estéticos testados, os modelos Ceramic Roth, Inspire Ice, InVu Ceramic e Clarity são estéticos convencionais; e os modelos Damon Clear, QuickKlear, Click-it, Clarity SL e In-Ovation C são estéticos autoligáveis. Utilizou-se como controle o braquete Damon 3MX, por ter sido o que apresentou os melhores resultados na pesquisa de Franco(FRANCO, 2013). Todos apresentavam canaleta com 0,022”.

Devido às diferentes formas de ligação fio/braquete existentes no mercado, optou-se por testar braquetes de diversos tipos. No braquete autoligável, o fechamento ocorre através de uma porta móvel que cria um tubo dentro do braquete quando fechado ou de um fecho de mola que funciona como a quarta parede do braquete e interage com o arco(CHEN et al., 2010; KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009). Nos braquetes convencionais testados, a ligação fio/braquete foi realizada com ligadura elastomérica.

Falando-se em torque, é relatado que o material e a deformação da canaleta (Eriksen, 2011) e o método de ligação (Badawi, 2008; Major, 2011) alteram a expressão do torque. Assim, optou-se por testar vários braquetes cerâmicos, um cerâmico com canaleta de metal e, foram incluídos na amostra tanto braquetes convencionais, quanto autoligáveis. Para se ter um parâmetro de comparação, foi utilizado um controle metálico. Não foram incluídos braquetes plásticos, pois apesar das inovações, esses braquetes ainda tem algumas desvantagens devido à suas propriedades mecânicas diminuídas em relação aos braquetes cerâmicos e sua

incapacidade de expressar o torque, ou seja, as forças geradas pelos arcos retangulares.(ARICI; REGAN, 1997)

Além disso, outros autores(GMYREK et al., 2002; MORINA et al., 2008) relatam que braquetes plásticos puros não tem lugar na ortodontia, uma vez que são incapazes de resistir à deformação, não sendo capazes de proporcionar o torque necessário.

Relatos na literatura afirmam que devido à sua fragilidade, braquetes cerâmicos são propensos à fraturas durante os movimentos de torção e de inclinação.(AKNIN et al., 1996; GOTTLIEB; NELSON; VOGELS, 1991; HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; LINDAUER et al., 1994; RHODES et al., 1992; SWARTZ, 1988) Porém, poucas são as pesquisas que avaliaram a expressão do torque nesses braquetes.

Para Holt(HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991), a resistência à fratura dos braquetes cerâmicos durante a torção do arco parece ser adequada para o uso clínico. No entanto, para evitar que o braquete cerâmico frature, o clínico deve evitar a aplicação de força excessiva no arco.

Em virtude da escassez de pesquisas relacionadas à efetividade na expressão de torque de braquetes estéticos, optou-se por testar a expressão do torque em diferentes tipos de braquetes estéticos.

6.2 METODOLOGIA

Como este estudo teve a intenção de observar as diferenças existentes na expressão de torque entre vários tipos de braquetes estéticos, convencional e autoligável, o melhor método para comparar as diferenças entre as marcas foi testá-las estatisticamente em conjunto.

Para a realização dos testes foi utilizada uma Máquina Universal de Ensaio, (Emic DL2000), e adaptado a esta um dispositivo para ensaios de torção de fios e braquetes, que foi desenvolvido para realizar a torção do fio em suas duas extremidades de maneira simétrica. O dispositivo para ensaios de torção de fios e braquetes foi muito semelhante ao utilizado por Franco(FRANCO, 2013). Esse dispositivo possuía uma base para adaptação dos cilindros em que os braquetes foram colados para realizar os ensaios. Para prender o fio foram confeccionados dois outros cilindros, um de cada lado do dispositivo, a fim de manter o sistema alinhado e permitir uma perfeita rotação do fio em torno do seu eixo longitudinal. Para isso, o dispositivo de torção foi montado de forma que garantisse um

alinhamento entre o fio e a canaleta, desconsiderando o torque original da prescrição dos braquetes testados. Foram realizadas pesquisas similares utilizando também um dispositivo para a torção, embora com design diferente, mas com a mesma finalidade.(ARCHAMBAULT et al., 2010a; BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011b)

Ainda que alguns estudos semelhantes tenham optado por testar elementos dentários distintos,(CHUNG et al., 2009; HUANG et al., 2009) para este trabalho optou-se por utilizar somente braquetes do incisivo central superior. Isso porque este elemento tem sido amplamente testado em pesquisas conceituadas com o mesmo propósito.(BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; CASH et al., 2004; FRANCO, 2013; MORINA et al., 2009; ODEGAARD; MELING; MELING, 1994) Como o desvio padrão foi extremamente baixo, para desenvolver a pesquisa optou-se por utilizar apenas cinco braquetes de cada um dos tipos de braquete citados anteriormente (totalizando 50 braquetes), assim como na pesquisa de Franco.(FRANCO, 2013)

Cada combinação braquete/fio foi utilizada uma vez. Com o intuito de evitar a deformação do fio, para cada torção um segmento diferente era inserido.

Pela relação direta que existe entre a efetividade da expressão do torque e a interação entre o calibre do fio e da canaleta utilizada, o posicionamento final do dente dependeria da máxima expressão do braquete em interação com um fio retangular de diâmetro igual ao da canaleta (“full-size”). Para tal, seria necessário o uso de fios “full-size” no final do tratamento para obter o torque desejado, já que fios retangulares de menor calibre produziram uma folga na canaleta que alteraria o torque.(MEYER; NELSON, 1978)

Apesar dessa afirmação, optou-se por se utilizar o calibre 0,019”x 0,025” que já foi testado em várias pesquisas referentes ao torque.(BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; FRANCO, 2013; MAJOR et al., 2011b; MORINA et al., 2009; SIATKOWSKI, 1999)

Em se tratando de braquetes autoligáveis, a maioria das pesquisas consideraram o calibre 0,019”x 0,025” como o calibre de eleição para os testes de torção, mesmo que a folga entre o fio e a canaleta ainda persista pelo não preenchimento total do calibre da canaleta(BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011b; MORINA et al., 2009) Algumas pesquisas utilizaram também fios de outros calibres, tais como 0,020”x 0,025”(JOCH; PICHELMAYER;

WEILAND, 2010), 0,018"x 0,025"(HUANG et al., 2009) e 0,019"x0,0195".(ARCHAMBAULT et al., 2010b)

As combinações fio/braquete foram testadas em diferentes ângulos de torção no fio: 12°, 24° e 36° e para cada ângulo de torção, foi avaliado o momento de torção na grandeza "Nmm" (Newton x milímetro). Essas angulações já foram testadas anteriormente em pesquisa com o mesmo propósito, relatada na literatura em 2008.(BADAWI et al., 2008; FRANCO, 2013)

Não foi utilizado o ângulo de torção de 48° porque segundo a equipe do Laboratório de Qualidade Assegurada do Centro de Pesquisas das Indústrias (Sorocaba, SP, Brasil) no trabalho de Franco(FRANCO, 2013) que foi desenvolvido no mesmo laboratório, esse ângulo causou soltura excessiva dos braquetes e excesso de esforço mecânico nas paredes da canaleta dos braquetes, para além do que eles foram projetados, independente da marca. Além disso, a equipe sugeriu que se fosse usado o ângulo de 48°, muitos braquetes iriam se romper antes de atingir este ângulo.

Angulações diferentes também já foram utilizadas por outros autores, tal como Huang, que em 2009(HUANG et al., 2009) avaliou o torque de 20° com fios de diversas espessuras. Outros autores(BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011b) pesquisaram também o momento em que o fio começou a expressar o torque.

6.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Neste estudo, foram avaliados dez tipos de braquetes, de seis diferentes marcas comerciais, todos com canaleta 0,022". A avaliação consistiu em verificar as possíveis diferenças no que concerne à expressão do torque que cada um dos braquetes poderia produzir quando da interação com um fio de secção retangular de dimensão 0,019"x0,025". Os braquetes testados estavam distribuídos da seguinte forma: quatro braquetes autoligáveis de cerâmica (In-Ovation C – GAC, Damon Clear – Ormco, Quicklear - Forestadent, Click-It - TP Orthodontics), um autoligável de cerâmica com canaleta de metal (Clarity SL - 3M Unitek) três convencionais de cerâmica (Inspire Ice – Ormco, InVu Ceramic - TP Orthodontics, Roth Ceramic - Morelli) e um convencional de cerâmica com canaleta de metal (Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket - 3M Unitek). Como controle foi usado o braquete

autoligável metálico Damon 3MX - Ormco, pois esse foi o que apresentou os melhores resultados na pesquisa de Franco(FRANCO, 2013).

Todos os braquetes foram testados uma vez, com um segmento diferente de fio para cada teste. Foram registrados os momentos de torque em três ângulos de torção distintos: 12°, 24° e 36°, conforme já realizado em pesquisas anteriores.(BADAWI et al., 2008)

Ao analisar os dados encontrados, foram observados resultados estatisticamente significantes para todas as torções testadas em todos os braquetes.

Nos testes, observou-se que o braquete Damon Clear apresentou o maior valor de torque em todas as angulações testadas, sempre seguido pelo Clarity, Clarity SL e Damon 3MX.

Observou-se com os resultados que o comportamento dos braquetes testados foi independente do modo de ligação que cada um apresentava. Visto que não houve uma lógica, não há como generalizar que os autoligáveis, passivos ou ativos, apresentaram melhor expressão do torque do que os convencionais. E nem é possível estabelecer uma comparação conjunta generalizada entre os autoligáveis ativos e passivos. Cada um apresenta um comportamento, tanto entre os autoligáveis ativos e passivos, como quando comparados aos convencionais.

Contudo, alguns estudos corroboram os resultados encontrados neste estudo. Com relação à efetividade em relação a expressão e correção do torque, Morina et al. em 2009 relataram somente pequenas diferenças entre os vários sistemas de braquetes, autoligáveis ativos, passivos e braquetes convencionais.(MORINA et al., 2009) Outros resultados que se assemelham aos desse autor são os de Pandis et al. e Fansa et al. (FANSA et al., 2009; PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006) que afirmaram que os braquetes autoligáveis não são superiores aos convencionais quando se comparam suas características biomecânicas, ou seja, não há diferença estatisticamente significantes entre eles.

Corroborando esses achados, após avaliar a capacidade de torque de braquetes convencionais e autoligáveis, Huang(HUANG et al., 2009) em 2009 afirmou que o efeito do sistema de braquetes tem pouca importância. O que realmente interfere no momento de torque são as características do arco, ou seja, tipo e a espessura do fio utilizado.

O último trabalho realizado que também suporta os resultados deste estudo foi desenvolvido por Brauchli et al.(BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012), em

2012. Em sua pesquisa foi determinada a quantidade de torque expresso por várias marcas de braquetes autoligáveis, ativos e passivos, e avaliado se os cliques dos braquetes ativos interferiam na expressão final do torque. Ao final, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois sistemas, o que demonstrou que não faz diferença o braquete ser ativo ou passivo. O que realmente importa na transmissão do torque é a dimensão da canaleta do braquete.

Ao contrário destes resultados, foi relatado que se consegue um melhor controle nos movimentos de torque, rotação e inclinação dos dentes quando são utilizados braquetes autoligáveis interativos.(VOUDOURIS, 2003)

Ao medir a diferença dos momentos de terceira ordem utilizando apenas um fio de aço inoxidável 0,019"x0,025" em dois braquetes autoligáveis ativos e dois passivos, Badawi et al. mostraram que os primeiros são mais efetivos na expressão do torque do que os últimos.(BADAWI et al., 2008) Muito provavelmente o resultado de Badawi et al.(BADAWI et al., 2008) foi diferente do encontrado nesta pesquisa pela diferença na altura das canaletas dos braquetes testados.

O trabalho de Gick et al. (GICK, 2012) demonstrou que o tipo de ligação influencia no percentual de correção do torque. As ligações interativa e metálica apresentaram as maiores porcentagens de correção do torque, atingindo a totalidade da prescrição incorporada ao braquete com o fio 0,019"x0,025". E as ligações passiva e elastomérica apresentaram porcentagens de correção de torque aquém da prescrição, mesmo com o fio 0,021"x0,025". Esse resultado deve ter ocorrido pois nesse trabalho não foi verificada a variação de prescrição de cada braquete, já que a prescrição também é um fator importante na expressão do torque e não é somente o modo de fechamento que influencia no resultado obtido.

Miles(MILES, 2009) relatou que não existem evidências clínicas de que os braquetes autoligáveis são realmente mais eficientes do que os convencionais. No entanto, isso é só uma especulação e não há embasamento em pesquisa científica.

Os testes mostraram ainda que o material do clipe sozinho também não influenciou no resultado, visto que ranking foi composto por braquete autoligável passivo com clipe de cerâmica, braquete convencional sem clipe e atado com ligadura elastomérica, braquete autoligável ativo com clipe de metal e braquete autoligável passivo com clipe de metal, respectivamente.

Em relação ao material da canaleta, os resultados de uma forma geral também foram independentes da presença ou não do reforço com canaleta de metal, já que o

Damon Clear se mostrou superior nos resultados, mesmo não apresentando esse reforço.

O reforço aparece como uma forma de assemelhar os braquetes cerâmicos aos metálicos em relação à fricção. No entanto, em relação ao torque, essa canaleta de metal parece diminuir levemente sua expressão.

Isso ocorre pelo mesmo motivo pelo qual especula-se que o Damon Clear tenha apresentado resultados superiores até mesmo aos do Damon 3MX. O que ocorre é que o metal absorve um pouco da força que é transmitida pelo fio quando a torção é realizada e a cerâmica não. Esse resultado se assemelha ao achado de Morina(MORINA et al., 2009), no qual a combinação do fio de aço 0,019"x0,025" com o braquete cerâmico (Fascination 2) apresentou o maior momento de torque (35 Nmm).

Corroborando essa especulação, Viazis(VIAZIS; CAVANAUGH; BEVIS, 1990; VIAZIS; CHABOT; KUCHERIA, 1993) defende que devido às características do óxido de alumínio, os braquetes de cerâmica tem uma dureza extremamente alta, sendo significativamente mais rígidos do que os de aço inoxidável. Van Vlack(VAN VLACK, 1975) defende que a cerâmica mostra muito pouca deformação elástica ou plástica.

Esses dados confirmam a afirmação de Morina et al.(MORINA et al., 2008) de que o mais resistente dos materiais utilizados atualmente é a cerâmica, mas a grande desvantagem é sua propensão à fratura em altos ângulos de torque.

O aço inoxidável aceita altos momentos de torção com alguma deformação elástica antes de se tornar plástico e permanente. Esta deformação elástica das paredes da canaleta permite que algum momento da força seja absorvido sem uma abertura permanente das paredes da canaleta. Braquetes de plástico reforçadas com metal podem ser usado, por razões estéticas, e são capazes de transferir momentos de torque ao dente, mas menos do que braquetes de cerâmica ou de aço inoxidável.(ERIKSEN, 2011)

A afirmação de que o metal absorve parte do torque está confirmada no fato de que na análise geral os braquetes Clarity e Clarity SL expressaram mais o torque do que o Damon 3MX que é puramente metálico e menos do que o Damon Clear que é puramente cerâmico.

Dentre os fatores que influenciam a expressão do torque, a conformação e tamanho da canaleta parecem ser uns dos que mais implicam na sua efetividade. Em várias

pesquisas, as medições indicam que de uma forma geral as canaletas dos braquetes, autoligáveis ou não, encontram-se acima do tamanho relatado pelo fabricante. Dessa forma, a folga entre o fio e a canaleta pode ser maior e prejudicar a mecânica em relação ao torque expresso.(CASH et al., 2004)

As prescrições de torque, as condições de superfície, o material e o desenho dos braquetes foram avaliados por Kapur-Wadhwa(KAPUR-WADHWA, 2004). Esse autor afirmou que o contato entre o fio e a canaleta do braquete seria maior em canaletas estreitas e fios de arestas com ângulos vivos quando comparados à canaletas mais largas e fios de arestas arredondadas. Observou ainda que o torque efetivo dependeria também da tolerância dos fabricantes.

Morina et al.(MORINA et al., 2009) realizaram um estudo comparativo para avaliar a efetividade de torque entre vários braquetes, autoligáveis ativos, passivos e convencionais (metálicos, cerâmicos e de policarbonato) e, observaram que a relação entre fio e canaleta parece ser mais importante do que as diferenças nos designs dos braquetes quando se avalia a eficiência na correção do torque.

Neste estudo, a altura das canaletas dos braquetes testados também foi medida para verificar sua relação com o resultado do torque expresso. Utilizou-se para medição um Projetor de Perfil (Starrett VB 300).

Foi encontrado que a maior expressão de torque realmente aconteceu no braquete que apresentou a menor canaleta (Damon Clear) e a menor expressão, no que apresentou a maior canaleta (InVu Ceramic). Exatamente a mesma relação encontrada no trabalho de Franco(FRANCO, 2013), no qual o braquete que apresentou a maior expressão de torque foi o que mostrou menor canaleta (Damon 3MX) e o que mostrou a a menor expressão, foi o que apresentou a maior canaleta (Bioquick).

Esses dados corroboram os resultados dos gráficos, tanto os de Força x Deformação, quanto os de Momento de torque x Ângulo desta pesquisa, que mostraram o início da aplicação de força ou momento de torção logo no início para os braquetes com menores folgas de canaleta e uma constante no gráfico para os braquetes que tinham maiores folgas.

De acordo com a norma DIN 13971-2 introduzida em 2000 a fim de regulamentar as dimensões nominais dos braquetes e seus limites de tolerância, a altura das canaletas dos braquetes considerados pelos fabricantes de dimensão 0,022", pode variar de 0,559 mm (que corresponde exatamente a 0,022") até o limite máximo de

0,599 mm (que corresponde à 0,023"). Nessa pesquisa, a altura da canaleta de todos os braquetes se encontrava acima do limite mínimo de tolerância preconizado pela norma. A que mais se aproximou do limite mínimo foi a canaleta do braquete Damon Clear, que obteve uma medida de 0.562 mm (0,02213"). Os braquetes Damon 3MX, In-Ovation C, Inspire Ice, Clarity SL, Clarity, Ceramic Roth e Quicklear apresentaram tamanhos intermediários de canaleta, mas todos dentro do limite da tolerância. O braquete Click-it (0.606 mm) apresentou altura da canaleta acima do limite máximo preconizado pela norma DIN 13971-2. Por último, a canaleta do InVu Ceramic foi a que mais se distanciou do limite de tolerância máxima, com 0.63 mm. A partir dessa análise, observou-se forte relação entre a dimensão da canaleta e a expressão do torque. Essa variação na altura da canaleta faz com que a folga existente entre o fio e a canaleta também seja alterada. Acredita-se que quanto maior a canaleta, maior a folga entre o braquete e o fio e, menor a expressão do torque.

Dessa forma, o braquete que apresentou a menor altura da canaleta foi o que apresentou a maior expressão do torque, ao contrário daquele que apresentou a maior altura e que obteve a menor expressão.

O menor resultado encontrado para a altura média das canaletas foi do Damon Clear. Na sequência, Damon 3MX, In-Ovation C e Inspire Ice juntos na terceira posição, seguidos de Clarity SL, Clarity, Ceramic Roth, Quicklear, Click-it e, por último InVu Ceramic.

Essa menor altura da canaleta do Damon Clear deve também ter colaborado para sua maior expressão de torque.

O Damon 3MX pode ter apresentado menores valores de torque devido à sua constituição metálica em relação ao Clarity e Clarity SL, que apresentaram maior altura da canaleta, mas são cerâmicos e tem somente um fino reforço de metal na canaleta.

Como o In-Ovation C teve uma altura intermediária entre o Damon 3MX e os dois Clarity, mas com um resultado pior na expressão do torque, acredita-se que o clipe pode ter influenciado o resultado neste braquete, pois como é um clipe ativo, com uma força maior ele pode sofrer um pequeno deslocamento diminuindo a expressão do torque.

O Inspire Ice foi o braquete convencional com a segunda melhor expressão do torque e apresentou a terceira menor altura de canaleta.

O Ceramic Roth mostrou grande altura de canaleta, foi o penúltimo na expressão do torque aos 12° e 24° e fraturou antes de atingir os 36°, provavelmente neste caso o fator principal responsável pelo resultado pobre na expressão do torque foi a maior altura de canaleta em relação aos outros braquetes.

O QuickKlear também apresentou grande altura de canaleta, pobre expressão do torque e fraturou antes de atingir os 24°, o que é um resultado muito ruim.

O Click-it apresentou penúltimo lugar em relação à altura de canaleta, mas apresentou um resultado intermediário de expressão do torque a 12° e 24°, talvez por ser cerâmico, autoligável passivo e apresentar um firme fechamento do clipe com o arco. Por outro lado, esse braquete fraturou sempre antes de atingir os 36° e com fraturas em ângulos distintos, o que sugere um baixo padrão de qualidade.

Por fim, o InVu Ceramic foi o que apresentou maior altura de canaleta e também a menor expressão do torque.

Quando analisados somente os braquetes não autoligáveis, o braquete Clarity foi então o que apresentou os melhores resultados em todos os ângulos de torque, sempre seguido pelo Inspire Ice. O braquete InVu Ceramic foi o que apresentou menor expressão de torque, mas o Ceramic Roth fraturou antes de atingir os 36°.

Ao analisar os braquetes autoligáveis isoladamente o braquete Damon Clear se destacou em todos os ângulo de torque, sendo sempre seguido pelo Clarity SL e Damon 3MX. O braquete que apresentou a menor expressão de torque foi o In-Ovation C, mas o braquete QuickKlear fraturou antes de atingir os 24° e o Click-it fraturou antes de atingir os 36°.

Foram realizadas regressões lineares simples para verificar quanto o ângulo de torção do fio é responsável pelo momento de torção expresso na canaleta. Para o braquete Click-It, o ângulo de torção é responsável por 75% do momento de torção expresso na canaleta (tabela 16). Esse braquete apresentou um valor inferior aos outros braquetes provavelmente porque outros fatores influenciam na expressão do momento de torção. Especula-se que um desses fatores pode ser relacionado ao modo de fechamento desse braquete que, diferente de todos os outros, ocorre quando duas partes do clipe deslizam em sentidos opostos em direção ao centro da canaleta e se encontram, o que pode favorecer uma maior folga ou distorção quando o ângulo de torque do fio começa a ser transmitido para a canaleta. Para os braquetes Ceramic Roth, In-Ovation C, Inspire Ice, Damon Clear, Damon 3MX, InVu Ceramic, Clarity e Clarity SL os valores foram respectivamente 97, 99, 99, 99, 99,

99, 99 e 98%. Pode-se observar que essa correlação é muito forte, variou entre 97 e 99%. Isso mostra que para a maioria dos braquetes os outros fatores são insignificantes e nem precisam ser considerados clinicamente. O que realmente importa na expressão do torque é o ângulo de torção do fio. Clinicamente esse dado é importante pois mostra que praticamente todo o torque dado no fio será esposto na canaleta e é diretamente transferido para o dente. Não foi possível realizar a regressão linear simples do QuickKlear pois o braquete fraturou antes de atingir os 24°.

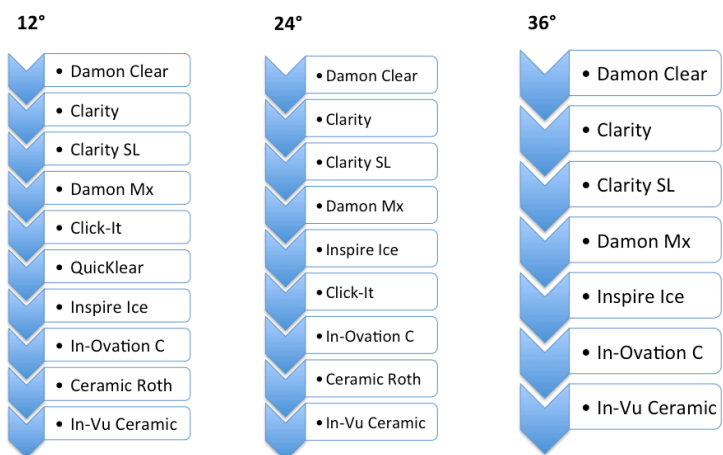
É importante salientar que inúmeros fatores influenciam o torque durante o tratamento ortodôntico. Magnitude da torção, espessura do fio, tamanho da canaleta, posicionamento do braquete, posicionamento do dente, composição do fio e do braquete,(ARCHAMBAULT et al., 2010a) diferenças dimensionais, tolerância da fabricação dos braquetes(MAJOR et al., 2010; SEBANC et al., 1984) e fios,(SEBANC et al., 1984) diferença das ligas constituintes dos fios e, processo de fabricação dos braquetes, seja injeção-moldagem, fundição ou fresagem(GIOKA; ELIADES, 2004) podem modificar o torque expresso no braquete.

Na pesquisa de Franco(FRANCO, 2013) ficou muito mais evidente a relação da altura da canaleta com a expressão do torque muito provavelmente porque as únicas variáveis que influenciavam esse resultado eram o formato do clipe e a altura da canaleta, excluindo o material do clipe e da canaleta.

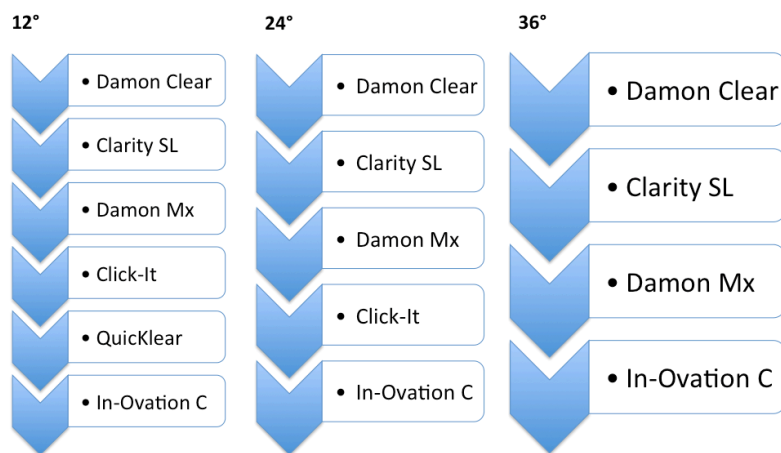
Na realidade, o que gerou os resultados da pesquisa deste trabalho não foi de forma isolada nem o formato ou material do clipe, nem a altura ou material da canaleta, mas sim o conjunto de características que cada braquete possui, que torna cada um deles único. E não é possível generalizar os resultados justamente porque cada braquete apresenta um comportamento diferente frente ao torque.

Observe o esquema seguinte que apresenta o comportamento dos braquetes nos diferentes ângulos de torção testados:

Todos os bráquetes



Bráquetes autoligáveis



Bráquetes não autoligáveis

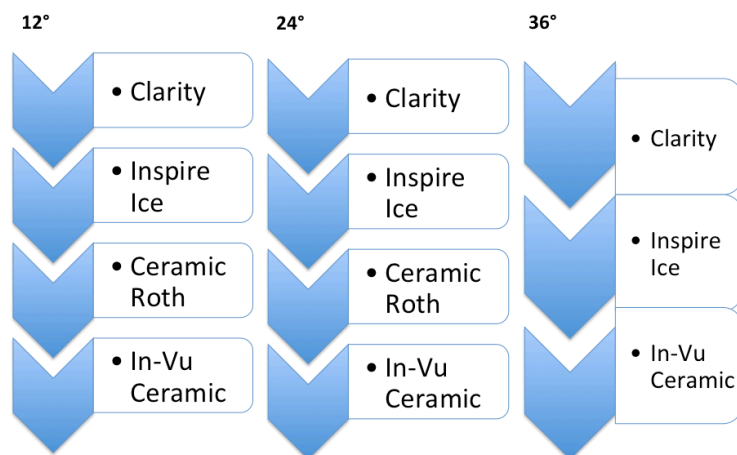


Figura 8: Esquema das expressões de torque

6.4 CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS

Mesmo sendo muito importante, a expressão do torque não é sozinha o fator primordial na escolha de um braquete. O essencial é que se avalie qual será o movimento mais relevante no tratamento de cada caso, para então proceder à escolha do braquete.

A característica mais significativa do braquete depende do tipo de movimentação que será necessária e realizada. Em pacientes que apresentam muito apinhamento, por exemplo, a fricção é com certeza o atributo mais importante para que essa correção aconteça.

Nesta pesquisa, o Damon Clear apresentou a melhor expressão de torque para os ângulos 12°, 24° e 36° e por esse motivo, sabe-se agora que quando for necessário trabalhar torque com um braquete estético, a escolha desse autoligável será a melhor alternativa. Com uma expressão ligeiramente menor, quando se optar por trabalhar com um braquete estético convencional, então o braquete que melhor atende à esses requisitos é o Clarity.

A faixa de torque clinicamente efetiva de cada marca está descrita na tabela 8. Verificou-se que para efeitos clínicos o torque de 5 Nmm apareceu primeiramente no Damon Clear, seguido do Clarity, Clarity SL, Click-It, Damon 3MX, QuicKlear, Inspire Ice, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, no InVu Ceramic. Para um torque de 20 Nmm, o que primeiro expressou foi o Damon Clear, seguido do Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Click-It, QuicKlear, Inspire Ice, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, no InVu Ceramic.

Na maioria das marcas testadas, para que as torções realizadas no fio ortodôntico alcançassem resultados clínicos efetivos, elas deveriam variar de aproximadamente 1° até 16°.

A expressão do torque não fica na dependência de um fator somente, mas sim de todo o conjunto de características do braquete, estando assim relacionada ao sistema de ligação fio/braquete escolhido para ser utilizado na mecânica ortodôntica (autoligável ativo, passivo ou convencional com ligadura elástica), tipo e material do fechamento e também, do material e altura da canaleta.

Porém, como os resultados da faixa de torque clinicamente efetiva foram muito semelhantes ao ranking de expressão de torque para todos os ângulos testados e também muito semelhantes ao ranking da folga da canaleta, quando se avalia a

efetividade do torque, parece lícito afirmar que a relação entre a espessura entre o fio e a canaleta é mais importante do que os diferentes sistemas de ligação das diversas marcas de braquetes.(CASH et al., 2004; JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010; KAPUR-WADHWA, 2004; MELING; ODEGAARD; MELING, 1997; MORINA et al., 2009; SEBANC et al., 1984) Vale destacar ainda a importância de se conhecer a precisão das dimensões de cada braquete, assim como de avaliar qual deverá ser o torque aplicado ao fio em cada caso para que através do conjunto braquete/fio se consiga aplicar um torque clinicamente efetivo ao dente.

7 CONCLUSÕES

Tendo em vista as amostras estudadas, a metodologia utilizada e os resultados expostos e discutidos, pode-se concluir que:

- Quando os braquetes foram testados aos 12°, o braquete que apresentou o maior momento de força, foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Click-it, QuickKlear, Inspire Ice, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic. Quando avaliados aos 24°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Inspire Ice, Click-it, In-Ovation C, Ceramic Roth e, por último, InVu Ceramic. O braquete QuickKlear fraturou antes de atingir esse ângulo de torção. Aos 36°, o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Seguido pelo Clarity, Clarity SL, Damon 3MX, Inspire Ice, In-Ovation C e, por último, InVu Ceramic. Os braquetes Ceramic Roth, QuickKlear e Click-it fraturaram antes de atingir esse ângulo de torção.
 - Ao analisar as marcas em conjunto, pode-se observar diferenças estatisticamente significantes em todas as torções estudadas, sendo que o InVu Ceramic foi o que apresentou a menor expressividade de torque em todas as torções testadas; em contrapartida, o braquete Damon Clear foi o que mais expressou torque em todos os ângulos testados;
 - Quando observada a faixa de torque considerada clinicamente efetiva, verificou-se que esta começava em ângulos de torções correspondentes menores para os braquetes que possuíam a menor altura da canaleta, e que
-

consequentemente apresentavam a menor folga entre o fio e a canaleta. Dentre eles, o braquete Damon Clear foi o que primeiramente manifestou um torque clinicamente efetivo, bem como apresentou a menor folga da canaleta; em contrapartida, o InVu foi o que obteve a maior folga da canaleta e um dos que manifestaram tardiamente um torque clinicamente efetivo;

- Alguns braquetes fraturaram durante os testes, não suportando todo o torque aplicado. Os braquetes Ceramic Roth e Click-it fraturaram antes de atingir os 36° e o Quicklear antes de atingir os 24°.

REFERÊNCIAS

Aknin PC, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Currier GF, Sinha PK. Fracture strength of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(1):22-7.

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

Archambault A, Major TW, Carey JP, Heo G, Badawi H, Major PW. A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. *Angle Orthod.* 2010b;80(5):884-9.

Arici S, Regan D. Alternatives to ceramic brackets: the tensile bond strengths of two aesthetic brackets compared ex vivo with stainless steel foil-mesh bracket bases. *Br J Orthod.* 1997;24(2):133-7.

Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(5):721-8.

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

Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982;82(5):361-78.

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

Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(6):726 e1- e18; discussion -7.

Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod.* 2009;79(3):551-7.

Closs LQ, xxx, xxx, xxx. Os diferentes sistemas de braquetes self-ligating: revisão da literatura. *Rev Clin Ortodon Dental Press*. 2005;4(2):60-6.

Eriksen H. Actual vs. theoretical play of 3 conventional and 9 self-ligating bracket systems. Aarhus University; 2011.

Fansa M, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. The leveling effectiveness of self-ligating and conventional brackets for complex tooth malalignments. *J Orofac Orthop*. 2009;70(4):285-96.

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 EF. Estudo comparativo da expressão do torque entre os bráquetes autoligados Maringá: UNINGÁ; 2013.

Gick MRNb, C.; Benetti, J. J.; Jakob, S. R.; Zucchi, T. U.; Arsati, F. Estudo comparativo do movimento de torque induzido pelos sistemas autoligantes e convencionais. *Orthodontic Science and Practice* 2012; . 2012;5(17):37-46.

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

Gmyrek H, Bourauel C, Richter G, Harzer W. Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. *J Orofac Orthop*. 2002;63(2):113-28.

Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 1990 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. 1. Results and trends. *J Clin Orthod*. 1991;25(3):145-56.

Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG, Jr. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;99(4):287-93.

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

Joch A, Pichelmayer M, Weiland F. Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *J Orthod*. 2010;37(4):241-9.

Kapur-Wadhwa R. Physical and mechanical properties affecting torque control. *J Clin Orthod*. 2004;38(6):335-40; quiz 4.

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

Lindauer SJ, Macon CR, Browning H, Rubenstein LK, Isaacson RJ. Ceramic bracket fracture resistance to second order arch wire activations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106(5):481-6.

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.* 2011a;140(3):326-39.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011b;139(1):e31-44.

Major TW, Carey JP, Nobes DS, Major PW. Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. *J Dent Biomech.* 2010;2010:781321.

Meling TR, Odegaard J, Meling EO. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(3):310-20.

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

Meyer M, Nelson G. Preadjusted edgewise appliances: theory and practice. *Am J Orthod.* 1978;73(5):485-98.

Miles PG. Self-ligating brackets in orthodontics: Do they deliver what they claim? *Aust Dent J.* 2009;54(1):9-11.

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

Morina E, Keilig L, Jager A, Bourauel C. [Biomechanical analysis of orthodontic brackets with different closing mechanisms]. *Biomed Tech (Berl).* 2009;54(2):89-97.

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

Pandis N, Strigou S, Eliades T. Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthod Craniofac Res.* 2006;9(4):193-8.

Rauch DE. Torque and its application to orthodontics. *American Journal of Orthodontics.* 1959;45:817-30.

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

Rhodes RK, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Currier GF. Fracture strengths of ceramic brackets subjected to mesial-distal archwire tipping forces. *Angle Orthod.* 1992;62(1):67-76.

Sebanc J, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. *Am J Orthod.* 1984;86(1):43-51.

Siatkowski RE. Loss of anterior torque control due to variations in bracket slot and archwire dimensions. *J Clin Orthod.* 1999;33(9):508-10.

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

Van Vlack LH. *Elements of materials science and engineering.* MenloPark, Calif.: Addison-WesleyCo.; 1975.

Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(3):214-21.

Viazis AD, Chabot KA, Kucheria CS. Scanning electron microscope (SEM) evaluation of clinical failures of single crystal ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;103(6):537-44.

Voudouris JCK, M. M. Excellence and efficiency interactive twin self-ligation orthopedic-muscle and gnathological biomechanics in clinical orthodontics. *Interactive Self-Ligation and Dentofacial Orthopedic Publications.* 2003.

Wagner JA, Nikolai RJ. Stiffness of incisor segments of edgewise arches in torsion and bending. *Angle Orthod.* 1985;55(1):37-50.
