

**UNINGÁ – UNIDADE DE ENSINO SUPERIOR INGÁ  
CURSO DE MESTRADO EM ORTODONTIA**

**COMPARAÇÃO DA EXPRESSÃO DO TORQUE ENTRE AS  
DIFERENTES LIGAS METÁLICAS: NITI, TMA E AÇO INOXIDÁVEL,  
EM BRÁQUETES AUTOLIGÁVEIS E CONVENCIONAIS**

**LÍLIA DUARTE AGUIAR**

**MARINGÁ  
2013**

**COMPARAÇÃO DA EXPRESSÃO DO TORQUE ENTRE AS  
DIFERENTES LIGAS METÁLICAS: NITI, TMA E AÇO INOXIDÁVEL,  
EM BRÁQUETES AUTOLIGÁVEIS E CONVENCIONAIS**

**LÍLIA DUARTE AGUIAR**

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

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Hermont Cançado

Co-orientador: Prof. Dr. Ricardo Gobbi Oliveira

**MARINGÁ**

**2013**

**AGUIAR, Lília Duarte**

**Comparação da expressão do torque entre as diferentes ligas metálicas: NiTi,TMA e aço inoxidável, em bráquetes autoligáveis e convencionais. / Lília Duarte Aguiar -- Maringá: UNINGÁ, 2011.**

**101p. il. Ap.**

**Dissertação (Mestrado) Departamento de Pós-Graduação em Odontologia - Mestrado Profissionalizante em Odontologia, Subárea Ortodontia. Faculdade Ingá, 2013.  
Orientação: Prof. Dr. Rodrigo Hermont Cançado**

**1.Torque. 2.Fios ortodônticos. 3.Braquetes Ortodônticos. 4.Aparelhos ortodônticos. 5.Aço Inoxidável. Aguiar, Lília Duarte II.Comparação da expressão do torque entre as diferentes ligas metálicas: NiTi,TMA e aço inoxidável, em bráquetes autoligáveis e convencionais.**

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

Assinatura:

Comitê de Ética: Projeto de pesquisa aprovado em

Nº do Protocolo:

---

---

## *LÍLIA DUARTE AGUIAR*

03 de Junho de 1964  
Comercinho MG

Aguiar

Filiação

Jomar Costa Aguiar  
Joana Duarte Aguiar

1982-1985

Curso de Graduação em Odontologia na  
Universidade Federal de Diamantina

1999-2001

Curso de Especialização na Associação  
Brasileira de Odontologia de Volta  
Redonda-RJ

2011-2013

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

---

---

---

---

## AGRADECIMENTOS

### Dedico este trabalho

*A Deus, pai criador, pelo dom da vida, pela saúde física e mental e a oportunidade de conhecer as emoções, os prazeres e as dificuldades que a vida nos reserva e assim crescer em espírito e em sabedoria.*

*Aos meus pais, Jomar e Joana, meus alicerces, por sempre terem me apoiado nas minhas escolhas, mesmo nem sempre sendo as melhores. Por terem se doado para formar o caráter dos filhos e por me mostrarem a dignidade de viver com honestidade. Essa conquista é em grande parte deles.*

*Aos meus irmãos, Leila, Marcelo, Lauren e Júnior, e aos meus cunhados, Emanuel, Dica e Dino, meus grandes amigos em todos os momentos, parceiros de caminhada, meus agradecimentos pela alegria da convivência e apoio em todos os momentos.*

*Às minhas filhas Marcela e Isabela, razão maior da minha vida, amor incondicional, obrigado por me apoiarem principalmente nos momentos mais difíceis e por participarem desse sonho comigo.*

*Aos meus colegas de turma, obrigado pelos ótimos momentos em que estivemos juntos, pela troca de conhecimentos e por vocês fazerem parte dessa conquista; e em especial, a minha colega de turma e amiga Érika pela convivência mais próxima nesses dois anos, dividindo as alegrias e as angústias.*

---

---

---

---

*À Profa. Dra. Karína Maria Salvatore de Freitas, coordenadora do curso de pós-graduação em Ortodontia das Faculdades Ingá, em nível de mestrado, obrigado por transmitir seu vasto conhecimento, pela competência com que desempenha o seu papel de coordenadora e por ser uma defensora da verdade científica. Por ser uma pessoa simples e acessível aos seus alunos, possibilitando essa proximidade não só como professora, mas também como pessoa.*

*Ao Prof. Dr. Fabrício Pinelli Vallarelli, pela competência exemplar na busca pela verdade científica, por transmitir seus conhecimentos sem restrições. Obrigado por mostrar meus limites e assim ter me permitido me tornar mais crítica e melhor profissional.*

*Em especial, ao Prof. Dr. Rodrigo Hermont Cançado, meu orientador nessa pesquisa, pela maneira dedicada e modesta de transmitir seus conhecimentos. Obrigado por ser tão acessível e prestativo e ao mesmo tempo crítico, profissional e com grande conhecimento científico. Obrigado pela confiança em mim depositada, por me permitir desenvolver esse trabalho difícil e que nos exigiu grande dedicação.*

---

---

---

---

## 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;*

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

*Às indústrias Morellí, Sorocaba, SP, Brasil, representada nas pessoas do Sr, Emanuel Ribeiro de Almeida e Sr. Wilson Eugênio de Paula engenheiros responsáveis pelo laboratório de qualidade assegurada e a todos os outros funcionários que direta ou indiretamente contribuíram para a realização dessa pesquisa, que com muito empenho dedicaram parte do seu tempo para possibilitar a realização desse projeto. O meu muito obrigado, de coração a todos vocês.*

---

---

---

---

## RESUMO

**Introdução:** O objetivo deste estudo foi comparar a expressão do torque de três tipos de ligas metálicas: aço inoxidável, beta-titânio (TMA) e níquel-titânio(NiTi), em sistemas de bráquetes autoligáveis e convencionais. **Material e Métodos:** Foram utilizados 100 segmentos de arcos na espessura 0.019” x 0.025” para cada liga metálica. Um dispositivo foi utilizado para a realização de torção nos segmentos de arco nas angulações de 12°, 24°, 36° e 48° nos dois sistemas de bráquetes utilizados. Os momentos de torque gerados eram transmitidos para uma Máquina Universal de Ensaio (EMIC DL2000). Para comparar os momentos de torque gerados para cada tipo de liga metálica foi utilizado a análise de variância (ANOVA) a um critério. O teste t independente foi utilizado para comparar os momentos de torque entre os sistemas de bráquetes convencional e autoligável. Análises de regressão linear simples foram realizadas para estimar o momento de torque gerado no acessório ortodôntico em função da torção realizada no fio. **Resultados:** Os resultados mostraram que existe uma diferença estatisticamente significativa na expressão do torque entre as 3 ligas metálicas, sendo a liga de aço a que apresenta um maior momento de torque em todas as angulações testadas e a liga de NiTi a que apresenta o menor momento de torque em ambos os sistemas de bráquetes avaliados. **Conclusão:** 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. Para os fios de aço e NiTi o sistema de bráquete seja convencional ou autoligável, é irrelevante, pois a expressão do torque é semelhante, não havendo significância estatística nos resultados apresentados, porém no fio de TMA o momento de torque gerado é maior no sistema autoligável, o que pode ser explicado pelo tamanho menor do slot do Damon MX em comparação ao Roth Max.

**Palavras chave:** Torque. Fios ortodônticos. Bráquetes Ortodônticos. Aparelhos ortodônticos. Aço Inoxidável.

---

---



---

---

## ABSTRACT

**Introduction:** This study compares *torque* expression between three different metallic alloys: stainless steel, beta-titanium (TMA), and nickel-titanium (NiTi) wires in metallic self-ligating and conventional brackets.

**Material and Methods:** In the experiment, one hundred *wire segments* 0.019" x 0.025" of each metallic alloy were torqued. An automated mechanism was developed to twist the wire segment, using angulations of 12°, 24°, 36°, and 48° in both conventional and self-ligating bracket systems, and *torque* moments were gauged through a universal testing machine (EMIC DL2000). The one-way ANOVA was used to evaluate those torque moments for each metallic alloy; the brackets systems were compared using independent t-test; and the linear regression was used to estimate the effect of angulation on the torque moment observed on both conventional and self-ligating brackets. **Results:** Results show that there is a statistically significant difference in terms of the *torque* expressed among the three metallic alloys; stainless steel transmits the greatest moment for all angulations while NiTi expresses the lowest on both bracket systems used. **Conclusion:** Stainless steel alloy transmits more torque when compared to both TMA and NiTi, resulting in a better way of controlling dental inclination in orthodontics practice. For stainless steel alloy and NiTi wires, if bracket system is conventional or self-ligating is irrelevant because the expression of the torque is similar, with no statistical significance in the results, but the TMA wire generated torque moment larger in self-ligating system, this fact can be explained by the smaller size of the slot Damon MX compared to Roth Max.

**KEY WORDS:** Torque. Orthodontic wires. Orthodontic Brackets. Orthodontic Appliance. Stainless Steel.

---

---

---

---

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> - Fig.1- Arco retangular com bordas arredondadas torqueado no slot do bráquete.....	33
<b>Figura 2</b> - A - Ângulo de torque entre o arco e o slot do bráquete, B -Torque incorporado .....	43
<b>Figura 3</b> - Bráquetes testados: A - Roth Max (Morelli), B - Damon MX (Ormco).....	52
<b>Figura 4</b> - Dispositivo de ensaio de torção de fios no bráquete .....	53
<b>Figura 5</b> - Cilindro metálico com ranhuras para adaptação dos bráquetes .....	54
<b>Figura 6</b> - Bráquete Roth Max colado em cilindro - vista lateral e superior .....	55
<b>Figura 7</b> - Bráquete Damon MX colado em cilindro - vista lateral e superior .....	55
<b>Figura 8</b> - Dispositivo de colagem com calibrador .....	56
<b>Figura 9</b> - Protocolo de colagem do bráquete no cilindro para neutralizar torque inicial .....	57
<b>Figura 10</b> - Nivelamento do dispositivo.....	57
<b>Figura 11</b> - Base para adaptação do cilindro, mostrando o alinhamento do sistema .....	58
<b>Figura 12</b> - Ranhura direcionadora do fio .....	58

---

---

---

---

<b>Figura 13</b> - Nivelamento (Nível de Bolha).....	58
<b>Figura 14</b> - Movimentação do dispositivo .....	59
<b>Figura 15</b> - Dispositivo de torção antes e depois da torção realizada.....	59
<b>Figura 16</b> - Desenho esquemático para calcular o comprimento do arco da circunferência (L).....	60
<b>Figura 17</b> - Cabeçote móvel da Máquina de Ensaio Universal .....	61
<b>Figura 18</b> - A- Início do ensaio (torque 0°), B- Fim do ensaio (torque 48°) .....	62
<b>Figura 19</b> - Termostato para manter a temperatura próxima a 37°C .....	63
<b>Figura 20</b> - Medida das alturas dos slots do bráquete Damon MX e Roth Max.....	85

---

---

---

---

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Relação das ligas metálicas utilizadas no presente estudo .....	51
<b>Tabela 2</b> - Relação de bráquetes utilizados no presente estudo .....	51
<b>Tabela 3</b> - Medidas lineares e angulares da circunferência .....	60
<b>Tabela 4</b> - Método estatístico Anova a dois critérios para analisar a influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado quando o fio foi submetido a uma torção de 12° .....	66
<b>Tabela 5</b> - Método estatístico Anova a dois critérios para analisar a influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado quando o fio foi submetido a uma torção 24° .....	66
<b>Tabela 6</b> - Método estatístico Anova a dois critérios para analisar a influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado quando o fio foi submetido a uma torção de 36° .....	66
<b>Tabela 7</b> - Método estatístico Anova a dois critérios para analisar a influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado quando o fio foi submetido a uma torção de 48° .....	67

---

---

---

---

<b>Tabela 8</b> - Teste Estatístico ANOVA a um critério para avaliar o comportamento das ligas de aço, TMA e NiTi no sistema de bráquetes convencionais, ROTH Max, Morelli.....	67
<b>Tabela 9</b> - Teste estatístico ANOVA a um critério para avaliar o comportamento das ligas de aço, TMA e NiTi no sistema de bráquetes autoligáveis, Damon MX .....	67
<b>Tabela 10</b> - Teste estatístico t independente para avaliar o comportamento do fio de aço entre os dois sistemas de bráquetes: convencional, Roth Max, Morelli e autoligável, Damon MX, Ormco.....	68
<b>Tabela 11</b> - Teste estatístico t independente para avaliar o comportamento do fio de TMA entre os dois sistemas de bráquetes: convencional, Roth Max, Morelli e autoligável, Damon MX, Ormco.....	68
<b>Tabela 12</b> - Teste estatístico t independente para avaliar o comportamento do fio de NiTi entre os dois sistemas de bráquetes: convencional, Roth Max, Morelli e autoligáveis, Damon MX, Ormco.....	69
<b>Tabela 13</b> - Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema Convencional com fio de aço) .....	69
<b>Tabela 14</b> - Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema autoligável com aço).....	70

---

---

---

---

<b>Tabela 15-</b> Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema Convencional com fio de TMA). .....	71
<b>Tabela 16-</b> Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema autoligável com TMA).....	71
<b>Tabela 17-</b> Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema Convencional com fio de NiTi).....	72
<b>Tabela 18-</b> Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema autoligável com NiTi) .....	72
<b>Tabela 19-</b> Comparativo das medidas das alturas dos slots dos bráquetes Damon Mx e Roth Max: .....	73

---

---

---

---

## LISTA DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1</b> - Gráfico comparativo das médias dos resultados das angulações com os respectivos momentos de torque gerados por cada fio com os dois sistemas .....	85
---	----

---

---

---

---

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>19</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>23</b>
2.1.TORQUE.....	23
2.2. LIGAS METÁLICAS.....	25
<b>2.2.1. Ligas de aço inoxidável.....</b>	<b>26</b>
<b>2.2.2. Ligas de Níquel-Titânio.....</b>	<b>26</b>
<b>2.2.3. Ligas de Beta-Titânio.....</b>	<b>28</b>
2.3. BRÁQUETES AUTOLIGÁVEIS E CONVENCIONAIS.....	29
2.4. INFLUÊNCIAS DO TIPO DE LIGA METÁLICA NA EXPRESSÃO DO TORQUE.....	30
<b>3. PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>49</b>
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>51</b>
4.1 MATERIAL.....	51
4.2 MÉTODOS.....	53
4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	64
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>66</b>
<b>6. DISCUSSÃO.....</b>	<b>75</b>
6.1.AMOSTRA.....	75
6.2.METODOLOGIA.....	76
6.3.ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	78
6.4. CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS.....	86
<b>7. CONCLUSÕES.....</b>	<b>88</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>90</b>

---

---



---

---

<b>APÊNDICES .....</b>	<b>96</b>
APÊNDICE A .....	96
APÊNDICE B .....	97
APÊNDICE C .....	98
APÊNDICE D .....	99
APÊNDICE E .....	100
APÊNDICE F .....	101

---

---

---

---

# *1. Introdução*

---

---

## 1. INTRODUÇÃO

O torque incorporado no arco retangular ou em acessórios pré-programados é, provavelmente, uma das mais importantes etapas da mecânica ortodôntica, sendo primordial para uma adequada finalização dos tratamentos ortodônticos, uma vez que as inclinações vestibulolinguais dos dentes anteriores e posteriores devem ser individualizadas para cada paciente, sendo fundamentais para a obtenção de uma correta intercuspidação das arcadas superior e inferior, obedecendo assim certos critérios e princípios estéticos e funcionais (THIESEN G, 2003).

Gioka (GIOKA; ELIADES, 2004) afirma que a inclinação dos dentes anteriores superiores é particularmente crítica no estabelecimento de uma linha de sorriso estética com guia anterior adequada e um relacionamento de Classe I de caninos e molares. Dentes anteriores superiores com baixo torque afetam o comprimento do arco e requerem mais espaço para um posicionamento adequado. E acrescenta que a prescrição das angulações varia muito entre os fabricantes e a contribuição relativa do tipo de fio para a expressão do torque não foi bem definida na literatura, sendo que ligas com um baixo módulo de elasticidade, como o níquel titânio (NiTi), resultam em diminuição da expressão do torque em relação aos fios de aço inoxidável.

Badawi et al. (BADAWI et al., 2008) relatam que o torque expressa-se quando o slot é preenchido e quando aumenta-se gradativamente o calibre do fio durante o tratamento. Uma porcentagem do torque embutido no bráquete é perdida devido à folga existente entre o slot e o fio. Esta perda pode ser atribuída a fatores como o calibre do fio, posicionamento errado do bráquete, irregularidades morfológicas do elemento dentário, a dimensão do slot do bráquete e a chanfradura da borda do fio.

Os fios ortodônticos mais utilizados atualmente se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável; as ligas de níquel-titânio (NiTi) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre); as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos, recentemente lançadas no mercado (QUINTAO et al., 2009).

---

A introdução de bráquetes autoligáveis ativos e passivos apresentou um desafio para a Ortodontia por causa do modo de ligadura e as alterações potenciais na expressão de carga e momento durante a mecanoterapia. O sistema autoligável se utiliza de bráquetes projetados com habilidade de reter o fio ortodôntico por meio de um dispositivo de abertura e fechamento da canaleta, convertendo-a em um tubo. Associados a arcos ortodônticos de alta tecnologia, esse sistema produz forças leves e constantes que promovem uma biomecânica com baixo nível de atrito, favorecendo o desempenho clínico. Os estudos sobre o uso de autoligáveis e os resultados que eles promovem são temas ainda relativamente recentes. Diante da sua crescente utilização faz-se necessária uma melhor avaliação e revisão de artigos publicados para esclarecer a expressão de torque obtida com estes aparelhos.

Os bráquetes autoligáveis ativos parecem ter um melhor controle de torque, consequência direta de seus cliques ativos forçando o fio no slot do bráquete. A quantidade de folga do fio no slot do bráquete foi consideravelmente menor para os ativos do que para os passivos, sendo que os ativos expressaram maiores valores de torque do que os autoligáveis passivos em ângulo de torque clinicamente utilizável (0° a 35°). O autor sugere que pesquisas futuras devem investigar a expressão do torque em todos os dentes superiores anteriores, com um olhar mais atento ao uso de prescrições múltiplas por causa das grandes diferenças na expressão do torque e o alto grau de folga entre o fio e o slot nos sistemas passivos autoligáveis (BADAWI et al., 2008).

Segundo Morina (MORINA et al., 2008), fatores clínicos, tais como inclinação inicial e anatomia do dente e a posição do bráquete são também determinantes na expressão do torque. O autor sugeriu que ligas com módulo reduzido, como NiTi e beta-titânio (B-Ti), com apenas uma fração da rigidez do aço inoxidável, podem ser ineficazes na transmissão do torque na base do slot.

Em estudo comparando a expressão de torque entre três ligas comumente empregadas: aço inoxidável, b-Ti e NiTi, o autor concluiu que: em ângulos de torques baixos, quando o fio não está totalmente encaixado no slot, as diferenças na expressão do torque entre os fios não são estatisticamente significativas. Isto é particularmente notável em ângulos de torque de 12° ou menos. Em qualquer ângulo

---

de expressão com torque significativo (24° ou mais), os fios de aço inoxidável apresentam, aproximadamente, de 1,5 a 2 vezes a expressão do torque do TMA e de 2,5 a 3 vezes a do fio NiTi(ARCHAMBAULT et al., 2010).

Segundo alguns pesquisadores, devido à complexidade da configuração experimental, houve apenas pequenos estudos para a avaliação da expressão do torque até então, e análises numéricas não têm sido realizadas para a expressão de torque em vários tipos de combinações entre bráquetes e fios(BADAWI et al., 2008; HUANG et al., 2009; PANDIS; ELIADES; BOURAUUEL, 2009).

Mediante os estudos, questionamentos são levantados por vários autores, quanto à credibilidade em relação à prescrição dos fabricantes e quanto às diferenças na expressão do torque nas diferentes ligas metálicas, de acordo com as diferentes marcas existentes no mercado, não existindo uma unanimidade de opiniões em relação às informações apresentadas até o momento na literatura.

---

---

---

## *2. Revisão de Literatura*

---

---

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 TORQUE:**

O tratamento ortodôntico na técnica Edgewise envolve fios retangulares colocados em slots de bráquetes retangulares. A rotação axial do fio ortodôntico no bráquete cria uma força que produz movimento de raiz para lingual ou vestibular em relação ao dente(WAGNER; NIKOLAI, 1985).

Segundo Lee B. W(LEE, 1995), para corrigir maloclusões associadas com inclinação axial irregular dos dentes, o movimento controlado de raiz é necessário. Este movimento é comumente referido como movimento de terceira ordem ou torque de raiz. O torque incorporado ao arco retangular ou em acessórios pré-programados é, provavelmente, uma das mais importantes etapas da mecânica ortodôntica. A utilização do fio retangular, bem como o torque incorporado a este, é primordial para uma adequada finalização dos tratamentos ortodônticos, uma vez que as inclinações vestibulo linguais dos dentes anteriores e posteriores devem ser individualizadas para cada paciente, sendo fundamentais para a obtenção de uma correta intercuspidação das arcadas superior e inferior, obedecendo assim certos critérios e princípios estéticos e funcionais.

Muitos fatores influenciam no resultado da expressão do torque como o desenho do bráquete, a folga entre o fio e o slot (ângulo de encaixe), o modo de ligação, a deformação do bráquete, a rigidez do fio, a magnitude da torção e a dimensão do fio. Essas respostas podem ser atribuídas às variações intrínsecas no diâmetro transversal do arco, dimensões da ranhura (slot); bráquete, deformações do bráquete e chanfradura da borda do fio(MELING; ODEGAARD, 1998).

Na literatura ortodôntica, este tipo de movimento dentário é muitas vezes chamado de "torque de raiz" ou movimento de terceira ordem. Além disso, os termos "torque" e "expressão do torque" referem-se ao momento físico gerado no bráquete em Newton vezes milímetro (Nmm). A expressão do torque ocorre em função da propriedade do fio, da dimensão do slot e do desenho do bráquete e da dimensão do arco em graus de torção do fio em relação ao slot do bráquete. O ângulo em

---

graus que o fio é torcido é chamado de "ângulo de torção", ou "ângulo de torque". A "posição zero" é a posição definida como tendo um ângulo de 0° onde o fio deve ser torcido nas direções positivas e negativas para encaixar nas paredes do slot do bráquete. O termo "jogo de torque" é o ângulo no qual o fio apenas encaixa no slot, o que significa que a "região de jogo de torque" é a variação de ângulos em que não há expressão de torque(SIATKOWSKI, 1999).

Fisher-Brandies *et al*(FISCHER-BRANDIES *et al.*, 2000) investigaram a influência da secção transversal, o formato das arestas e a relação entre o fio retangular e o bráquete. Utilizaram cinco marcas comerciais de três dimensões diferentes (0.016" x 0.016", 0.016" x 0.022" e 0.017" x 0.025") e estes foram inseridos em bráquetes da técnica *Edgewise* com canaleta 0.018". Torques com intensidades diferentes foram incorporados aos fios. A canaleta e a geometria do fio foram analisadas por computadores, antes e depois da incorporação do torque. Concluíram que as canaletas apresentavam tamanho 0,8% maior do que os valores informados pelos fabricantes. A medida da secção transversal dos fios foram, em média, 9,7% em largura e 10,7% em altura menores do que os valores informados, além de apresentarem um evidente arredondamento das arestas. Com adição de torque ocorreu o entalhe das paredes das canaletas dos bráquetes, pela baixa dureza dos mesmos, com conseqüente alargamento adicional de 0,016mm, aumentando a folga fio-bráquete. A deformação e o entalhe que ocorreram na área das paredes internas das canaletas contra indicaram a reciclagem dos bráquetes. Os autores concluíram que uma padronização dos sistemas de fio-bráquete seria desejável para um tratamento ortodôntico mais eficaz. Mencionaram que os resultados de vários estudos das deficiências dos dispositivos *Straight-Wire* basearam-se nos dados de fabricação e na folga entre o fio e o bráquete. Essa folga ocorreria devido à conformação das arestas dos fios e à inconsistência dimensional dos bráquetes e fios.

Thiensen *et al.*(THIESEN G, 2003) relataram a importância da incorporação e do controle de torque no tratamento ortodôntico. Afirmaram que o fio retangular encontra na canaleta do bráquete uma relação de superfície de tangência e não de pontos de tangência, como ocorre com os fios redondos. O ortodontista deve incorporar o torque no fio retangular, mesmo com a utilização de bráquetes pré-ajustados.

---



Segundo Morina(MORINA et al., 2008), fatores clínicos tais como inclinação inicial e anatomia do dente e a posição do bráquete são também determinantes na expressão do torque. O autor sugeriu que ligas com módulo reduzido, como NiTi e beta-titânio (B-Ti), com apenas uma fração da rigidez do aço inoxidável, podem ser ineficazes na transmissão do torque na base do slot.

Segundo Badawi et al. (BADAWI et al., 2008), a maioria dos tratamentos ortodônticos realizados com arcos com menor dimensão do que o tamanho máximo que o slot comporta leva à falta de contato coeso entre o bráquete e o fio, o que é conhecido como ângulo de torque ou ângulo de encaixe. O autor sugere que pesquisas futuras devem investigar a expressão do torque em todos os dentes superiores anteriores, com um olhar mais atento ao uso de prescrições múltiplas por causa das grandes diferenças na expressão do torque e o alto grau de folga entre o fio e o slot nos sistemas passivos autoligáveis.

## 2.2 LIGAS METÁLICAS:

A opção pelo fio mais adequado para cada etapa do tratamento requer uma avaliação clínica e o conhecimento dos diferentes tipos de ligas metálicas. Muitas sequências de fios ortodônticos são sugeridas, mas torna-se prudente individualizar cada situação. Alguns fatores influenciam a seleção dos fios, dentre eles as condições do elemento dentário e o respectivo periodonto de sustentação são determinantes para a quantidade de força a ser aplicada. Com relação ao fio ortodôntico, as propriedades mecânicas da liga, a secção transversal e a distância interbráquetes é que ditarão a obtenção da força desejada(BURSTONE, 1981).

Os fios ortodônticos mais utilizados atualmente se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável; as ligas de níquel-titânio (Niti) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre); as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos, recentemente lançadas no mercado(QUINTAO et al., 2009).

---

### **2.2.1 Ligas de aço inoxidável**

Os fios de aço oferecem excelente resistência à corrosão e apresentam maiores limite elástico e módulo de elasticidade, tornando-se mais vantajosos do que os de outras ligas, principalmente em condições nas quais fios mais rígidos são necessários, como nas fases de fechamento de espaços e de finalização. Apresentam excelente soldabilidade e formabilidade e, de todas as ligas utilizadas em Ortodontia, são as que exibem menor coeficiente de atrito. A vantagem de se utilizar o aço ao início do tratamento, mesmo com alças, reside no fato dessa liga permitir maior controle da forma do arco, evitando expansões e projeções dentárias indesejáveis, além do custo financeiro incomparavelmente mais baixo(KAPILA; SACHDEVA, 1989).

As ligas de aço inoxidável foram introduzidas na Ortodontia em 1929, quando a empresa americana Renfert Company começou a vender fios dessa liga, produzida pela empresa alemã Krupp(ANUSAVICE, 2005). No Congresso da AAO de 1931, Norris Taylor e George Paffenbarger introduziram o aço como substituto ao ouro, alegando possuir maior resiliência e menor possibilidade de rompimento sob tensão. Em 1933, o fundador da empresa Rocky Mountain, Archie Brusse, sugeriu o primeiro sistema de aplicação clínica do aço inoxidável em Ortodontia, durante o encontro da Sociedade Americana, na cidade de Oklahoma. A partir de então, a rivalidade entre o ouro e o aço se iniciou formalmente. Fatores econômicos, indubitavelmente, influenciaram, em todo o mundo, esta vasta aceitação do aço em relação ao ouro. No Brasil, o aço inoxidável passou a ser utilizado para acessórios ortodônticos no final da década de 40(QUINTAO et al., 2009).

### **2.2.2 Ligas de Níquel-Titânio**

Em 1963, as ligas de níquel-titânio foram desenvolvidas no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs – Maryland, pelo pesquisador Willian Buehler. Ele observou pela primeira vez o chamado “efeito memória de forma” desse material. Não havia ainda aplicação dessa liga na Ortodontia(MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990).

---

Em 1972, a Unitek Corporation produziu essa liga para uso clínico, sob o nome comercial de Nitinol®, composta por 55% de níquel e 45% de titânio, numa estrutura equiatômica. Entretanto, naquela época, a liga não possuía efeito memória de forma ou superelasticidade. Mesmo assim, foi considerada como um avanço para a obtenção de forças leves sob grandes ativações(BISHARA et al., 1995).

Em 1976, várias marcas de fios de níquel-titânio foram colocadas no mercado ortodôntico e os mesmos foram caracterizados como materiais de alta recuperação elástica e baixa rigidez, ganhando vasta aceitação clínica por essas propriedades. Não apresentavam, entretanto, efeitos de termoativação nem de superelasticidade. Em meados da década de 90, os fios de níquel-titânio com adição de cobre (CuNiTi) surgiram no mercado. Os mesmos são compostos, basicamente, por níquel, titânio, cobre e cromo. Devido à incorporação de cobre, apresentam propriedades termoativas mais definidas do que os fios superelásticos de NiTi, e permitem a obtenção de um sistema ótimo de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário. Foram introduzidos no mercado, pela Ormco Corporation, com três temperaturas de transição (27°C, 35°C e 40°C), possibilitando aos clínicos a quantificação e aplicação de níveis de carga adequados aos objetivos do tratamento ortodôntico(QUINTAO et al., 2009).

Para a fase de alinhamento e nivelamento dentário, as ligas de níquel-titânio (NiTi) apresentam propriedades extremamente interessantes. As propriedades únicas inerentes a essas ligas são o alto limite elástico, o baixo módulo de elasticidade (baixa rigidez) e a alta resiliência. Podem sustentar uma deflexão muito ampla e retornar à sua forma original com a produção de forças moderadas e uniformes. Tanto os fios NiTi superelásticos quanto os termoativáveis e os com adição de cobre apresentam maior resiliência e menor rigidez que as demais ligas. Isso significa que, para a transmissão de forças leves e contínuas, mesmo diante de grandes flexões, são os fios mais indicados. As ligas de NiTi não recebem soldas e apresentam maior coeficiente de atrito com bráquetes, quando comparadas às de aço(QUINTAO et al., 2009).

---

### **2.2.3 Ligas de Beta-titânio**

As ligas de Beta-titânio são constituídas de titânio e, quando submetidas ao tratamento térmico, apresentam alteração no rearranjo estrutural de seus átomos, sendo referidas como ligas de titânio em fase “beta”(GOLDBERG; BURSTONE, 1979).

As primeiras aplicações clínicas dessa liga para a Ortodontia ocorreram na década de 80, quando uma forma diferente de titânio, chamado de “alta temperatura” foi sugerida. A liga de beta-titânio tem sido utilizada como material estrutural desde 1952. Porém, até 1979, a tecnologia de trefilação não permitia a fabricação de fios com secções transversais compatíveis com as aplicadas em Ortodontia. Em 1977, a fase beta do titânio foi estabilizada à temperatura ambiente. A partir de então, ganharam vasta aceitação clínica e popularidade, sendo comercialmente disponibilizada como “TMA” (Titanium Molybdenium Alloy) e, durante muitos anos, apenas uma empresa possuía o direito de fabricação. Essas ligas geram maior fricção do que os fios de aço, porém menor atrito do que os fios de NiTi. Sua aplicação clínica ideal se daria em situações onde a devolução de carga fosse mais suave do que as produzidas pelas ligas de aço inoxidável, nas quais rigidez e conformabilidade sejam necessárias, tais como em estágios intermediários de tratamento, como os de fechamento de espaços. Além disso, se apresentam como a solução ideal para pacientes que possuem hipersensibilidade ao cromo e ao níquel, presentes na composição das demais ligas metálicas ortodônticas(GOLDBERG; BURSTONE, 1979).

As ligas de beta-titânio possuem maior resiliência do que o fio de aço de mesma secção transversal, e aproximadamente o dobro da rigidez do fio de Níquel-Titânio. Porém, apresentam menos do que a metade do módulo de elasticidade dos fios de aço inoxidável e capacidade de soldabilidade, possibilitando soldas de ganchos e demais acessórios e apresentam excelente conformabilidade (GOLDBERG; BURSTONE, 1979).

Atualmente, o mercado oferece um maior número de marcas comerciais, entretanto, para que se possa utilizar seu pleno potencial de resposta, torna-se necessário realizar tratamento térmico após a confecção de dobras, antes de se

---

amarrar o fio aos bráquetes. A maioria dos ortodontistas nunca explorou essa liga no seu total potencial e muitas vezes sequer consegue distingui-las das de aço, devido à semelhança física entre as mesmas(KUSY, 2002).

### 2.3 BRÁQUETES AUTOLIGÁVEIS E CONVENCIONAIS:

Os aparelhos autoligáveis têm obtido destaque no comércio ortodôntico mundial desde 2002, embora já tenham sido citados, primeiramente, em 1935 por Stolzenberg. Foram inicialmente idealizados para otimizar o tempo de atendimento clínico, dispensando o uso da ligadura. Possuem um mecanismo de abertura e fechamento através de uma cobertura ou clipe metálico, podendo ser ativo, quando pressiona o arco contra a canaleta, ou passivo, quando fecha a canaleta sem gerar pressão. Considerados uma evolução em muitos aspectos, alguns pesquisadores apontam uma significativa superioridade quando comparados aos bráquetes convencionais (READ-WARD; JONES; DAVIES, 1997; THOMAS; SHERRIFF; BIRNIE, 1998).

A introdução de bráquetes autoligáveis ativos e passivos apresentou um desafio para a Ortodontia por causa do modo de ligadura e as alterações potenciais na expressão de carga e momento durante a mecanoterapia. O sistema autoligável se utiliza de bráquetes projetados com habilidade de reter o fio ortodôntico por meio de um dispositivo de abertura e fechamento da canaleta, convertendo-a em um tubo. Associados a arcos ortodônticos de alta tecnologia, esse sistema produz forças leves e constantes que promovem uma biomecânica com baixo nível de atrito, favorecendo o desempenho clínico. Dois tipos de bráquetes foram desenvolvidos conforme o dispositivo de travamento presente. O sistema ativo permite um controle mais acurado de rotações e torque desde as fases iniciais de alinhamento e nivelamento, uma vez que o arco é constantemente pressionado contra a canaleta, especialmente à medida que o calibre do arco aumenta. Já com o sistema passivo, o controle precoce do torque e rotações é dificultado, entretanto melhor deslizamento dos dentes é permitido devido à menor fricção promovida pelo sistema(CLOSS, 2005).

---

## 2.4 INFLUÊNCIAS DO TIPO DE LIGA METÁLICA NA EXPRESSÃO DO TORQUE:

A preocupação com o torque durante o tratamento ortodôntico não é recente. Meyer e Nelson (MEYER; NELSON, 1978) afirmaram que o posicionamento ideal do dente na fase de finalização depende da expressão máxima da interação do bráquete com o fio, devendo ser utilizado o fio retangular “full-size”, o que significa que o diâmetro do fio é igual ao do slot. O fio preencheria completamente a canaleta e dessa forma o torque desejado seria obtido. Segundo os autores isso só é possível com fios “full-size”, pois fios de menor calibre alterariam o torque devido à folga na canaleta.

Em pesquisa realizada, quarenta diferentes tamanhos e tipos de fios de aço inoxidável quadrados e retangulares, fornecidos por cinco diferentes fabricantes, foram testados em torção. O estudo simulou a situação que ocorre quando o torque é aplicado a um dente individual. Foram usados bráquetes padrão com alturas de slot de 0,018”, com uma distância interbráquetes de 4 mm. Os resultados mostram que a variação na dimensão transversal da borda e chanfro leva a uma folga variável (ângulo de torque). Como exemplo, fios 0,016” × 0,022” têm um ângulo de torque de até 18,5°, com uma variação de 16,6° a 20,4°. Foi demonstrado que quando fios 0,016” × 0,022” são usados, deve-se aplicar a partir de 24,6° a 29,2° de torção para obter 20 Nmm do momento de torque. Os resultados mostram que devido à limitação na variação da torção dos fios de aço inoxidável, precisa-se de momento de torque que seja aplicável nas condições da cavidade oral. Fios de aço inoxidável têm ambos um menor retorno elástico e uma menor energia armazenada ou resiliência do que as novas ligas à base de titânio. Isso mostra que fios de aço inoxidável produzem forças superiores que se dissipam ao longo de períodos mais curtos de tempo do que as ligas à base de titânio, exigindo assim ativações mais frequentes. O autor concluiu que o ângulo de torque é maior do que o observado anteriormente por outros autores e não há variação considerável entre os fabricantes. A variação no ângulo de torque é principalmente um resultado de desvios de valores dimensionais prescritos e variação na chanfradura do fio. Se uma faixa aceitável para o torque deve ficar entre 10 e 20 Nmm, os resultados indicam que isto vai dar uma estreita faixa de trabalho para o fio de aço inoxidável retangular

---

investigado e que irá ser difícil de aplicar momentos de torção fisiológicos com um grau suficiente de precisão. A rigidez do fio e a quantidade de torção necessária para produzir 20 Nmm de momentos de torque variam consideravelmente dentro das várias dimensões dos fios(MELING; ODEGAARD; MELING, 1997).

Em outro estudo o autor avaliou o efeito da variação dimensional da secção transversal de fios cromo-cobalto quadrado e retangular. Concluíram que os fios de cromo-cobalto testados mostraram-se, em média, mais finos do que os citados pelos fabricantes. A quantidade de folga na torção é significativa e a variação intra-amostra é baixa, mas existe considerável variação entre os fabricantes. A quantidade de torque requerido para produzir 20Nmm de momento torcional mostrou uma variação entre os fabricantes para o fio 0.016" x 0.016", enquanto as diferenças foram menores para os outros tamanhos. Se uma aceitável variação para o torque encontra-se entre 10 e 20 Nmm, este resultado indica que a faixa de trabalho, para o fio cromo-cobalto retangular, é estreita e pode ser difícil aplicar um momento torcional fisiológico com grau de precisão satisfatório(MELING; ODEGAARD, 1998).

Muitos fatores influenciam no resultado da expressão do torque como o desenho do bráquete, a folga entre o fio e o slot (ângulo de encaixe), o modo de ligação, a deformação do bráquete, a rigidez do fio, a magnitude da torção e a dimensão do fio. Essas respostas podem ser atribuídas às variações intrínsecas no diâmetro transversal do arco, dimensões do slot, deformações do bráquete e chanfradura da borda do fio(MELING; ODEGAARD, 1998).

A fabricação de bráquetes permite uma variação aceitável no seu tamanho e características, incluindo precisão dimensional e consistência do torque. Portanto, alguma variabilidade pode ser observada entre os materiais nominalmente idênticos e entre os valores relatados e reais de torque. Porque tem sido demonstrado que o torque prescrito é diferente do real em 5% a 10%, o que representa cerca de 1° a 1,5° e que o torque líquido efetivo pode ser menor do que o esperado. Processos de fabricação envolvendo moldagem por injeção, fundição ou usinagem também podem afetar a precisão dos valores de torque prescritos. A modelagem expõe o material à expansão e à contração, enquanto a moagem pode incorporar uma superfície áspera de granulação. Além das variações de torque anterior, a inconsistência dimensional da base do bráquete e o slot

---

pode alterar a posição vestibulo-lingual do coroa; slots mais profundos tendem a orientar a coroa mais vestibular, enquanto slots mais rasos provavelmente se aplicam uma orientação lingual. Uma fonte adicional de variabilidade pode ser a morfologia da coroa dos dentes ou a variação do tamanho observado entre as populações, 12 diferentes, ou até mesmo na mesma arcada. Este fator pode tornar o uso de uma receita fixa para todos os pacientes, questionável(MELING; ODEGAARD, 1998).

Meling and Ødegaard(MELING; ODEGAARD, 1998) estudaram vinte e cinco fios retangulares superelásticos e convencionais de níquel-titânio, 0,018", comumente utilizados na técnica Edgewise, fornecidos por sete fabricantes diferentes, juntamente com um fio trançado de níquel-titânio e dois fios de beta-titânio, foram estudados com relação às dimensões do fio, chanfradura do fio e propriedades mecânicas em torção longitudinal a 37° C. Os fios foram torqueados a 25° e estudados em desativação, simulando aplicação de torque individual em um dente. Os fios de níquel-titânio testados eram em média mais finos do que os valores declarados pelos fabricantes. Quando ângulos de torque inferiores a 25° foram usados com fios 0,016" X 0,022" de níquel-titânio, o torque foi muito pouco expressado, demonstrando que a quantidade de folga na torção foi significativa. A rigidez à torção variou consideravelmente entre fabricantes nos diferentes tamanhos de fios, enquanto a variação no mesmo grupo foi baixa. O torque exercido de 25° no fio 0,016" x 0,022" mostrou uma diferença na indicação do fabricante, sendo que nos outros dois tamanhos as diferenças foram menores e ocorreram devido ao ângulo de torque. É aconselhável uma prescrição de torque maior que 25° e a superelasticidade dos fios de níquel-titânio é de pouco importância clínica sobre os efeitos de torque.

Em outro estudo os mesmos autores afirmam que a profundidade efetiva do slot do bráquete é estimada usando uma fórmula que descreve a relação entre a profundidade do slot do bráquete, dimensão do fio, chanfradura do fio e a folga torcional. Com um instrumento medidor de torque, a folga foi estimada para 10 diferentes bráquetes (0.018") do mesmo tipo e fabricante. Um arco com chanfradura e dimensões conhecidas foi usado para todas as medições. Sabendo o ângulo de torque, a dimensão e a chanfradura do fio, a profundidade do slot poderia ser calculada. O erro do método para estimar a folga torcional por um simples medidor

---



foi de  $0.04^\circ$ , que corresponde a 0.36mm de altura do slot. Os bráquetes testados tiveram em média uma altura de slot de  $0.476 \pm 0.003\text{mm}$ , com uma variação de 0.470 a 0.481mm ( $0.0187'' \pm 0.0001''$ , com variação de 0.0185'' a 0.0189''), sendo que essa variação de medidas está fora das citações mais frequentes para estes tipos de bráquetes. A variação da altura do slot do bráquete foi muito maior do que o erro do método. Os autores estabeleceram um novo método para estimar a altura do slot, considerando a chanfradura do fio, que pode influenciar aumentando o ângulo de torque como é o caso dos fios retangulares com cantos arredondados. O método utilizado para medir a altura do slot do bráquete parece ter um alto grau de precisão e é mais fácil de executar do que o convencional. Devido ao slot ter uma ligeira afinação em direção a base, a altura efetiva do slot será levemente diferente para  $0.016'' \times 0.016''$  do que para um fio  $0.018'' \times 0.025''$ . Melhores informações dos fabricantes quanto aos desvios dos valores citados é um pré-requisito para a aplicação de forças corretas (MELING; ODEGAARD; SEQNER, 1998).

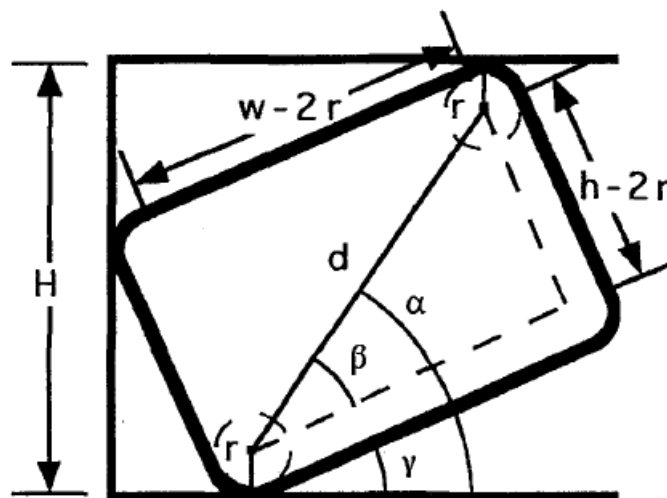


Fig.1- Arco retangular com bordas arredondadas torçoadas no slot do bráquete.  $\gamma$ - ângulo de torque que corresponde à diferença entre  $\alpha$  e  $\beta$ , H- altura do slot, h- altura do fio, W- largura do fio, d- distancia entre os centros dos círculos e r- raio do círculo do fio. Fonte: Meling (MELING; ODEGAARD; SEQNER, 1998)

Kusy e Whitley (KUSY; WHITLEY, 1999) examinaram vinte e quatro slots de bráquetes das marcas A Company, American Orthodontics, Dentaaurum, GAC, Ormco, RMO, TP Orthodontics e 3M Unitek. Além disso, 26 tipos de fios, de diversas espessuras, das marcas American Orthodontics, Dentaaurum, GAC, Ormco, RMO e

3M Unitek. Os slots foram medidos utilizando a óptica de um aparelho de microdureza, as alturas com compasso e os fios com micrômetro. As dimensões das canaletas dos bráquetes variaram em altura e largura. Verificou-se que 15% das canaletas apresentaram-se menores que os valores informados. Nos demais bráquetes estudados, as canaletas 0.018" apresentaram-se 16% maiores e as canaletas 0.022" apresentaram-se 8% maiores do que preconizava a técnica. A altura das canaletas dos bráquetes não foi informada nas embalagens, mas houve variação em torno de 50%. Os fios em sua maioria apresentaram espessuras menores que os valores nominais e 30% maiores. Os autores defenderam uma padronização dos materiais, de modo que os fios de uma marca se adaptassem aos bráquetes de outra, pois existem fios mais espessos e alguns slots seriam menores do que os preconizados pelos fabricantes. Para que essa padronização fosse possível, as indústrias deveriam informar as tolerâncias dimensionais dos seus produtos.

Estudos mais antigos indicam que o arco está subdimensionado em média 10% em comparação com a dimensão especificada. Especialmente os arcos de dimensões maiores são menores do que o esperado. Este problema agrava quando tamanhos maiores de arcos são usados na tentativa de aplicar o torque, o fio 0.019" x 0.025" é mais de 10% menor do que o indicado pelas empresas, aumentando assim a folga do fio na reprodução clínica. Segundo o autor, a tolerância do fabricante do fio pode ser particularmente, um problema(SIATKOWSKI, 1999).

Com base no presente estudo, que compreende a variação interindividual na morfologia dos dentes e as alterações de primeira e terceira ordem no controle do deslocamento do bráquete, a lógica do aparelho totalmente pré-ajustado pode ser rejeitada. Considerando a variação interdentária, ainda faz sentido usar bráquetes individuais para dentes diferentes. Por outro lado, pequenas diferenças relacionadas a diferentes prescrições não têm significativo impacto. O estudo também mostra claramente que não é razoável afirmar que qualquer aparelho pré-ajustado, sem ajustamentos individuais possa ser suficiente para conduzir a um ótimo alinhamento do dente. Cada uma das prescrições disponíveis é produzida a partir da percepção de uma oclusão ideal, e é óbvio que o presente estudo indica que as diferenças entre as prescrições individuais são de menos importância do que as variações relacionadas com o próprio método. A variação na espessura da base do bráquete e

---

diferentes maneiras de adicionar o torque, caracterizando diferentes ajustes nos sistemas de bráquetes pré-ajustados, faz com que seja impossível misturar os diferentes sistemas. Independente do sistema escolhido é importante levar em consideração a morfologia individual do dente antes da colocação do bráquete(MIETHKE; MELSEN, 1999).

A importância da incorporação e do controle de torque no tratamento ortodôntico foi estudada por Thiensen et al.(THIESEN G, 2003) na intenção de compreender o controle de torque na mecânica ortodôntica, uma vez que a correta inclinação dos dentes anteriores e posteriores é essencial para obtenção de uma intercuspidação adequada. Concluíram em seu estudo que o torque incorporado aos fios ou embutidos nos bráquetes, é provavelmente, uma das etapas mais importantes da mecânica ortodôntica. A utilização do fio retangular, bem como o torque incorporado a este é de primordial importância na finalização dos tratamentos ortodônticos, uma vez que as inclinações vestibulares e linguais dos dentes anteriores e posteriores devem ser individualizadas para cada paciente, obtendo uma intercuspidação adequada, obedecendo assim a critérios estéticos e funcionais.

Harradine et al.(HARRADINE, 2003) argumentaram que um clipe ativo com fios retangulares com calibres menores que o slot, na verdade, coloca uma força diagonalmente em direção lingual no fio. Isso irá produzir um movimento adicional ligeiramente vestibular do dente, mas não capaz de gerar o torque que é declarado. Isso aumenta a folga entre o fio rectangular e o slot e também reduz o momento de torque. Esses fatores provavelmente explicam a dificuldade em finalizar os casos com alguns tipos de bráquetes. Erros no torque podem aparecer como erros na altura ou como erros de contato vestibulo-lingual. O sistema Speed tem um arco chanfrado para facilitar o envolvimento do fio e este arredondamento seria de esperar reduzir ainda mais o momento de torção.

Em uma pesquisa no Journal of Clinical Orthodontics, Sheridan et al.(SHERIDAN, 2003), ao entrevistar alguns ortodontistas descobriram que, em relação ao preenchimento do slot do bráquete, alguns entrevistados indicaram que eles não preencheram os slots e terminaram com um fio 0,019" x 0,025" de aço inox em um slot 0,022" x 0,028". A razão que alguns entrevistados deram para não preencher totalmente o slot do braquete era de que ampliariam os erros de

---

colocação do bráquete. Portanto, assumindo que muitos ortodontistas concluem os casos com fios retangulares ou quadrados subdimensionados, então o bráquete autoligável com a mola ativa pode ter uma vantagem. Isso pressupõe que a mola ativa positivamente e totalmente os fios retangulares específicos no interior do slot.

Cash, *et al.* (CASH *et al.*, 2004) avaliaram as dimensões das canaletas 0.022” dos bráquetes de Incisivo Central Superior de onze marcas comerciais. Os bráquetes foram medidos duas vezes por dois dentistas diferentes calibrados em uma escala de milímetros. Um erro de medida de 0,0108mm ou 0,79% ocorreu. Os autores observaram que todas as dimensões das canaletas foram maiores que as declaradas pelos fabricantes. As canaletas destes bráquetes foram medidas usando uma máquina de único eixo, Maxtascan 100, que permitiu uma leitura digital dos resultados. A medida foi feita nos bráquetes estéticos (Clarity e Elegance Plastic) os quais possuíam canaleta de metal. As medidas foram difíceis de serem realizadas devido ao arredondamento das arestas dos slots, porém o microscópio definiu melhor as arestas para precisão dos resultados. Foram medidas as partes superiores e inferiores das canaletas dos bráquetes e constatado se as mesmas apresentavam convergências ou divergências. O teste t *Student*, de todas as medidas, não mostrou diferença estatisticamente significativa, então as medidas do segundo operador foram descartadas. Três canaletas ficaram dentro dos 5% das dimensões informadas pelos fabricantes e tinham paredes paralelas (Twin Torque, Clarity MBT e Mini Mono). A canaleta do bráquete Elegance Plastic Roth tinha paredes paralelas, porém apresentava 12% de aumento de dimensão em relação ao valor recomendado. Quanto à geometria das canaletas, os bráquetes Victory Series eram ligeiramente divergentes (parte superior maior que inferior) e 6% maior em tamanho. A canaleta do Nu-Edge era divergente e 14% maior em tamanho. As paredes das canaletas dos bráquetes Mxi Advant-Edge Roth, Damon II SL e Elite Mini Opti-MIM Roth, Elite Mini Opti-MIM MBT eram todas convergentes e a base da canaleta do bráquete Damon II SL era 17% maior. O bráquete Discovery também apresentou canaletas convergentes com base 24% maior, com diferença de 7% entre a largura superior e inferior da base da canaleta do bráquete. A junção das paredes com a base da canaleta era arredondada no Mxi Advant-Edge onde se esperava um ângulo de 90°. Observaram uma variação considerável no acabamento

---

entre os diferentes grupos de bráquetes e uma uniformidade em cada grupo. Concluíram que a falta de precisão na fabricação dos bráquetes e o uso de fios de dimensões menores poderiam afetar o posicionamento dentário. O torque adicional poderia ser necessário para superar as deficiências industriais, mas isso não seria a solução para o problema e sim a fabricação de bráquetes com alto nível de precisão.

Gioka C.(GIOKA; ELIADES, 2004), em pesquisa com aparelhos pré-ajustados, afirma que a inclinação dos dentes anteriores superiores é particularmente crítica no estabelecimento de uma linha de sorriso estética com guia anterior adequada e um relacionamento de Classe I canina e molar. Dentes anteriores superiores com baixo torque afetam o comprimento do arco e requerem mais espaço para um posicionamento adequado. Foi demonstrado que para cada 5° de inclinação anterior é gerado cerca de 1mm no comprimento do arco e que os dentes posteriores com baixo torque têm um efeito de constrição do arco maxilar, uma vez que não permitem adequada relação cúspide-fossa entre os dentes superiores e inferiores. Variáveis relacionadas a propriedades dos materiais foram sistematicamente analisadas, incluindo (1) a incapacidade de preencher a canaleta devido à diferença de tamanho dos arcos e do slot do bráquete, (2) irregularidades no processo de fabricação dos bráquetes, (3) diferenças na rigidez das ligas, (4) variações entre os valores reais e declarados do torque e (5) o modo de ligação, todos os quais podem ser responsáveis pela liberação de torque crescente ou a folga entre o fio e o bráquete. O efeito destas variações sobre a expressão de torque é discutido e as inclinações vestibulolinguais são geradas em função do calibre do fio e tamanho dos slots dos bráquetes. A maioria dos relatórios publicados sobre este assunto indica uma perda de controle de torque tão alto quanto 100% do valor previsto. Além disso, transferir o torque prescrito no bráquete para a inclinação ideal da coroa é uma ilusão, juntamente com a subestimação do torque prescrito em relação à coroa dos dentes. Com base na evidência disponível, propõe-se que uma prescrição de alto torque deve ser selecionada para representar a falta de expressão completa do binário prescrito que ocorre clinicamente. Por último, devido ao ortodontista lidar com materiais reais, o torque prescrito deve ser aumentado para compensar a folga entre fio-bráquete e os procedimentos clínicos que neutralizam a expressão do torque prescrito nos bráquetes.

---

Os autores testaram a hipótese de que a relação fio/bráquete interfere na inclinação vestibulo-lingual dos incisivos superiores em tratamentos com ou sem extração, fazendo uso de aparelhos autoligáveis ou convencionais. Foram 105 pacientes tratados divididos em grupos que necessitavam ou não de extração. Cada grupo ainda foi dividido em 2 subgrupos: um tratado com autoligável e outro com aparelho convencional Edgewise com mesmo tamanho de slot e prescrição. O torque antes e depois do tratamento foi avaliado nas duas técnicas e em ambos os grupos, tomando como medidas referenciais, sendo elas o sela-násio, násio-ponto A e o eixo do incisivo central superior. Os autores não encontraram diferenças significantes nas duas medidas angulares nos grupos estudados. Concluíram que os autoligáveis aparentam ser igualmente eficientes em produzir torque nos incisivos superiores em comparação com os bráquetes convencionais(PANDIS; ELIADES; BOURAUUEL, 2009; PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006).

Nesse estudo, os autores apresentaram a diferença entre os bráquetes autoligáveis ativos e passivos. Os passivos, embora apresentem menor atrito em relação ao fio, não possuem um controle tridimensional satisfatório com fios retangulares de menor calibre. A expressão do torque só é conseguida com um fio de calibre maior que preenche o slot. Nos bráquetes autoligáveis ativos com slot 0.018", os fios de calibre 0.016" x 0.022" já produzem uma expressão do torque adequada, pois o clipe pressiona o fio contra as paredes do slot, promovendo um controle tridimensional. Pode-se conseguir o controle de torque com fios menos calibrosos mais precocemente nos bráquetes ativos do que nos passivos com a utilização de forças leves. O autor sugere o uso de bráquetes autoligáveis ativos em casos a serem tratados sem extrações dentárias, nos casos com extrações, o mais indicado seriam bráquetes convencionais nos dentes situados mesialmente ao sitio da extração e bráquetes passivos nos dentes distais ao sitio da extração(MILES, 2005; RINCHUSE; MILES, 2007).

Segundo Badawi (BADAWI et al., 2008) a maioria dos tratamentos ortodônticos realizados com arcos com menor dimensão do que o tamanho máximo que o slot comporta, leva à falta de contato coeso entre o bráquete e o fio, o que é conhecido como a folga de torção ou ângulo de encaixe. O objetivo deste estudo foi medir a diferença de momentos de terceira ordem que possam ser expressos através da colocação de arcos de aço inoxidável 0,019" X 0,025"

---

para dois bráquetes autoligáveis ativos (In-Ovation, GAC, Bohemia, NY; Speed, Strite Industries, Cambridge, Ontário, Canadá) e dois passivos (Damon 2, Ormco, Orange, Califórnia; e Smart Clip, 3M Unitek, Monrovia, Califórnia). Foi desenvolvido um dispositivo de torção do fio, mantendo o alinhamento vertical e horizontal perfeito entre o fio e o bráquete. Um multi-eixo transdutor de força /torque foi utilizado para medir o momento do torque, uma câmera digital e um inclinômetro foram usados para medir o ângulo de torção. Cinquenta incisivos centrais superiores direitos de cada um dos quatro fabricantes foram testados. Como resultados, houve uma diferença significativa no ângulo de encaixe entre os dois tipos de bráquetes, sendo que, em média, o torque passou a ser expresso em 7,5 ° de torção para os ativos e em 15 ° de torção para os passivos. Os bráquetes autoligáveis ativos parecem ter um melhor controle de torque, consequência direta de seus cliques ativos forçando o fio no slot do bráquete. A quantidade de folga do fio no slot do bráquete foi consideravelmente menor para os ativos do que para os passivos, sendo que os ativos são mais eficazes na expressão do torque do que os autoligáveis passivos em ângulo de torque clinicamente utilizável (0° a 35°). O autor sugere que pesquisas futuras devem investigar a expressão do torque em todos os dentes superiores anteriores, com um olhar mais atento ao uso de prescrições múltiplas por causa das grandes diferenças na expressão do torque e o alto grau de folga entre o fio e o slot nos sistemas passivos autoligáveis.

Nesse estudo, a autora avaliou as inclinações das coroas dentárias dos dentes anteriores superiores e inferiores decorrentes de tratamentos sem extrações, com bráquetes autoligáveis (Damon II™), e comparou aos valores da prescrição citada pelo fabricante, por meio da tomografia computadorizada. A amostra foi composta por 10 pacientes (6 homens e 4 mulheres) que se encontravam na fase da dentadura permanente e com má oclusão inicial de Classe I bilateral, ausências de problemas transversais, anteroposteriores ou verticais severos que contraindicassem tratamentos ortodônticos convencionais. Concluiu que os dentes apresentaram valores de inclinações diferentes da prescrição, tanto no início (T1) quanto no final do tratamento ortodôntico (T2) após a inserção do último fio de nivelamento 0,019" x 0,025" de aço inoxidável, denotando a incapacidade desse fio em reproduzir os torques indicados na prescrição padrão (ARAÚJO, 2008).

---

Ao aumentar essa amostra de 10 para 18 pacientes, Kochenborger, em 2009, avaliou as alterações dentárias dos dentes anteriores decorrentes do tratamento ortodôntico com bráquetes autoligáveis Damon II™. Como conclusão, o autor relatou que esse sistema não promoveu alteração na inclinação vestibulolingual dos incisivos centrais superiores, porém aumentou a inclinação vestibular dos incisivos centrais inferiores (ARAÚJO, 2008).

Reicheneder et al (REICHENEDER et al., 2008) apresentou estudo cujo objetivo foi comparar a propriedade friccional de quatro bráquetes metálicos, Speed, Damon 2, In-Ovation e Time, com outros três bráquetes metálicos convencionalmente ligados, Time, Victory Twin e Discovery. A fricção foi testada 20 vezes por cada combinação bráquete-fio usando uma máquina de teste Zwich, com fios de aço em três diferentes dimensões (0.017" x 0.025", 0.018" x 0.025" e 0.019" x 0.025"). Todos os bráquetes tinham slot 0.022" e a prescrição de um primeiro pré-molar superior. Os dados foram estatisticamente analisados usando o Mann-Whitney U-test e o Games-Howel post hoc teste. Os resultados mostraram que quase todos os bráquetes tinham a força friccional mais baixa com o fio 0.018" x 0.025". Quando foram usados bráquetes autoligáveis com fios 0.018" x 0.025", a fricção foi 45 a 48% mais baixa do que com fios 0.017" x 0.025" ou 0.019" x 0.025". Os bráquetes convencionalmente ligados apresentaram uma fricção de 14% ou menos com fios 0.018" x 0.025" comparado com os fios 0.017" x 0.025" e 0.019" x 0.025". Os bráquetes metálicos autoligáveis mostraram menor força friccional com o fio 0.018" x 0.025".

Huang (HUANG et al., 2009) investigou a capacidade de torque entre bráquetes convencionais e autoligáveis usando o método dos elementos finitos. Três tipos de bráquetes foram selecionados: Dois autoligáveis, Speed e Damon MX e um convencional, Discovery, todos com slot 0.022". Do incisivo superior esquerdo até o canino superior direito, 4 bráquetes foram incluídos nos modelos gerados. Três tipos de ligas na espessura 0.018" x 0.025" e 0.019" x 0.025" foram utilizadas: aço inoxidável, titânio molibdênio e níquel titânio. Foram utilizadas ligaduras elásticas e fios de aço inoxidável. Os resultados desta simulação numérica poderiam claramente separar os efeitos mecânicos tais como dimensão do fio, tipo de liga, slot e ângulo de torque de vários sistemas de ligadura. Assim, embora não possa representar exatamente a realidade clínica, tal estudo pode muito bem esclarecer a

---



interdependência sistemática entre muitos fatores. O clipe ativo do bráquete Speed reduz a folga do binário, 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 vez de um fio de níquel-titânio 0.019" X 0.025". Combinando mudança da liga e dimensão do fio resultou em um aumento de 600% para um de aço inoxidável 0.019" X 0.025" em vez de um Niti 0.018" X 0.025". O efeito da ligadura do bráquete 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 bráquetes é de menor importância, com exceção dos bráquetes com clipe ativo (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 bráquetes e fios.

Chung et al.(CHUNG et al., 2009) compararam a influência do torque ou deflexão de terceira ordem no coeficiente de atrito entre bráquetes autoligáveis ativos, passivos e convencionais. Os bráquetes selecionados passivos foram: Damon 3MX, (Ormco Orange, USA) e o Smart Clip (3M Unitek, Monrovia USA). Os bráquetes autoligáveis ativos foram: In-Ovation R, (GAC International, NY, USA), o Time 2 (American Orthodontics, Sheboygan, USA) e o bráquete convencional usado foi o Victory, MBT (3M Unitek, Monrovia, USA). Foi utilizado um protótipo metálico que simulava a retração dos dentes anteriores, que permitiu a colagem de tubos nos 1° e 2° molares, um bráquete de 2° pré-molar e um de canino. Foram aplicados torques de -15° a +15°, em bráquete de segundo pré-molar, com arco sendo puxado através do slot. Os dados foram analisados usando SPSS software, versão 14.0. Os resultados foram avaliados com o Mann-Whitney U test, Kruskal—wallis foi usado para análise de variância e o teste Tukey mostrou diferenças significantes com  $p <$

---

0.05. O autor concluiu que em ângulos de torque baixos, a fricção tenderá a ser menor com os bráquetes autoligáveis passivos do que com os ativos. A resistência friccional aumenta se o torque exceder a folga do ângulo de torque na combinação fio-slot e esse aumento pode depender não só do tipo, mas do desenho do mecanismo de ligação.

Bráquetes autoligáveis foram ganhando popularidade ao longo das últimas décadas, sendo que várias vantagens para estes sistemas foram reivindicadas. O propósito desta revisão sistemática foi identificar o que diz respeito à eficácia, eficiência e estabilidade do tratamento com bráquetes autoligáveis em comparação com os convencionais. Uma busca eletrônica em quatro bases de dados foi realizada de 1966 a 2009, com pesquisa suplementar das referências dos artigos encontrados. Os dados foram extraídos usando formulários personalizados, e diferenças médias ponderadas foram calculadas. Como resultado, dezesseis estudos preencheram os critérios de inclusão, sugerindo que os autoligáveis parecem ter uma vantagem significativa com relação ao tempo de cadeira, com base em diversos estudos transversais. As análises mostraram também uma pequena diferença, mas estatisticamente significativa, na vestibularização dos incisivos inferiores ( $1,5^\circ$  menos em autoligáveis). Nenhuma outra diferença no tempo de tratamento e nas características oclusais após o tratamento foi encontrada entre os dois sistemas. Nenhum estudo sobre estabilidade a longo prazo do tratamento foi identificado. Concluiu-se que apesar de alegações sobre as vantagens dos bráquetes autoligáveis, faltam evidências. O tempo de cadeira é ligeiramente encurtado e menor vestibularização dos incisivos parecem ser as únicas vantagens significativas dos sistemas autoligáveis em relação aos convencionais que são suportadas pela evidência atual (CHEN et al., 2010).

O estudo mais recente para medir o tamanho real do slot foi realizado por Joch (JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010) com o objetivo de determinar a precisão das dimensões de slots dos bráquetes e das dimensões dos fios relatadas pelos fabricantes e comparar com os limites de tolerância dados pela norma DIN 13971 e 13971-2 e, posteriormente, calcular a folga do torque, bem como o torque efetivo, comparando os resultados com o torque da prescrição. O autor definiu alguns conceitos considerados importantes. O termo “torque” na Ortodontia se refere à inclinação radicular no sentido vestibulo-lingual. Em relação à conexão fio-

---

bráquete, os termos “torque incorporado”, “torque prescrito” e “torque efetivo” têm diferentes definições. De acordo com a DIN13971-2 o torque incorporado é definido como ângulo formado entre o plano central do slot e o plano ortogonal da base do bráquete. As dimensões prescritas dos arcos e dos slots dos bráquetes como determinadas pelo fabricante, são usadas para definir o torque prescrito, enquanto o ângulo de torque pode ser visto como a discrepância entre o tamanho do arco e do tamanho do slot do bráquete.

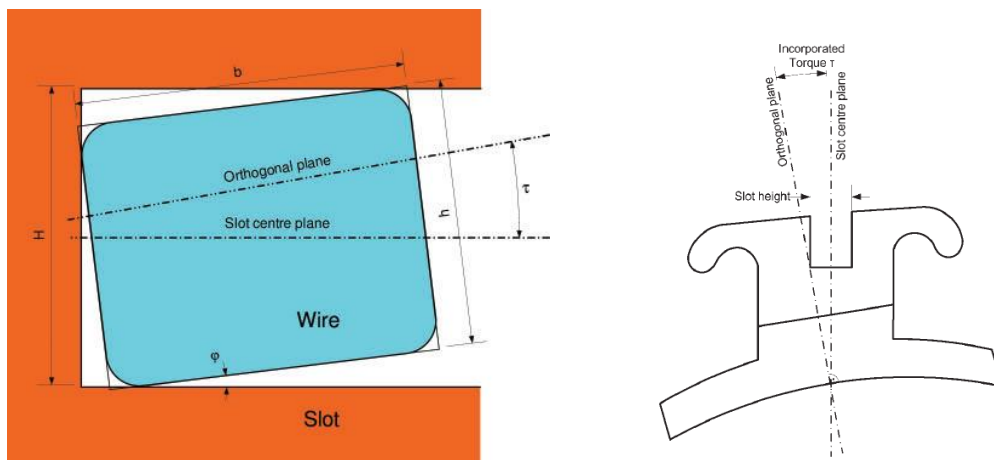


Fig. 2 A - Ângulo de torque entre o arco e o slot do bráquete, B - Torque incorporado é o ângulo entre o plano central do slot e o plano ortogonal da base (Joch,2010)

Para calcular o torque efetivo, as dimensões exatas do slot e do arco são necessárias. Como estas medidas são afetadas por imprecisões de produção então medições precisas são necessárias. Torque efetivo é definido como o ângulo entre a intersecção da altura do arco medido e o plano ortogonal à base do bráquete. Nessa pesquisa, 10 bráquetes de incisivo central superior, slot 0,22” de 5 marcas diferentes foram investigados. O tamanho dos slots foram medidos com o medidor de lâminas. A dimensão de 10 fios de aço de 0.019” x 0.025” e 0.020” x 0.025” foram mensuradas usando o micrômetro. Todas as medidas da largura dos slots estavam dentro dos limites de tolerância da norma 13971-2 (de 0,0559mm a 0,0599mm para um slot 0,22”). A altura do slot do Speed ficou mais próxima da altura prescrita. A variação, no entanto, foi a maior de todos os bráquetes. Damon II e Damon 3MX tiveram resultados mais próximos do valor máximo permitido pela norma DIN 13971-2, que é 0,0599 milímetros. Já os arcos estavam fora dos limites de tolerância de acordo com a norma 13971. A menor perda de torque efetivo (4,5°) resultou da

combinação do Speed (0.022") com fio 0.020" x 0.025". A maior perda de torque efetivo (11,7°) resultou da combinação do Damon II com arco 0,019" x 0,025". O autor concluiu que a precisão da dimensão relatada pelos fabricantes não é garantida e uma perfeita finalização ainda requer correções do ortodontista(JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010).

Em estudo, Archambault(ARCHAMBAULT et al., 2010), teve como objetivo avaliar os efeitos quantitativos da expressão do torque variando o tamanho do slot dos bráquetes ortodônticos metálicos e a dimensão do fio de aço inoxidável para analisar as limitações do método experimental utilizado. Foram avaliados estudos in vitro de medição da expressão do torque em bráquetes convencionais e autoligáveis metálicos com um aparelho de medição do torque, usando fios de aço inoxidável retos, sem mecânica de segunda ordem e sem alças, dobras ou fios auxiliares e foram submetidos a um processo de revisão sistemática. Como resultado, 11 artigos foram selecionados. A comparação direta de diferentes estudos foi limitada pelas diferenças nos aparelhos de medição utilizados e os parâmetros medidos. Baseado nos estudos selecionados, em um bráquete metálico, slot 0,018", o ângulo de encaixe mudou de 31° com um arco 0,016" x 0,016" de aço inoxidável para 4,6° com arco de aço inoxidável 0,018" x 0,025". Em um bráquete de aço inoxidável, slot 0,022", o ângulo de encaixe muda de 18° com um arco de aço inoxidável 0,018" x 0,025" para 6° com um arco de aço inoxidável 0,021" x 0,025". Bráquetes 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" x 0,025" em um slot de 0,022". O autor concluiu que o ângulo de encaixe depende da dimensão e forma do arco, bem como da dimensão do slot do bráquete, e é variável e maior do que os valores teóricos publicados. O torque efetivo clinicamente pode ser alcançado em um slot 0,022" com torque de 15° a 31° para autoligáveis ativos e de 23° a 35° para passivos com um fio de aço inoxidável 0,019" x 0,025".

Em outro estudo, Archambault A(ARCHAMBAULT et al., 2010) comparando a expressão de torque entre três ligas comumente empregadas: aço inoxidável, b-Ti e NiTi, o autor concluiu que em ângulos de torques baixos, quando o fio não está totalmente encaixado no slot, as diferenças na expressão do torque entre os fios não

são estatisticamente significativas. Isto é particularmente notável em ângulos de torque de 12° ou menos. Em qualquer ângulo de expressão com torque significativo (24° ou mais), os fios de aço inoxidável apresentam, aproximadamente de 1,5 a 2 vezes a expressão do torque do TMA e de 2,5 a 3 vezes a do fio NiTi. Em ângulos de torque muito altos, acima de 40°, com um fio rígido como o aço inoxidável, há um risco de perda da expressão do torque em certos tipos de bráquetes. Neste experimento, os bráquetes Speed perdem torque linear em ângulos muito altos.

Os bráquetes autoligáveis passivos produzem menor resistência friccional, entretanto, esse menor atrito pode resultar em uma maior perda do controle de torque (BUDD; DASKALOGIANNAKIS; TOMPSON, 2008; EHSANI et al., 2009). Isso pode ser a causa de Miles, Weyant e Rustveld (MILES; WEYANT; RUSTVELD, 2006) terem encontrado que, para os bráquetes Damon, o início do tratamento foi menos doloroso, devido aos fios menos calibrosos, mas substantivamente mais doloroso que com os convencionais, quando o segundo fio foi inserido, devido à menor liberdade deste na canaleta (SATHER, 2011).

Major, T.W. (MAJOR et al., 2011) investigou os efeitos mecânicos do torque entre 3 tipos de bráquetes (In-Ovation, Speed e Damon Q) com o objetivo de determinar magnitudes de torque, a variação dos ângulos e a folga do torque. Concluiu que não houve expressão de torque nos diferentes bráquetes seguido de aumento linear do torque e torque não linear crescente em ângulos superiores a 40°. Bráquetes Speed, presumidamente com a porta do bráquete parcial ou totalmente aberta, em 16 de 30 amostras, resultou em perda substancial do torque com ângulos elevados. Com ângulos de torque de 24° ou menos, todas as 3 marcas exibiram torques de semelhantes magnitudes, não havendo diferença estatisticamente significativa. Em ângulos maiores, o In-Ovation teve a maior expressão do torque, seguido pelo Damon Q e depois o Speed. O bráquete Speed apresentou maiores variações na expressão do torque de um bráquete para outro. Os bráquetes apresentaram ângulo de encaixe 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 34Nmm. Além da expressão do torque, o autor avaliou a deformação plástica e elástica com os três tipos de bráquetes autoligáveis. O In-Ovation R apresentou a menor deformação ao torque dos três bráquetes investigados. Damon Q e Speed,

em média, tiveram, respectivamente, 2,5 e 14 vezes maior deformação plástica, do que In-Ovation R. A utilização da estatística usada nesta pesquisa é suportada por meio de testes de normalidade dos dados com o teste de Kolmogorov-Smirnov. Para determinar se houve uma diferença estatisticamente significativa entre os bráquetes, um pacote estatístico (versão 17.0, SPSS, Chicago, Ill) foi usado para realizar análise de variância (ANOVA).

O objetivo desse estudo foi determinar a quantidade de torque expresso por vários bráquetes autoligáveis e avaliar a influencia do clipe ativo. O autor usou uma amostra de cinco grupos com nove bráquetes diferentes, sendo sete autoligáveis (Damon III, In-Ovation R, Oyster, Quick, SmartClip, Speed e Time), um bráquete estético cerâmico de baixa fricção, Mystique e um convencional, Mini-Mono ligado com ligaduras elásticas. Uma distribuição normal de acordo com o teste de Kolmogorov-Smirnov foi encontrada para os resultados de máximo torque e para a análise da variância usou-se o Tukey com nível de significância de  $p \leq 0.05$ . Como nem todos os bráquetes mostraram a força do clipe com distribuição normal de acordo com Kolmogorov-Smirnov, um teste não paramétrico usando Mann-Whitney foi usado para calcular o torque vestibular e lingual. As dimensões dos slots 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" x 0.025" e todos os bráquetes ativos medidos em configuração aberta e fechada para avaliar a influência do clipe do autoligável. As dimensões dos slots foram medidas opticamente e comparadas à expressão do torque. Como resultados, momentos entre 3.1Nmm e 22.6Nmm foram observados em um ângulo de 30° entre arco e slot. A quantidade de torque gerada pelo clipe ativo do bráquete autoligável ativo foi aproximadamente 1 Nmm. A dimensão do slot variou de 0.0222" (0.5363mm) para 0.0241" (0.613mm). O autor concluiu que a diferença entre a ação do clipe do bráquete autoligável ativo e passivo não foi significativa e que a variação na dimensão do slot leva à expressão de diferentes torques entre os tipos de bráquetes de aproximadamente 2° e provavelmente, não é clinicamente significativa. Afirma que a quantidade de angulação necessária entre um arco de aço 0.019" x 0.025" e o slot do bráquete para expressar um momento de torque de 10 Nmm foi de 20° a 25° na maioria dos bráquetes e somente o Oyster e o Quick necessitou de um ângulo de torque maior. Finalmente, os resultados do presente estudo devem ser

---

considerados a partir de uma perspectiva clínica, sendo que o mecanismo básico dos bráquetes autoligáveis ativos ou passivos não irá resultar em diferenças clinicamente significativas na expressão de torque. Isto está de acordo com estudos anteriores (ARCHAMBAULT et al., 2010; BADAWI et al., 2008). Embora não haja nenhuma investigação clínica comparando a expressão do torque entre autoligáveis ativos e passivos, em um estudo recente do Pandis (PANDIS; ELIADES; BOURAUUEL, 2009), os autores não encontraram diferenças na expressão de torque quando compararam bráquetes convencionais e autoligáveis numa configuração clínica. Fatores como dimensão e material do arco, por outro lado, tem sido demonstrado ter maiores efeitos sobre a expressão de torque (BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012).

O momento de torque gerado pelas dobras de terceira ordem é importante para o movimento do dente. O objetivo deste estudo foi medir o momento de torque que pode ser gerado pelas várias combinações de bráquetes e fios no dente alvo. Bráquetes superiores de aço inoxidável com slots 0,018" e 0,022", dois tamanhos de fios de liga leve níquel-titânio (NiTi) e três tamanhos de fios de aço para cada bráquete foram utilizados, sendo os mesmos ligados com elastômeros ou amarrilhos metálicos. O momento de torque gerado pelas várias combinações fio-bráquete foi medido utilizando um medidor de torque. A análise estatística foi realizada através da análise de variância (testes de comparação múltipla e pós-hoc utilizando o teste de Tukey). O momento de torque aumentou com o aumento da torção e o aumento do calibre do fio. Não houve diferença significativa no momento de torque entre o aço e NiTi em ângulos menores ou maiores do que 40 graus. O momento de torque com ligadura de aço foi significativamente maior do que com a ligadura elástica utilizando fios de NiTi 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025" nos bráquetes com slots 0,018", e com espessura 0,017" x 0,025" e 0,019" x 0,025" com os fios de aço e NiTi nos bráquetes com slots 0,022". No entanto, não houve diferença significativa no momento de torque entre um ou outro método de ligação ao utilizar os fios equivalentes ao tamanho completo dos slots (HIRAI et al., 2012).

Mediante os estudos, questionamentos são levantados por vários autores, quanto à credibilidade em relação à prescrição dos fabricantes e quanto às diferenças na expressão do torque nas diferentes ligas metálicas, de acordo com as

---

diferentes marcas existentes no mercado, não existindo uma unanimidade de opiniões em relação às informações apresentadas até o momento na literatura.



---

---

# *3. Proposição*

---

---

### 3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi comparar a expressividade do torque entre três diferentes ligas metálicas: o aço inoxidável; as ligas de níquel-titânio (NiTi) e as ligas de beta-titânio(TMA), todas na espessura 0.019” x 0.025” em sistemas de bráquetes autoligáveis e convencionais. A seguinte hipótese de nulidade ( $H_0$ ) será testada: Não há diferença entre os momentos de torque gerados na canaleta dos sistemas de bráquetes autoligáveis e convencionais entre as três ligas metálicas.

---

---

# *4. Material e Métodos*

---

---

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 MATERIAL

A amostra utilizada nesta pesquisa *in vitro* será composta por três tipos de ligas metálicas mais usadas atualmente nas clínicas ortodônticas, o aço inoxidável, as ligas de níquel-titânio (NiTi) e as ligas de beta-titânio (TMA), todas na espessura 0.019" x 0.025" e dois tipos de bráquetes, sendo um autoligável, Damon MX da marca Ormco e um convencional, Roth Max da marca Morelli, como mostra a figura 3. A amostra foi distribuída da seguinte forma:

Tabela 1. Relação das ligas metálicas utilizadas no presente estudo.

TIPO DE LIGA	ESPESSURA	MARCA COMERCIAL	ORIGEM	LOTE
NiTi	0.019 x 0.025"	GAC	EUA	089993
TMA	0.019 x 0.025"	GAC	EUA	F0910158
Aço inoxidável	0.019 x 0.025"	Morelli	Brasil	1703012

Tabela 2. Relação de bráquetes utilizados no presente estudo.

MODELO	MARCA COMERCIAL	ORIGEM	CANALETA	QUANTIDADE	LOTE
Roth Max	Morelli	Brasil	0.022"	15	1703012
Damon MX	Ormco Corp.	EUA	0.022"	15	4944460

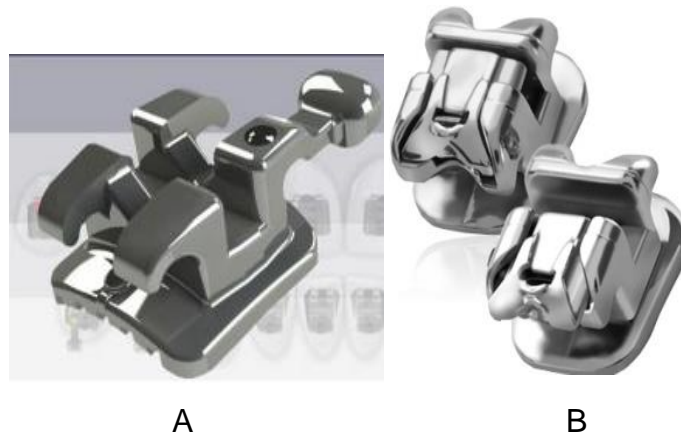


Figura 3: Bráquetes testados: A - Roth Max (Morelli), B - Damon MX (Ormco)

Com o intuito de não haver influência dos fabricantes no resultado final da pesquisa, todos os bráquetes utilizados na pesquisa foram comprados aleatoriamente no mercado.

Para desenvolver a pesquisa, foram utilizados os seguintes materiais:

- 30 bráquetes de Incisivo Central Superior Direito, de slot 0,022", sendo 15 Roth Max (Morelli) (lote 1720944) e 15 Damon MX (Ormco)(Part 4944460);
  - 100 segmentos de fios de aço inoxidável (Morelli, Sorocaba, SP, Brasil), com 3,5 cm de comprimento cada, de secção retangular, de dimensão 0,019" x 0,025" em formato de varetas (lote 1703012);
  - 100 segmentos de fios de Beta Titânio (TMA) (DENTSPLY GAC INTERNATIONAL), com 3,5 cm de comprimento cada, de secção retangular, de dimensão 0,019" x 0,025", em forma de varetas (lote F0910158).
  - 100 segmentos de fios de Nitinol (NiTi) (LOWLAND NITI NAT, DENTSPLY GAC INTERNATIONAL), com 3,5 cm de comprimento cada, de secção retangular, de dimensão 0,019" x 0,025", em forma de arco pré-contorneado,( lote 089993).
  - Cola Epóxi Araldite Hobby (Brascola Ltda, lote 1110000048).
  - Elástico ortodôntico para Ligadura (Morelli, Sorocaba, SP, Brasil) Modular/vermelho (lote 1701799).
-

## 4.2 MÉTODOS

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Qualidade Assegurada do Centro de Pesquisas das Indústrias Morelli (Sorocaba, SP, Brasil). Um dispositivo foi desenvolvido para a execução dos testes de torção do fio/bráquete, que transmitiu os dados para uma Máquina Universal de Ensaios, (Emic DL2000).

O sistema foi capaz de manter o alinhamento tanto na vertical como na horizontal entre o fio e o bráquete, possibilitando a aplicação e controle da torção de um fio ortodôntico. O dispositivo possibilita o isolamento e a mensuração do momento de torque gerado por ativações de terceira ordem no fio (torção) e permite medir as forças e os momentos para assegurar que eles estão o mais próximo de zero possível, e como resultado, pode-se gerar e medir o torque ortodôntico puro. (Fig. 4)

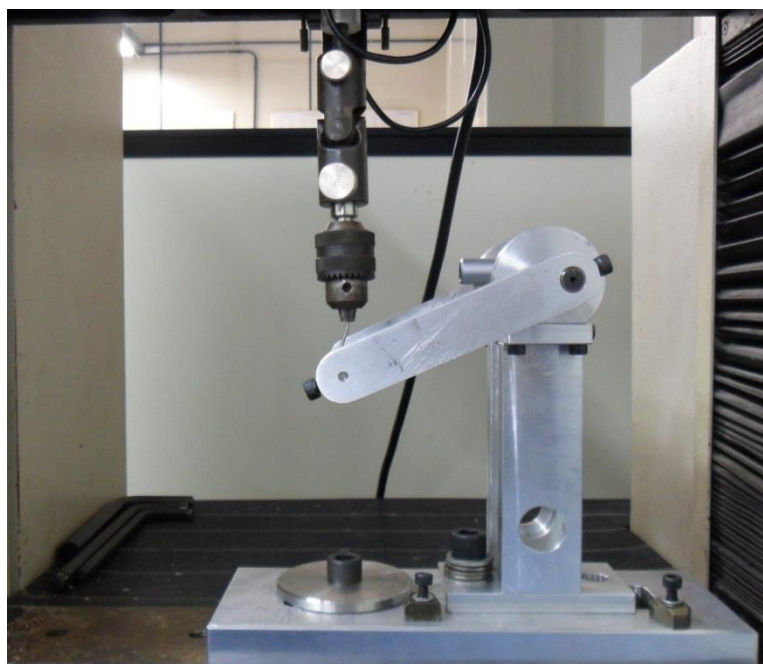


Fig. 4- Dispositivo de ensaio de torção de fios no bráquete

O dispositivo para ensaios de torção de fios no bráquete (Fig. 4) foi utilizado para medir o ângulo de torção do fio em graus e tem uma escala de 360° de rotação, com uma definição de 0,05° (fração unitária de precisão da escala, especificada pelo fabricante). Possui uma base cilíndrica para adaptar e fixar o bráquete e prender o fio, de modo que o sistema fique alinhado e assegure uma perfeita rotação do fio em

---

---

torno do seu eixo longitudinal. Para isso, o dispositivo de torção tem uma montagem que garante um alinhamento perfeito entre o arco e o slot do bráquete. A movimentação (subida) do cabeçote móvel da Máquina Universal de Ensaio é transmitida para o dispositivo de torção. O sistema permite a conversão do movimento retilíneo em movimento angular. Os dados foram inseridos num script de ensaios (programa).

Foram fabricados cilindros metálicos de aço inoxidável de 4 cm de comprimento e aproximadamente 1cm de diâmetro para neles serem colados os acessórios e serem realizados os ensaios. Na superfície da base deste cilindro foram feitas ranhuras para melhor adesão dos bráquetes (Figura 5). Antes de ser encaixado no dispositivo de ensaios, o bráquete foi preso ao cilindro com fio de amarrilho de aço com o objetivo de reforçar o sistema, dificultando a soltura do bráquete, conforme mostra as figuras 5 e 6.



Figura 5: Cilindro metálico com ranhuras para adaptação dos bráquetes.

Bráquetes de Incisivo Central Superior Direito de 2 marcas distintas (totalizando 30 bráquetes) foram incluídos no estudo (Roth Max, Morelli, Brasil e Damon MX, Ormco, EUA) e colados em cilindros de aço inoxidável, representados, respectivamente, nas figuras 6 e 7.

---

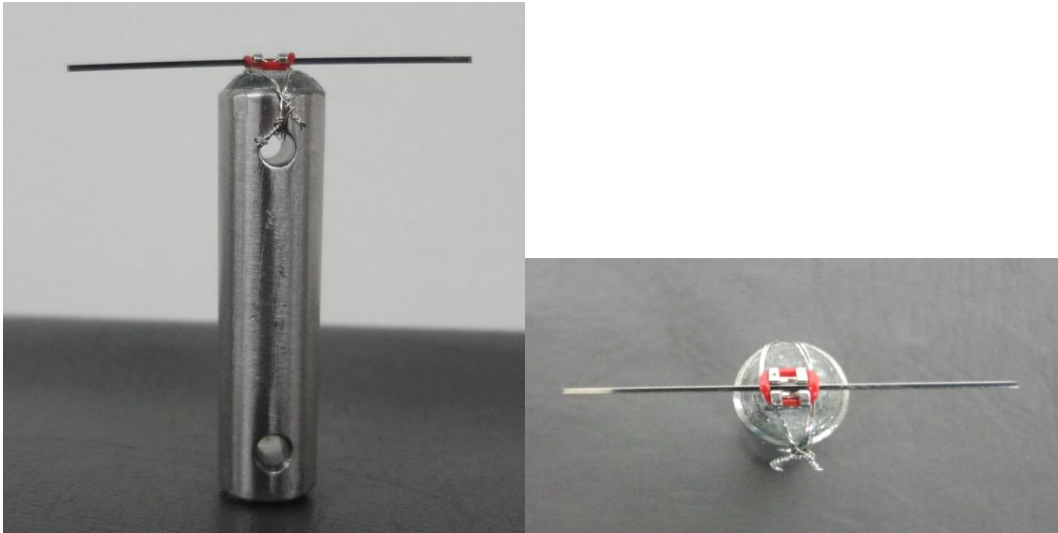


Fig. 6 Bráquete Roth Max colado em cilindro - vista lateral e superior

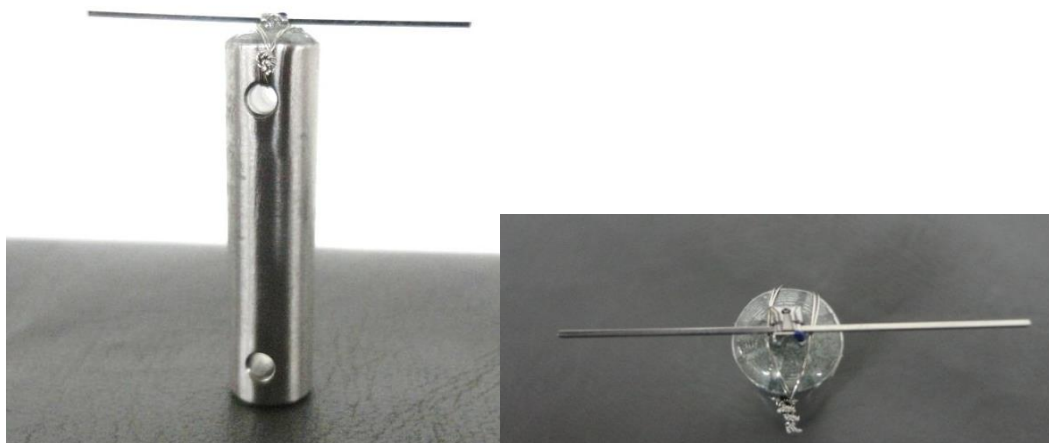


Fig.7- Braquete Damon MX colado em cilindro - vista lateral e superior

Foram testados alguns adesivos, porém a cola Epóxi Araldite Hobby (Brascola Ltda, lote 1110000048) foi a que obteve melhor resistência aos esforços na grande maioria dos ensaios, porém foi necessário esperar de 2 a 5 dias para a secagem completa para se obter maior rigidez.





Figura 8: Dispositivo de colagem com calibrador

Para manipulação da cola, porções iguais do componente A e do componente B foram manipuladas e aplicadas à base de cada cilindro para nela colar o bráquete. Este foi auxiliado por meio de um dispositivo de montagem de modo que o torque da prescrição não afetasse a colagem e os ensaios. (Figura 8)

A prescrição do torque dos bráquetes não afetou o nosso método visto que a posição ZERO de torque foi usada como base de referência para todos os bráquetes testados. O calibrador foi encaixado no slot do bráquete para o alinhamento méso-distal de forma a neutralizar o torque e angulação pré-existentes. Para obter adesão suficiente, o calibrador somente foi removido 15 minutos após a colagem. (Figura 09)

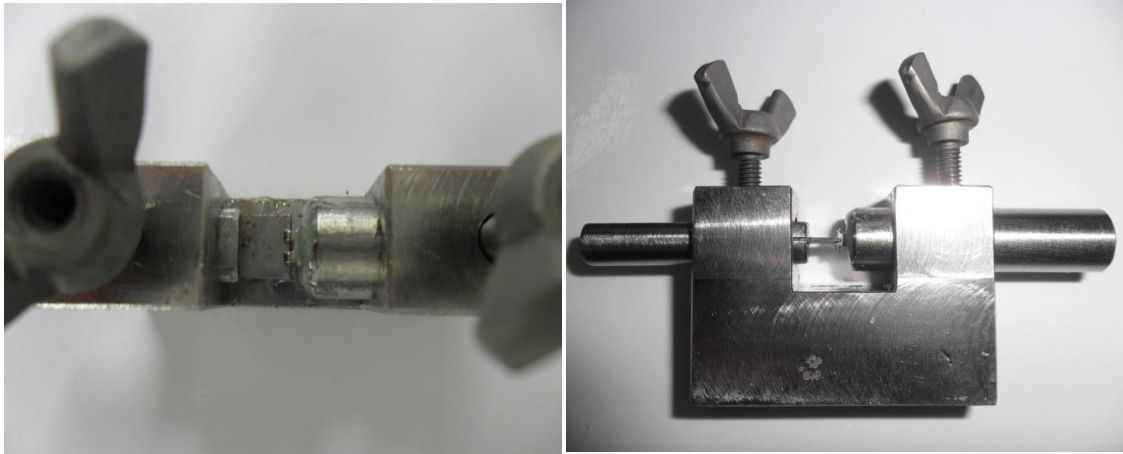


Fig. 09- Protocolo de colagem do bráquete no cilindro para neutralizar o torque inicial

Antes de encaixar o cilindro ao dispositivo checka-se o nivelamento do dispositivo para garantir que se obtenha um torque inicial próximo de zero (Fig. 10).

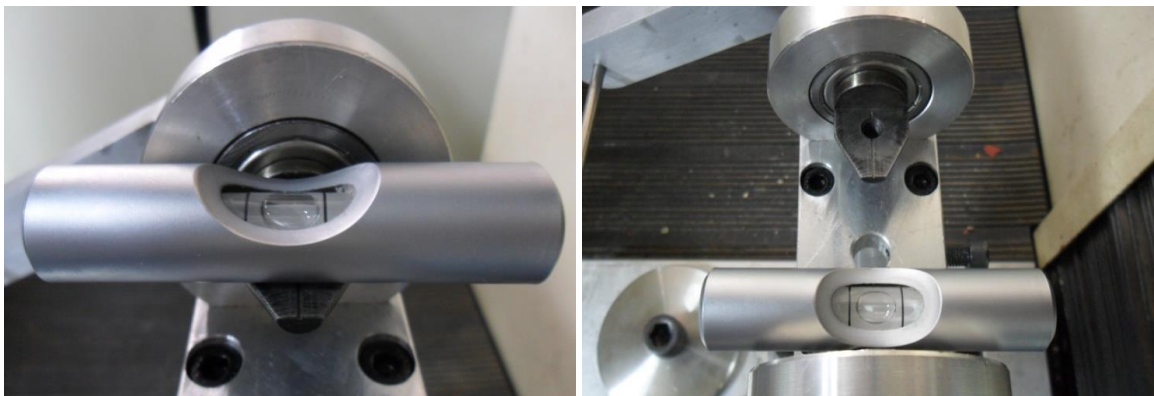


Fig. 10-Nivelamento do dispositivo

O dispositivo para ensaios de torção de fios e bráquetes possui uma base para adaptação dos cilindros em que os bráquetes foram colados para realizar os ensaios. Para estabilização do fio, dois outros suportes foram parafusados, um de cada lado do dispositivo, permitindo ao sistema permanecer alinhado e assegurar uma perfeita rotação do fio em torno do seu eixo longitudinal como mostra a Figura 11.

---

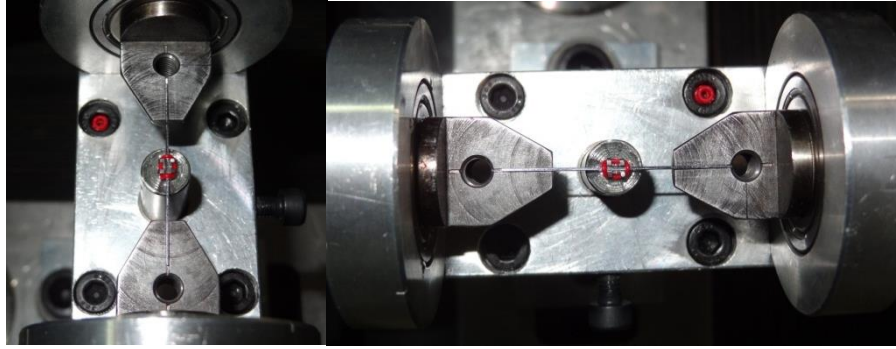


Figura 11: Base para adaptação do cilindro, mostrando o alinhamento do sistema.

Observa-se que em suas extremidades existe uma ranhura para direcionar o assentamento do fio quando este se encaixa no slot como mostra a Figura 12.

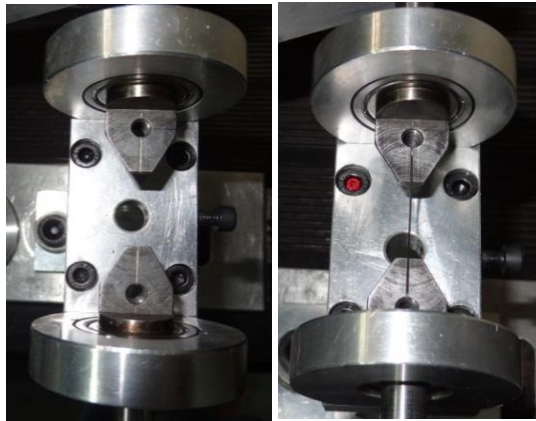


Figura 12: Ranhura direcionadora do fio

Antes de começar 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 13).

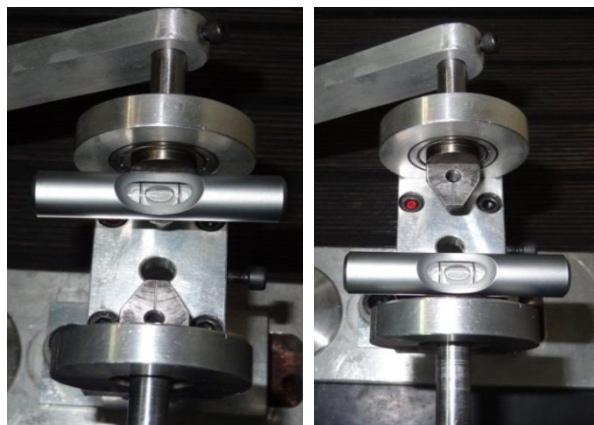


Figura 13: Nivelamento (Nível de Bolha)

A cada ensaio, a máquina foi zerada no sistema, e novo nivelamento foi efetuado com o intuito de evitar torques e forças residuais do ensaio anterior. Após esse processo, o ensaio foi reiniciado, adaptando o cilindro com o bráquete na base do dispositivo, e inserindo o segmento de fio no bráquete a ser testado. O sistema foi preso por meio de parafusos de modo a não ocorrer deslocamentos ou deslizamentos no conjunto, a fim de que os resultados obtidos não fossem influenciados pela movimentação do sistema.

Através de uma haste articulada, como mostra a figura 14, A movimentação (subida) do cabeçote móvel da Máquina Universal de Ensaio é transmitida para o dispositivo de torção.

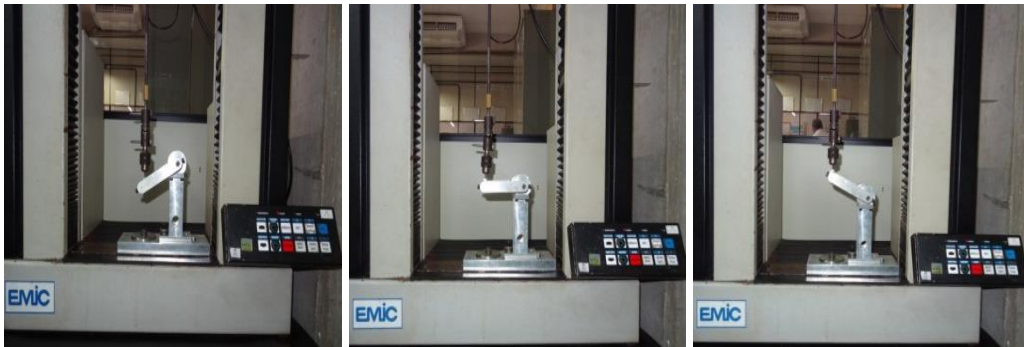


Figura 14: Movimentação do dispositivo

Cada combinação bráquete/fio foi testada 10 vezes, e para cada torção, um segmento de fio diferente foi inserido. As combinações foram testadas em diferentes angulações:  $12^\circ$ ,  $24^\circ$ ,  $36^\circ$  e  $48^\circ$ , sendo que para cada ângulo de torção, foi avaliado o *momento de força* na grandeza “Nmm”(Newton x milímetro).

O dispositivo de torção é constituído por um duplo braço de torção medindo 100 mm cada um, o que permite a conversão do movimento da haste articulada em movimento circular de raio igual a 100 mm (Fig. 15).



Figura 15: Dispositivo de torção antes e depois da torção realizada

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

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

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

$$\text{Diâmetro da Circunferência traçada} = 200 \text{ mm}$$

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

$$\text{Comprimento da Circunferência} = 200 \times 3,1416 = 628,32 \text{ mm}$$

Logo, o Comprimento da Circunferência, ou seja, o Perímetro da Circunferência é de 628,32 mm.

$$L = \text{Comprimento do arco de circunferência, correspondente ao ângulo } \theta.$$

$$D = 2 \times r = \text{Diâmetro da circunferência.}$$

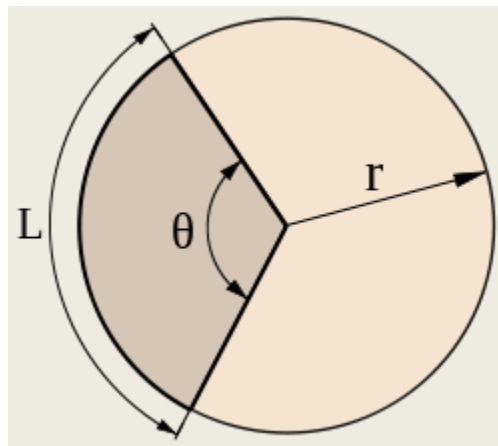


Figura 16 – Desenho esquemático para calcular o comprimento do arco da circunferência (L)

Perímetro da Circunferência	Medida Angular da Circunferência
$\pi \times D$	$360^\circ$
L	$\theta$

Tabela 3. Medidas lineares e angulares da circunferência

$$\theta \times \pi \times D = L \times 360^\circ$$

$$\theta = (L \times 360^\circ) / (\pi \times D)$$

$$\theta = (L \times 360^\circ) / (200 \times 3,1416) \text{ Logo teremos:}$$

$$\theta = (L \times 360^\circ) / 628,32$$

$$L \times 360 = \theta \times 628,32$$

$$L = 50 \times 628,32 \setminus 360$$

$$L = 87,27 \text{ mm}$$

O deslocamento da haste metálica da máquina provoca um avanço circular de um ângulo  $\theta$  no arco traçado pelos braços de torção. Há um sensor que capta as forças e os torques aplicados, bem como o ângulo de torção, e transfere eletronicamente em forma de dados a um computador, de forma que o mesmo possa 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.

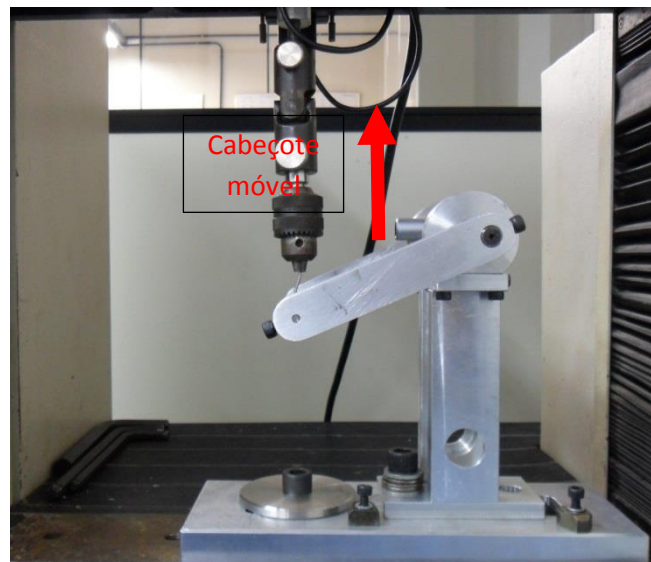


Fig. 17: Cabeçote móvel da Máquina de Ensaio Universal

A movimentação (subida) do cabeçote móvel da Máquina Universal de Ensaio é transmitida para o dispositivo de torção (seta vermelha) conforme mostra

figura 17. O Torque é aplicado simultaneamente mediante uma força rotativa transmitida às duas extremidades. Isto faz com que não haja escorregamento na torção em nenhuma das extremidades, portanto o torque é o mesmo nos dois lados (Extremos), sendo que cada ângulo torcional aplicado é totalmente transferido sem nenhum escorregamento. (Figura 18 A e B)

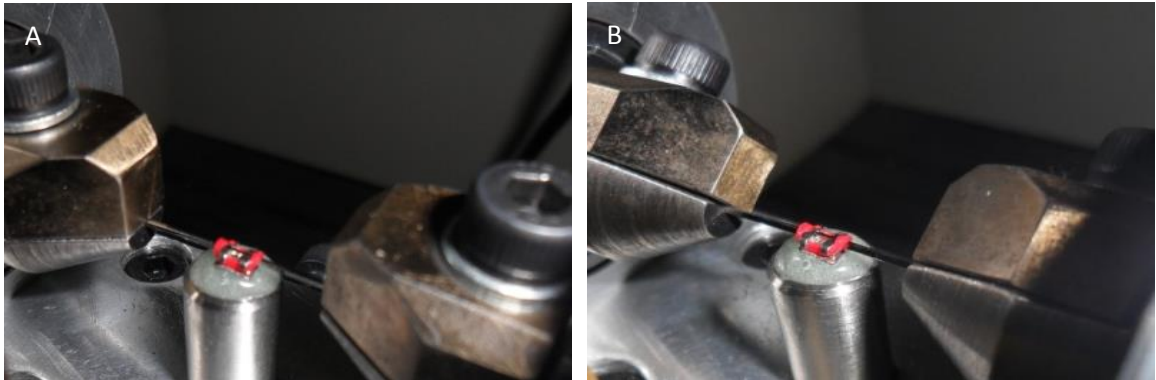


Fig.18 A- Início do ensaio (torque 0°), B - Fim do ensaio (torque 48°).

Um estudo piloto foi realizado para verificar a quantidade de fios que poderiam sofrer torção em um mesmo bráquete sem danificá-lo. Usou-se o fio de aço, por ser o mais rígido, em uma angulação de 48°, a maior usada para os testes. Os testes foram realizados nos 2 bráquetes, convencional e autoligável, da mesma forma, por 10 vezes com o mesmo bráquete, usando fios diferentes e todos apresentaram resultados semelhantes, sendo constatado que o bráquete não sofreu nenhuma deformação.

Sabendo-se que os fios de NiTi exibem efeito memória de forma induzido termicamente, apresentando maleabilidade em temperaturas mais baixas e retornando à configuração inicial, com aumento da rigidez, quando aquecidos a temperaturas próximas à bucal, ao realizar os testes com os fios de NiTi utilizou-se um aparelho aquecedor de ambiente com a finalidade de manter a temperatura por volta de 37°C, próxima à temperatura bucal, como mostra a figura 19.

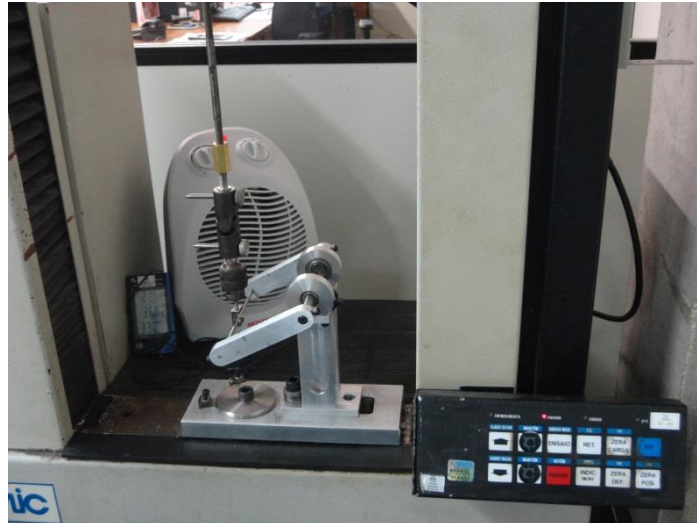


Fig. 19- Termostato para manter a temperatura próxima a 37°C.

Os ensaios avaliaram a expressão do torque das diferentes ligas metálicas individualmente, cada uma com o bráquete convencional e com o bráquete autoligável e posteriormente, esses dados foram analisados e comparados estatisticamente para a conclusão da pesquisa.

Para complementar e justificar os resultados, foram medidas as alturas dos slots dos bráquetes envolvidos na pesquisa, uma vez que esta variável influencia no momento de torque gerado na canaleta, como mostra a figura 20. Utilizou-se para medição um Projetor de Perfil (Starrett VB 300), que é um dos equipamentos mais confiáveis para este tipo de medição.



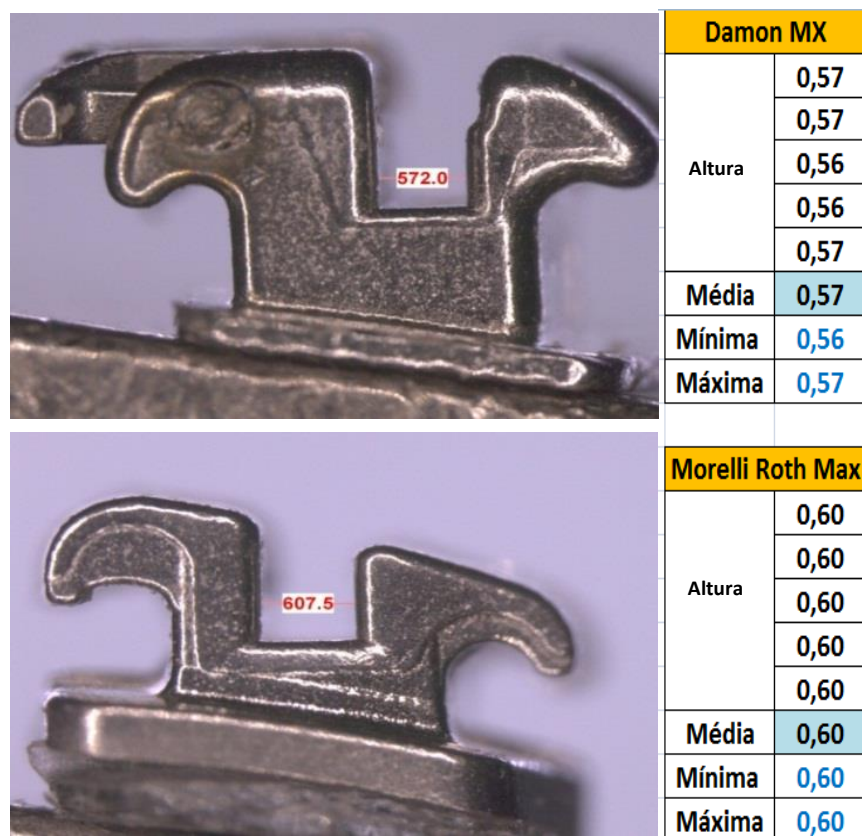


Figura 20 – Medida das alturas dos slots do bráquete Damon MX e Roth Max

### 4.3. Análise estatística

Para analisar se houve influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado foi utilizado o método estatístico ANOVA a dois critérios.

Foi utilizado o teste ANOVA a um critério para comparar os momentos de torque gerados entre as 3 ligas metálicas (Aço, TMA e NiTi) nas torções de 12°, 24°, 36° e 48° nos dois sistemas de bráquetes utilizados.

Para comparar os dois sistemas de bráquetes convencional e autoligável com cada liga (Aço, TMA e NiTi) nas torções de 12°, 24°, 36° e 48° foi utilizado o teste t independente.

Para estimar o momento de torque gerado no acessório ortodôntico em função da torção realizada no fio, em cada liga metálica avaliada e em cada sistema de bráquete, foi realizada a análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente.

Toda a análise estatística foi realizada com o programa *Statistica for Windows*. Foram considerados estatisticamente significantes resultados com valor de  $p < 0,05$ .

---

---

---

# *5. Resultados*

---

---

## 5. RESULTADOS

Foram medidas as alturas dos slots dos bráquetes envolvidos na pesquisa, uma vez que esta variável influencia no momento de torque gerado na canaleta, como mostra a tabela 04.

TABELA 04 – Comparativo das medidas das alturas dos slots dos bráquetes Damon Mx e Roth Max:

Bráquete	Média	D.P.	Mínima	Máxima
Damon MX N=5	0,57mm	0,01mm	0,56mm	0,57mm
Roth Max N=5	0,60mm	0,00mm	0,60mm	0,60mm

Para analisar se houve influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado foi usado o método estatístico ANOVA a dois critérios, como mostra as tabelas 5, 6, 7 e 8.

Tabela 5: Método estatístico Anova a dois critérios para analisar a influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado quando o fio foi submetido a uma torção de 12°.

12°

Source of variation	SS	DF	MS	F	P
Liga	404,31	2	202,16	40,809	<b>0,0000*</b>
Braquete	2,33	1	2,33	0,470	0,4935
Interação	101,80	2	50,90	10,275	<b>0,0000*</b>
Erro	1456,40	294	4,95		

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

Tabela 6: Método estatístico Anova a dois critérios para analisar a influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado quando o fio foi submetido a uma torção de 24°.

24°

Source of variation	SS	DF	MS	F	P
Liga	17551,16	2	8775,58	1690,85	<b>0,0000*</b>
Braquete	22,91	1	22,91	4,41	<b>0,0364*</b>
Interação	55,15	2	27,58	5,31	<b>0,0054*</b>
Erro	1525,88	294	5,19		

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

Tabela 7: Método estatístico Anova a dois critérios para analisar a influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado quando o fio foi submetido a uma torção de 36°

36°

Source of variation	SS	DF	MS	F	P
Liga	58336,1	2	29168,0	4983,63	<b>0,0000*</b>
Braquete	27,1	1	27,1	4,63	<b>0,0323*</b>
Interação	195,4	2	97,7	16,70	<b>0,0000*</b>
Erro	1720,7	294	5,9		

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

Tabela 8: Método estatístico Anova a dois critérios para analisar a influência da liga, do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado quando o fio foi submetido a uma torção de 48°.

48°

Source of variation	SS	DF	MS	F	P
Liga	135929,2	2	67964,6	8614,45	<b>0,0000*</b>
Braquete	67,3	1	67,3	8,53	<b>0,0037*</b>
Interação	129,4	2	64,7	8,20	<b>0,0003*</b>
Erro	2319,5	294	7,9		

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

Os resultados do método estatístico ANOVA a 2 critérios revelaram que houve influência tanto da liga quanto do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado nas torções avaliadas (24°, 36° e 48°), com exceção da torção de 12° em que a influência do bráquete não foi significativa, apenas a liga e a interação liga\bráquete influenciaram no momento de torque gerado (TABELAS 5, 6,7 e 8).

Foi utilizado o teste ANOVA a um critério para comparar os momentos de torque gerados entre as 3 ligas metálicas (Aço, TMA e NiTi) nas torções de 12°, 24°, 36° e 48° nos dois sistemas de bráquetes utilizados, com mostra tabelas 9 e 10.

\* Toda a análise estatística foi realizada com o programa *Statistica for Windows*<sup>1</sup>. Foram considerados estatisticamente significantes resultados com valor de  $p < 0,05$ .

Tabela 9: Teste Estatístico ANOVA a um critério para avaliar o comportamento das ligas de aço, TMA e NiTi no sistema de bráquetes convencionais, ROTH Max, Morelli.

Variáveis	Aço	TMA	NiTi	P
	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	
12°	10,00 (4,09) A	5,26 (1,42) B	5,74 (1,03) B	<b>0,0000*</b>
24°	26,35 (4,66) A	11,22 (2,32) B	8,50 (2,24) C	<b>0,0000*</b>
36°	45,28 (3,95) A	29,37 (2,36) B	13,71 (2,20) C	<b>0,0000*</b>
48°	71,99 (3,89) A	33,26 (2,61) B	23,46 (2,35) C	<b>0,0000*</b>

Os resultados da tabela 9 mostram que o momento de torque gerado pelas três ligas no sistema convencional em todas as angulações foi similar e foi estatisticamente significativa. Aos 12° o fio de aço apresentou um momento de torque maior no valor de 10,00N.mm comparado com o TMA de 5,26N.mm que foi menor do que o NiTi de 5,74N,mm, embora os dois últimos não sejam significantes. Nas angulações maiores, que são torques clinicamente efetivos, os resultados foram significantes, com o aço expressando mais o torque, seguido pelo TMA e o NiTi gerando um momento de torque menor por ser um fio que apresenta menor dureza e maior flexibilidade. Acima de 24°, angulação que é clinicamente utilizável, o aço expressou um momento de torque por volta de duas vezes maior que o TMA e três vezes maior que o NiTi.

Tabela 10: Teste estatístico ANOVA a um critério para avaliar o comportamento das ligas de aço, TMA e NiTi no sistema de bráquetes autoligáveis, Damon MX.

Variáveis	Aço	TMA	NiTi	P
	Média (D.P.)	Média (D.P.)	Média (D.P.)	
12°	8,16 (3,96) A	4,91 (1,66) B	4,24 (1,66) B	<b>0,0000*</b>
24°	26,23 (3,12) A	12,94 (1,47) B	8,19 (2,02) C	<b>0,0000*</b>
36°	45,73 (3,39) A	22,25 (1,23) B	13,26 (1,98) C	<b>0,0000*</b>

48°	73,17 (4,19) A	36,06 (1,23) B	23,57 (1,97) C	<b>0,0000*</b>
-----	----------------	----------------	----------------	----------------

Os resultados da tabela 10, ANOVA a um critério para avaliar o comportamento das ligas com o sistema de bráquete autoligável (Damon), mostram que em todas as angulações o comportamento foi similar e foi estatisticamente significativo, com o aço expressando mais o torque, seguido pelo TMA e o NiTi gerando um momento de torque menor por ser um fio que apresenta menor dureza e maior flexibilidade. Aos 12° o fio de aço apresentou um momento de torque maior no valor de 8,16 N.mm comparando com o TMA de 4,91 N.mm que foi maior do que o NiTi de 4,24N,mm, porém estatisticamente não significando comparando os dois últimos resultados. Acima de 24°, o aço expressou um momento de torque por volta de mais de 2 vezes maior que o TMA e 3 vezes maior que o NiTi.

Para comparar os dois sistemas de bráquetes convencional e autoligável com cada liga (Aço, TMA e NiTi) nas torções de 12°, 24°, 36° e 48° foi utilizado o teste t independente como mostra as tabelas 11, 12 e 13.

Tabela 11: Teste estatístico t independente para avaliar o comportamento do fio de aço entre os dois sistemas.

Variáveis	Roth (N=50)		Damon (N=50)		P
	Média	d.p.	Média	d.p.	
12°	10,00	4,09	8,16	3,96	<b>0,0252*</b>
24°	26,35	4,66	26,23	3,12	0,8857
36°	45,28	3,95	45,73	3,39	0,5461
48°	71,99	3,89	73,17	4,19	0,1476

Avaliando o comportamento do fio de aço nos dois sistemas (Tabela 11), pode-se observar que aos 12°, o fio de aço apresentou um momento de torque de 10,00 N.mm para o Roth e 8,16 N.mm para o Damon, sendo esse resultado estatisticamente significativo, mostrando uma maior expressão do torque do sistema convencional em relação ao autoligável. Os resultados mostram que o

comportamento do fio de aço é semelhante nos dois sistemas em angulações acima de 24°.

Tabela 12: Teste estatístico t independente para avaliar o comportamento do fio de TMA entre os dois sistemas de bráquetes: convencional, Roth Max da Morelli e autoligável, Damon MX da Ormco.

Variáveis	Roth (N=50)		Damon (N=50)		P
	Média	d.p.	Média	d.p.	
12°	5,26	1,42	4,91	1,66	0,2570
24°	11,22	2,32	12,94	1,47	<b>0,0000*</b>
36°	19,37	2,36	22,25	1,23	<b>0,0000*</b>
48°	33,26	2,61	36,06	1,23	<b>0,0000*</b>

A tabela 12 mostra que o fio de TMA comportou-se de maneira diferente do aço e do NiTi não apresentando diferença significativa na angulação de 12°, expressando um momento de torque de 5,26N.mm para o Roth e 4,91N.mm para o Damon. Nas outras angulações (24°, 36° e 48°) o fio de TMA se comportou de maneira diferente em relação à angulação de 12°, apresentando um momento de torque maior para o Damon.

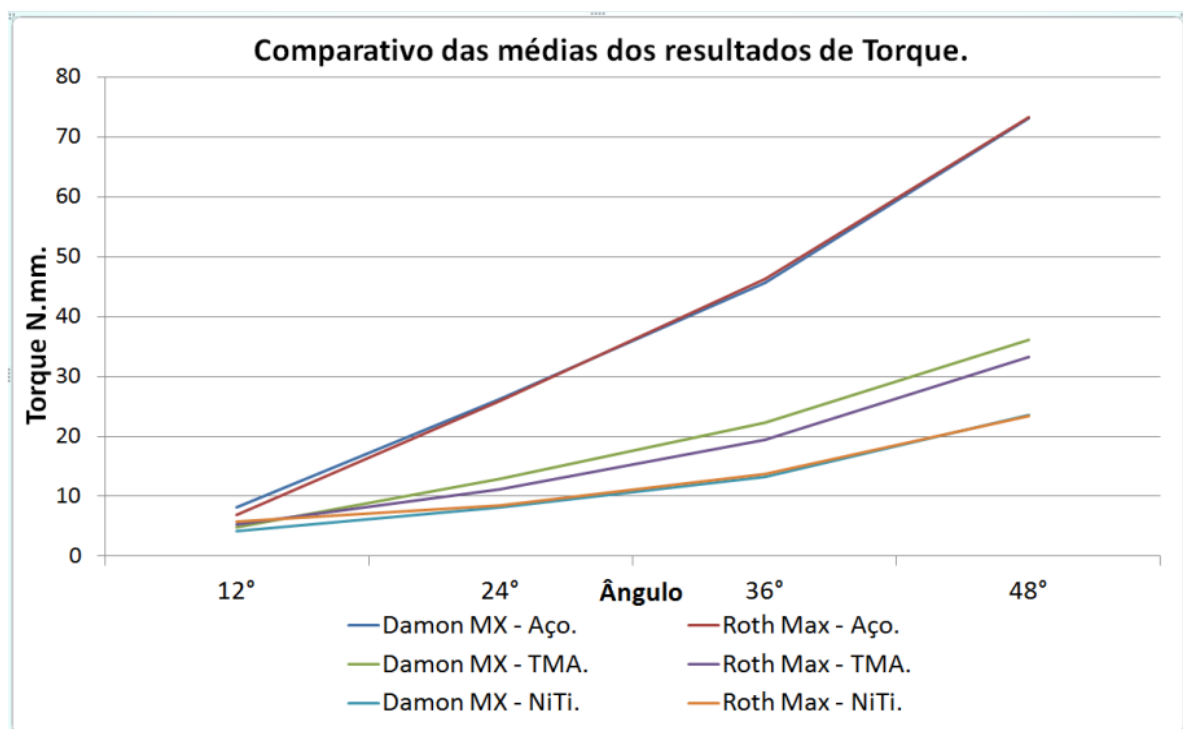
Tabela 13: Teste estatístico t independente para avaliar o comportamento do fio de NiTi entre os dois sistemas de bráquetes: convencional, Roth Max, e autoligáveis, Damon MX.

Variáveis	Roth (N=50)		Damon (N=50)		P
	Média	d.p.	Média	d.p.	
12°	5,74	1,03	4,24	1,66	<b>0,0000*</b>
24°	8,50	2,24	8,19	2,02	0,4717
36°	13,71	2,20	13,26	1,98	0,2827
48°	23,46	2,35	23,57	1,97	0,8152



Os resultados da tabela 13 mostram que o fio de NiTi comportou-se semelhante ao fio de aço não apresentando diferença significativa entre os dois sistemas de bráquetes convencional e autoligável, com exceção da angulação de 12° onde expressou um momento de torque de 5,74N.mm para o Roth Max e 4,24N.mm para o Damon. Nas outras angulações, os momentos de torque gerados pelo fio de NiTi nos dois sistemas de bráquetes foram muito próximos não havendo diferença significativa, o que mostra que os dois sistemas se comportam da mesma maneira em relação ao fio de NiTi quando se avalia o momento de torque gerado.

Gráfico 1- Gráfico comparativo das médias dos resultados das angulações com os respectivos momentos de torque de cada fio com os dois sistemas de bráquetes.



Para estimar o momento de torque gerado no acessório ortodôntico em função da torção realizada no fio, em cada liga metálica avaliada e em cada sistema de bráquete, foi realizada a análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente como mostra as tabelas 14, 15, 16, 17, 18 e 19.

Tabela 14 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema Convencional com fio de aço).

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	T	p
Intercepto			-12,82	0,85	-15,04	0,0000
Torção no fio	0,9779	0,01	1,71	0,03	65,84	0,0000

$$R^2 = 0,9561$$

A variação do momento de torque do bráquete convencional pode ser explicada pela torção do fio de aço em 95,61%.

Com a equação gerada pela regressão linear foi possível calcular os ângulos iniciais de torque, a partir do qual o momento de torque começa a ser expresso, partindo de um momento de torque igual a zero, como explica a equação:

$$MT = B(I) + B(T).AT, \text{ onde:}$$

MT= Momento de Torque

B(I) = B do Intercepto

B(T)= B da Torção no fio

AT = Ângulo de Torque

$$MT = B(I) + B(T).AT$$

$$0 = -12,82 + 1,71.AT$$

$$AT = 12,82 : 1,71$$

$$AT = 7,49^\circ$$

Sendo 7,49° o ângulo a partir do qual o fio de aço 0,019" X 0,025" começa a gerar momento de torque no bráquete convencional com slot 0,022".

TABELA 15 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema autoligável com aço).

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	T	P
Intercepto			-15,30	0,77	-19,96	0,0000
Torção no fio	0,9836	0,01	1,79	0,02	76,93	0,0000

$$R^2 = 0,9672$$

A variação do momento de torque do bráquete autoligável pode ser explicada pela torção do fio de aço em 96,72%.

$$MT = B(I) + B(T).AT$$

$$0 = -15,30 + 1,79.AT$$

$$AT = 15,30 : 1,79 = 8,54^\circ$$

Sendo  $8,54^\circ$  o ângulo a partir do qual o fio de aço  $0,019'' \times 0,025''$  começa a gerar momento de torque no bráquete autoligável com slot  $0,022''$ .

TABELA 16 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema Convencional com fio de TMA).

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	T	P
Intercepto			-5,76	0,52	-11,04	0,0000
Torção no fio	0,9603	0,02	0,77	0,02	48,42	0,0000

$$R^2 = 0.9217$$

A variação do momento de torque do bráquete convencional pode ser explicada pela torção do fio de TMA em 92,17%.

$$MT = B(I) + B(T).AT$$

$$0 = -5,76 + 0,77.AT$$

$$AT = 5,76 : 0,77 = 7,48^\circ$$

Sendo  $7,48^\circ$  o ângulo a partir do qual o fio de TMA  $0,019'' \times 0,025''$  começa a gerar momento de torque no bráquete convencional com slot  $0,022''$ .

TABELA 17 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema autoligável com TMA).

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	T	P
Intercepto			-6,65	0.36	-18,68	0,0000
Torção no fio	0,9845	0,01	0,86	0.01	79,09	0,0000

$$R^2 = 0,9691$$

A variação do momento de torque do bráquete autoligável pode ser explicada pela torção do fio de TMA em 96,91%.

$$MT = B(I) + B(T).AT$$

$$0 = - 6,65 + 0,86.AT$$

$$AT = 6,65 : 0,86 = 7,73^\circ$$

Sendo  $7,73^\circ$  o ângulo a partir do qual o fio de TMA  $0,019'' \times 0,025''$  começa a gerar momento de torque no bráquete autoligável com slot  $0,022''$ .

---

---

TABELA 18– Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema Convencional com fio de NiTi).

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	T	P
Intercepto			-1,73	0,47	-3,72	0,0003
Torção no fio	0,9251	0,03	0,49	0,01	34,3	0,0000

$$R^2 = 0,8552$$

A variação do momento de torque do bráquete convencional pode ser explicada pela torção do fio de NiTi em 85,5%.

$$MT = B(I) + B(T).AT$$

$$0 = -1,73 + 0,49.AT$$

$$AT = 1,73 : 0,49 = 3,53^\circ$$

Sendo  $3,53^\circ$  o ângulo a partir do qual o fio de NiTi 0,019" X 0,025" começa a gerar momento de torque no bráquete convencional com slot 0,022".

TABELA 19 – Resultados da análise de regressão linear simples considerando o momento de torque como variável dependente (Sistema autoligável com NiTi).

Variável independente	Beta	Erro padrão Beta	B	Erro padrão B	T	P
Intercepto			-3,45	0,44	-7,86	0,0000
Torção no fio	0,9417	0,02	0,53	0,01	39,37	0,0000

$$R^2 = 0,8861$$

A variação do momento de torque do bráquete autoligável pode ser explicada pela torção do fio de NiTi em 88,61%.

$$MT = B(I) + B(T).AT$$

$$0 = -3,45 + 0,53.AT$$

$$AT = 3,45 : 0,53 = 6,5^\circ$$

Sendo  $6,5^\circ$  o ângulo a partir do qual o fio de NiTi 0,019" X 0,025" começa a gerar momento de torque no bráquete autoligável com slot 0,022".

---

---

# *6. Discussão*

---

---

## **6. DISCUSSÃO**

Os aspectos referentes à seleção da amostra, bem como dos materiais utilizados nos ensaios serão discutidos inicialmente com o objetivo de facilitar a interpretação dos resultados obtidos neste trabalho. Posteriormente, serão discutidas a metodologia empregada e a interpretação das mensurações obtidas nos testes.

### **6.1 Amostra**

O objetivo do estudo foi comparar o momento de torque entre três tipos de ligas diferentes: aço, TMA e NiTi utilizando dois tipos de bráquetes, um com sistema de ligadura convencional e outro autoligável e permitir a comparação desta pesquisa com outros trabalhos existentes na literatura. Os três tipos de ligas foram testadas por serem as ligas mais usadas atualmente na clínica ortodôntica (ARCHAMBAULT et al., 2010; HUANG et al., 2009). É importante para o ortodontista saber a capacidade de expressar o torque dos fios mais flexíveis como o NiTi e TMA, o que aconteceria nas fases iniciais e intermediárias do tratamento e não só nas fases finais com os fios de aço inoxidável. A maioria dos autores usaram apenas as ligas de aço inoxidável (BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; CHUNG et al., 2009; JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010; MELING; ODEGAARD, 1998; RINCHUSE; MILES, 2007; SHERIDAN, 2003) por ser esta liga mais rígida e mais apropriada para a finalização dos casos, onde são dados os torques para o posicionamento individualizado dos dentes e o detalhamento final dos casos.

Dois bráquetes com sistemas de ligaduras diferentes foram testados, sendo o primeiro com sistema autoligável passivo da marca Damon MX, Ormco e o segundo um bráquete Roth Max, Morelli com sistema de ligadura convencional, usando elastômeros elásticos da mesma marca comercial. O motivo da escolha foi devido à diferenciação entre o modo de ligação fio/bráquete. No bráquete autoligável passivo, o sistema de fechamento é através de uma porta labial móvel que cria um tubo dentro do bráquete quando fechado; (KRISHNAN; KALATHIL; ABRAHAM, 2009), enquanto no bráquete convencional testado, o modo de ligação utilizado foi através

---

de ligadura elastomérica. Foi utilizado o autoligável Damon MX, da Ormco por ser uma marca de credibilidade no mercado, utilizada por um grande número de profissionais e também uma marca citada em várias pesquisas(BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; CHUNG et al., 2009; JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010; MAJOR et al., 2011) e o convencional da marca Morelli que é um bráquete muito utilizado pelos profissionais brasileiros e é fabricado pela indústria onde foi desenvolvida essa pesquisa.

## 6.2 Metodologia

Para a realização dos ensaios foi utilizada uma Máquina Universal de Ensaio, (Emic DL2000), e adaptado a esta um dispositivo para ensaios de torção de fios e bráquetes que foi desenvolvido para realizar a torção do fio em suas duas extremidades de maneira simétrica. Pesquisas semelhantes foram realizadas utilizando também dispositivos diferentes para a torção, porém com a mesma finalidade de medir o momento de torque gerado por um fio(ARCHAMBAULT et al., 2010; BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011).

A escolha do bráquete do incisivo central superior direito foi devido à importância do torque nos dentes anteriores e a este elemento ter sido amplamente testado em pesquisas conceituadas com a mesma finalidade(BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; CASH et al., 2004; JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010; MORINA et al., 2008; ODEGAARD; MELING; MELING, 1994). Outros autores usaram braquetes diferentes; Huang(HUANG et al., 2009) usou na sua pesquisa do incisivo central superior esquerdo ao canino superior direito com o objetivo de avaliar o torque nos dentes anteriores e Reicheneider(REICHENEDER et al., 2008),<sup>2</sup> usou primeiro premolar superior com finalidades de observar além do torque também o atrito em deslize.

Os torques originais embutidos nos bráquetes foram zerados por meio de um dispositivo de colagem que anulava o torque da prescrição de cada bráquete para não influenciar no resultado final. A importância deste zeramento já foi relatada na literatura, em outras pesquisas, onde se buscou de formas distintas um paralelismo

---



entre o fio utilizado nos ensaios e o slot dos acessórios(ARCHAMBAULT et al., 2010; BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012).

Os fios testados apresentavam calibre 0,019" x 0,025", espessura que tem sido testada em várias pesquisas com referência ao torque em questão(ARAÚJO, 2008; BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011; MORINA et al., 2008; SHERIDAN, 2003; SIATKOWSKI, 1999). Sabe-se que a efetividade da expressão do torque está intimamente relacionada com a interação entre o calibre do fio e da canaleta utilizada. O posicionamento final do dente dependeria da máxima expressão do bráquete em interação com um fio retangular de diâmetro igual ao da canaleta ("Full-size"). 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). Em se tratando de bráquetes autoligáveis, a maioria das pesquisas considera o calibre 0,019"x 0,025" como o calibre de eleição para os testes de torção, por ser essa espessura clinicamente mais utilizada, embora a folga entre fio/slot ainda persista devido ao fato do não preenchimento total do calibre da canaleta(ARAÚJO, 2008; BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011; MORINA et al., 2008; SHERIDAN, 2003; SIATKOWSKI, 1999). Além do fio 0,019" x 0,025" foram também utilizadas em pesquisas semelhantes fios 0,017" x 0,025"(REICHENEDER et al., 2008) 0,018" x 0,025"(ARCHAMBAULT et al., 2010; HUANG et al., 2009; REICHENEDER et al., 2008) e os fios de calibre 0,020" x 0,025"(JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010).

Os ensaios foram feitos em quatro angulações: 12°, 24°, 36° e 48°, sendo que para cada ângulo de torção, foi avaliado o momento de força na grandeza "Nmm"(Newton x milímetro). Essas angulações já foram testadas anteriormente em pesquisas com o mesmo propósito e objetivo, relatada na literatura(ARCHAMBAULT et al., 2010; BADAWI et al., 2008; MORINA et al., 2008). Outros autores usaram angulações diferentes, como Huang(HUANG et al., 2009) que avaliou a torção de 20° com fios de várias espessuras e(MELING; ODEGAARD; MELING, 1997) que avaliou o comportamento dos fios com torção de 25°. Outros autores(ARCHAMBAULT et al., 2010; BADAWI et al., 2008; BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012; MAJOR et al., 2011; MILES, 2005; RINCHUSE; MILES, 2007)

---

pesquisaram o momento em que o fio começou a expressar o torque (ângulo de encaixe) e determinaram a folga existente entre fio e bráquete.

### **6.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS**

Conforme mostra a tabela 4, o Damon MX apresentou altura dos slots em média 0,57mm e o Roth Max apresentou slots em média 0,60mm de altura, quando o fabricante preconiza um valor de 0,55mm, o equivalente a um slot de 0,22" (1"=25,4mm). Os limites de tolerância da norma DIN 13971-2 é de 0,0559 para o limite mínimo e 0,0599 para o limite máximo para um slot 0,22". Essas medidas mostraram um tamanho maior do slot do Roth Max (0,60 mm), o que equivale ao slot 0,024" em comparação com o Damon MX (0,57mm) equivalente ao slot 0,022", fato que justifica alguns resultados onde o Damon MX expressou uma maior quantidade de torque ou um menor ângulo de encaixe, devido a menor folga entre o fio e o slot aumentando o momento de torque do Damon MX em relação ao Roth Max.

Os resultados do método estatístico ANOVA a 2 critérios revelaram que houve influência tanto da liga quanto do bráquete e da interação liga\bráquete no momento de torque gerado nas torções avaliadas (24°, 36° e 48°), com exceção da torção de 12° em que a influência do bráquete não foi significativa, apenas a liga e a interação liga\bráquete influenciaram no momento de torque gerado (TABELAS 5, 6,7 e 8).

Os resultados da tabela 9 condizem com estudo do Archambault(ARCHAMBAULT et al., 2010) em que o autor conclui que em qualquer ângulo de expressão com torque significativo (24° ou mais), os fios de aço inoxidável apresentam, aproximadamente de 1,5 a 2 vezes a expressão do torque do TMA e de 2,5 a 3 vezes a do fio NiTi. O estudo do Huang(HUANG et al., 2009) também suporta esse resultado quando afirma que 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 vez de um fio de níquel-titânio 0.019" X 0.025".

Os resultados da tabela 10 foram semelhantes no sistema convencional e autoligável, sendo suportados pelos mesmos autores e mesmas justificativas apresentadas anteriormente no sistema convencional.

---

---

Avaliando o comportamento do fio de aço nos dois sistemas a tabela 11, mostra uma maior expressão do torque no sistema convencional em relação ao autoligável. Estudos relataram que existem diferenças na expressão do torque entre bráquetes autoligáveis ativos, passivos e também convencionais (BADAWI et al., 2008; CLOSS, 2005) foi relatado que os bráquetes autoligáveis passivos, apesar de apresentarem um menor atrito em relação ao fio, não possuem um controle tridimensional satisfatório com fios retangulares de menor calibre, e que a expressão de torque só seria obtida com um fio de slot cheio (RINCHUSE; MILES, 2007). Esses estudos suportam esses resultados apenas nas angulações de 12° onde o sistema convencional apresentou um momento de torque maior que o autoligável. Para as outras angulações (24°, 36° e 48°), as diferenças não foram estatisticamente significantes, mostrando que o comportamento do fio de aço é semelhante nos dois sistemas em angulações acima de 24°. Alguns estudos corroboram com os resultados encontrados na presente pesquisa. Morina (MORINA et al., 2008) observou somente pequenas diferenças existentes entre os vários sistemas de bráquetes autoligáveis ativos e passivos e bráquetes convencionais, no que tange à sua efetividade em relação a expressão e correção do torque. Esses resultados são também justificados pela pesquisa do Pandis (PANDIS; ELIADES; BOURAUUEL, 2009; PANDIS; STRIGOU; ELIADES, 2006) onde os autores afirmaram em um estudo clínico prospectivo com 105 pacientes estudando o torque do incisivo superior com os bráquetes convencionais e autoligáveis que não foi encontrada diferença entre os dois sistemas ao finalizar o tratamento em um fio de aço inoxidável 0.019" x 0.025". O estudo mais recente que também suporta esses resultados é o do Brauchli (BRAUCHLI; STEINECK; WICHELHAUS, 2012), onde o autor afirma que a quantidade de angulação necessária entre um arco de aço 0.019" x 0.025" e o slot do bráquete para expressar um momento de torque de 10 Nmm foi de 20° a 25° na maioria dos bráquetes avaliados, sendo estes autoligáveis ativos, passivos ou convencionais.

A tabela 12 mostra que o fio de TMA comportou-se de maneira diferente do aço e do NiTi não apresentando diferença significativa na angulação de 12°. Esse resultado é explicado em estudo do Archambault (ARCHAMBAULT et al., 2010) onde compara a expressão de torque entre três ligas comumente empregadas: aço inoxidável, b-Ti e NiTi, e concluiu que: em ângulos de torques baixos, quando o fio

---

não está totalmente encaixado no slot, as diferenças na expressão do torque entre os fios não são estatisticamente significativas. Isto é particularmente notável em ângulos de torque de 12° ou menos. Nas outras angulações (24°, 36° e 48°) o fio de TMA se comportou de maneira diferente em relação à angulação de 12°, apresentando momentos de torques mais baixos para o Roth Max. Uma das possíveis explicações para esse resultado está no tamanho do slot dos dois bráquetes comparados. O Damon MX apresentou slots em média 0,57mm de altura e o Roth Max apresentou slots em média 0,60mm de altura. Essas medidas mostraram um tamanho maior do slot do Roth Max (0,60 mm) em comparação com o Damon MX (0,57mm), que expressou uma maior quantidade de torque, devido a menor folga entre o fio e o slot aumentando o momento de torque do Damon MX em relação ao Roth Max.

Os resultados da tabela 13 mostram que o fio de NiTi comportou-se semelhante ao fio de aço não apresentando diferença significativa entre os dois sistemas de bráquetes convencional e autoligável, com exceção da angulação de 12°. Nas outras angulações, os momentos de torque gerados pelo fio de NiTi foram muito próximos não havendo diferença significativa entre os dois sistemas de bráquetes. Segundo Morina(MORINA et al., 2008), fatores clínicos, tais como inclinação inicial e anatomia do dente e a posição do bráquete são também determinantes na expressão do torque. O autor sugeriu que ligas com módulo reduzido, como NiTi e beta-titânio (b-Ti), com apenas uma fração da rigidez do aço inoxidável, podem ser ineficazes na transmissão do torque na base do slot. Esse resultado é suportado também pelo estudo do Huang(HUANG et al., 2009) onde o autor afirma que o efeito da ligadura do bráquete Discovery(sistema convencional) com ligadura elástica e de aço inoxidável poderia ser comparado ao comportamento do Damon e que o efeito do sistema de bráquetes é de menor importância, o que interfere no momento de torque é o tipo e a espessura da liga, com exceção dos bráquetes com clipe ativo (Speed), que teve a menor folga e o mais baixo de todos os momentos de torque dos fios.

Para os fios de aço, o sistema de bráquete seja convencional ou autoligável, é irrelevante, pois a expressão do torque foi semelhante, não havendo significância estatística na diferença entre eles. O mesmo aconteceu com os fios de NiTi, porém estes expressaram três vezes menos momentos de torque do que o aço,

---

demonstrando sua incapacidade de expressar o torque. Esses resultados são suportados pelo estudo do Huang(HUANG et al., 2009), que investigou a capacidade de torque entre bráquetes convencionais e autoligáveis, onde o autor afirma que o efeito do sistema de bráquetes é de menor importância, o que interfere no momento de torque é o tipo e a espessura da liga; o ângulo de torque e o momento de torque são determinados pelas características do arco e que a mudança da liga de um fio 0.019" X 0.025" de níquel-titânio para um fio de aço inoxidável da mesma espessura gerou um aumento no momento de torque de 220%.

Com a equação gerada pela regressão linear (tabelas 14, 15, 16, 17, 18 e 19) foi possível calcular os ângulos iniciais de torque, a partir do qual o momento de torque começa a ser expresso, partindo de um momento de torque igual a zero. Sendo 7,49° o ângulo a partir do qual o fio de aço 0,019" X 0,025" começa a gerar momento de torque no bráquete convencional (tabela 14) e 8,54° no autoligável (tabela 15), ambos com slot 0,022". Badawi(BADAWI et al., 2008) e Archambault(ARCHAMBAULT et al., 2010) afirmaram que bráquetes autoligáveis ativos de aço demonstraram um ângulo de encaixe de aproximadamente 7,5°, enquanto que os autoligáveis passivos mostraram um ângulo de encaixe de aproximadamente 14° com fio de aço inoxidável 0,019" x 0,025" em um slot de 0,022". Os autores concluíram que o ângulo de encaixe depende da dimensão e forma do arco, bem como da dimensão do slot do bráquete, e é variável e maior do que os valores teóricos publicados. Essa diferença dos ângulos de encaixe dos bráquetes passivos pode ser explicada pelo tamanho reduzido do slot do bráquete Damon, gerando um ângulo de encaixe menor (8,54°) em comparação com o estudo citado (14°).

O fio de TMA 0,019" x 0,025" começou a gerar momento de torque a partir da torção de 7,48° no bráquete convencional (tabela 16) e 7,73° no autoligável (tabela 17), ambos com slot 0,022". O estudo do Major(MAJOR et al., 2011) suporta os resultados encontrados, onde ele afirma que os bráquetes apresentaram ângulo de encaixe de 11,3° para Damon, 10,8° para Speed e 11,9° para In-ovation, sendo que de uma perspectiva clínica, essas diferenças são quase indistinguíveis.

---

O fio de NiTi começou gerar momento de torque a partir da torção de 3,53° no bráquete convencional (tabela 18) e 6,5° no autoligável (tabela 19), ambos com slot 0,022". Meling(MELING; ODEGAARD; SEQNER, 1998) e Joch(JOCH; PICHELMAYER; WEILAND, 2010) calcularam a altura do slot a partir das dimensões do fio e da folga torcional através de uma equação geométrica. Os autores afirmam que a variação no ângulo de torque é principalmente o resultado de desvios dos valores dimensionais declarados e variação das bordas do fio(MELING; ODEGAARD; MELING, 1997), o que seria uma possível explicação para os valores baixos do ângulos de torque gerado pelo fio de NiTi. Como nessa pesquisa não foram medidas as espessuras dos fios não se pode afirmar que as características do fio explicam esse resultado.

São vários os fatores que influenciam no torque durante um tratamento ortodôntico: magnitude da torção, espessura do fio, tamanho do slot, posicionamento do bráquete, posicionamento do dente, composição do fio e do bráquete(ARCHAMBAULT et al., 2010), largura e profundidade da canaleta, tolerância da fabricação dos bráquetes e fios(SEBANC et al., 1984), diferença das ligas constituintes dos fios, processo de fabricação dos bráquetes, seja injeção-moldagem, fundição ou fresagem(GIOKA; ELIADES, 2004). Todos estes elementos podem modificar o torque expresso no bráquete. Dentre os fatores citados acima, a conformação e tamanho da canaleta parece ser um dos fatores que mais implicam na efetividade do torque em questão. Em diversos estudos, várias medições indicam que os slots dos bráquetes em geral, seja ele autoligável ou não, encontram-se acima do tamanho relatado pelo fabricante. Sendo assim, a folga entre o fio e a canaleta pode ser maior e prejudicar a mecânica no que concerne ao torque expresso(CASH et al., 2004).

---



#### **6.4 Considerações Clínicas**

Alguns autores sugerem que o momento de torque clinicamente efetivo está entre 5N.mm e 20N.mm e os ângulos de torque clinicamente aplicáveis variam entre 0° a 35°, utilizando fio de aço de calibre 0,019" x 0,025" com o sistema autoligável Damon. Essa quantidade de torque é muito mais elevada do que a maioria das prescrições disponíveis no mercado. Sabendo que tanto o Roth Max quanto o Damon Mx apresentam um torque positivo de 12° para incisivos centrais superiores na sua prescrição, pode-se afirmar que esse torque é ineficaz e torques adicionais são necessários para expressão de momentos de torque clinicamente efetivos (de 5 a 20 N.mm). O fio de aço 0,019" x 0,025" na angulação de 12° a 24° expressou momentos de torque de 8 a 26N.mm, que são clinicamente efetivos, pode-se concluir que seria necessário um torque adicional de 12° para gerar um momento de torque de aproximadamente 26N.mm. Para o fio de TMA 0,019" x 0,025" o torque adicional deveria ser de aproximadamente 24°, considerado clinicamente efetivo. Sabendo-se que o fio de NiTi 0,019" x 0,025" aos 12° gerou um momento de torque de aproximadamente 5 N.mm e que este fio apresenta memória de forma e não aceita torções, pode-se afirmar que este fio é ineficaz na expressão do torque levando-se em consideração a prescrição de 12° para os bráquetes Damon MX e Roth Max.

---

---



---

---

# *7. Conclusões*

---

---

## 7. CONCLUSÕES

- A hipótese nula foi rejeitada, uma vez que existe uma diferença na expressividade do torque entre as 3 ligas metálicas, sendo a liga de aço a que apresenta um maior momento de torque, seguida pela liga de TMA que fica numa posição intermediária entre o aço e NiTi, sendo esta a que apresenta a menor capacidade de expressar o momento de torque, em ambos os sistemas de bráquetes, convencional e autoligável.
  - Na angulação de 12°, a medida da dispersão (DP) é muito grande, o que compromete a leitura dos resultados e a comparação das médias, não sendo considerados totalmente confiáveis para serem aceitos como conclusivos. As ligas de aço, TMA e NiTi apresentaram comportamento semelhante nas angulações de 24°, 36°, e 48°, o que torna os resultados conclusivos e confiáveis.
  - Para os fios de aço e NiTi o sistema de bráquete seja convencional ou autoligável, é irrelevante, pois a expressão do torque é semelhante, não havendo significância estatística nos resultados apresentados.
  - Analisando o fio de TMA, o momento de torque gerado é maior no sistema autoligável, o que pode ser explicado pelo tamanho menor do slot do Damon MX em comparação ao Roth Max.
-

---

---

# *Referências*

---

---

## REFERÊNCIAS

- 1 ANUSAVICE KJ. Ligas trabalhadas e trefiladas. . BRANTLEY, W. A: Elsevier 2005.
  - 2 Araújo CC. Avaliação das inclinações dentárias obtidas no tratamento ortodôntico com braquetes autoligáveis utilizando tomografia computadorizada. São Bernardo do Campo: Universidade Metodista de São Paulo; 2008.
  - 3 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.* 2010 Jan;80(1):201-10.
  - 4 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.* 2010 Sep;80(5):884-9.
  - 5 Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 May;133(5):721-8.
  - 6 Bishara SE, Winterbottom JM, Sulieman AH, Rim K, Jakobsen JR. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 1995;65(2):117-22.
  - 7 Brauchli LM, Steineck M, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation: a myth? Part 1: torque control. *Angle Orthod.* 2012 Jul;82(4):663-9.
  - 8 Budd S, Daskalogiannakis J, Tompson BD. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. *European journal of orthodontics.* 2008 Dec;30(6):645-53.
  - 9 Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod.* 1981 Jul;80(1):1-16.
  - 10 Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets--are standards as expected? *Angle Orthod.* 2004 Aug;74(4):450-3.
- 
-

- 11 Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 Jun;137(6):726 e1- e18; discussion -7.
  - 12 Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod.* 2009 May;79(3):551-7.
  - 13 Closs. Os diferentes sistemas de baquetes self-ligating:revisão da literatura. *r clin ortodon Dental Press.* 2005;4(2).
  - 14 Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod.* 2009 May;79(3):592-601.
  - 15 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.
  - 16 Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 Mar;125(3):323-8.
  - 17 Goldberg J, Burstone CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res.* 1979 Feb;58(2):593-99.
  - 18 Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod.* 2003 Sep;30(3):262-73.
  - 19 Hirai M, Nakajima A, Kawai N, Tanaka E, Igarashi Y, Sakaguchi M, et al. Measurements of the torque moment in various archwire-bracket-ligation combinations. *European journal of orthodontics.* 2012 Jun;34(3):374-80.
  - 20 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 Nov;136(5):638-43.
  - 21 Joch A, Pichelmayer M, Weiland F. Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *J Orthod.* 2010 Dec;37(4):241-9.
- 
-

- 22 Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989 Aug;96(2):100-9.
  - 23 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 Nov;136(5):675-82.
  - 24 Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod.* 2002 Dec;72(6):501-12.
  - 25 Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *European journal of orthodontics.* 1999 Apr;21(2):199-208.
  - 26 Lee BW. The force requirements for tooth movement, Part I: Tipping and bodily movement. *Aust Orthod J.* 1995 Mar;13(4):238-48.
  - 27 Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Measurement of plastic and elastic deformation due to third-order torque in self-ligated orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Sep;140(3):326-39.
  - 28 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.* 2011 Jan;139(1):e31-44.
  - 29 Meling TR, Odegaard J. The effect of cross-sectional dimensional variations of square and rectangular chrome-cobalt archwires on torsion. *Angle Orthod.* 1998 Jun;68(3):239-48.
  - 30 Meling TR, Odegaard J. The effect of second-order couple on the application of torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998 Mar;113(3):256-62.
  - 31 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 May;113(5):546-57.
  - 32 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 Mar;111(3):310-20.
  - 33 Meling TR, Odegaard J, Seqner D. On bracket slot height: a methodologic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998 Apr;113(4):387-93.
-

- 34 Meyer M, Nelson G. Preadjusted edgewise appliances: theory and practice. *Am J Orthod.* 1978 May;73(5):485-98.
- 35 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 Sep;116(3):329-35.
- 36 Miles PG. SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment: is there a difference? *Aust Orthod J.* 2005 Nov;21(2):123-7.
- 37 Miles PG, Weyant RJ, Rustveld L. A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthod.* 2006 May;76(3):480-5.
- 38 Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J Clin Orthod.* 1990 Sep;24(9):544-8.
- 39 Morina E, Eliades T, Pandis N, Jager A, Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *European journal of orthodontics.* 2008 Jun;30(3):233-8.
- 40 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 Apr;105(4):392-400.
- 41 Pandis N, Eliades T, Bourauel C. Comparative assessment of forces generated during simulated alignment with self-ligating and conventional brackets. *European journal of orthodontics.* 2009 Dec;31(6):590-5.
- 42 Pandis N, Strigou S, Eliades T. Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthod Craniofac Res.* 2006 Nov;9(4):193-8.
- 43 Quintao CC, Cal-Neto JP, Menezes LM, Elias CN. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J Orthod.* 2009 Spring;10(1):29-32.
- 44 Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthod.* 1997 Nov;24(4):309-17.
- 45 Reicheneder CA, Gedrange T, Berrisch S, Proff P, Baumert U, Faltermeier A, et al. Conventionally ligated versus self-ligating metal brackets--a comparative study. *European journal of orthodontics.* 2008 Dec;30(6):654-60.
- 
-

- 46 Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Aug;132(2):216-22.
- 47 Sather. Desmistificando os braquetes autoligáveis. *Dental Press Journal of Orthodontics.* 2011;16(2):1-8.
- 48 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 Jul;86(1):43-51.
- 49 Sheridan JJ. Do you base your treatment plan on the position of the upper incisors or the lower incisors, and in relationship to what landmark? *J Clin Orthod.* 2003 Oct;37(10):543-4.
- 50 Siatkowski RE. Loss of anterior torque control due to variations in bracket slot and archwire dimensions. *J Clin Orthod.* 1999 Sep;33(9):508-10.
- 51 Thiesen G RM, Menezes LM, Rizzatto SMD. A importância da incorporação e do controle de torque no tratamento ortodôntico *Rev Clin Ortodon Dental Press.* 2003;2(4): 65-79.
- 52 Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *European journal of orthodontics.* 1998 Oct;20(5):589-96.
- 53 Wagner JA, Nikolai RJ. Stiffness of incisor segments of edgewise arches in torsion and bending. *Angle Orthod.* 1985 Jan;55(1):37-50.
-



---

---

# *Apêndices*

---

---

APÊNDICE A – RESULTADOS DOS TESTES DE TORÇÃO DO FIO DE AÇO NO BRÁQUETE CONVENCIONAL ROTH NAS ANGULAÇÕES DE 12°, 24°, 36° e 48°

Liga	Bráquete	Grupo	Teste	12°	24°	36°	48°
Aço	Roth	R1	T1	15,28	31,5	48,13	70,64
Aço	Roth	R1	T2	12,31	30,52	48,34	71,98
Aço	Roth	R1	T3	12,16	27,29	44,6	68,66
Aço	Roth	R1	T4	14,09	33,4	53,03	77,37
Aço	Roth	R1	T5	10,44	29,48	50,4	76,83
Aço	Roth	R1	T6	11,91	29,97	47,21	73,49
Aço	Roth	R1	T7	11,65	32,58	50,93	75,82
Aço	Roth	R1	T8	11,56	28,73	45,1	70,01
Aço	Roth	R1	T9	14,25	28,48	45,18	68,77
Aço	Roth	R1	T10	14,23	31,83	49,28	74,54
Aço	Roth	R2	T1	21,31	37,75	54,65	80,66
Aço	Roth	R2	T2	17,46	34,9	51,93	78,52
Aço	Roth	R2	T3	17,54	32,87	50,24	76,85
Aço	Roth	R2	T4	18,09	35,24	52,76	80,29
Aço	Roth	R2	T5	12,14	28,29	46,91	74,94
Aço	Roth	R2	T6	15,84	31,33	49,03	77,64
Aço	Roth	R2	T7	17,37	33,3	51,07	76,97
Aço	Roth	R2	T8	13,02	27,64	44,6	74,95
Aço	Roth	R2	T9	14,59	29,94	46,89	76,3
Aço	Roth	R2	T10	12,96	27,51	45,07	74,18
Aço	Roth	R3	T1	7,4	21,18	39,35	66,4
Aço	Roth	R3	T2	7,41	23,35	39,18	65,07
Aço	Roth	R3	T3	8,84	25,69	40,93	67,1
Aço	Roth	R3	T4	7,48	22,36	40,42	66,33
Aço	Roth	R3	T5	7,82	22,83	40,41	66,97
Aço	Roth	R3	T6	7,49	23,33	43,05	69
Aço	Roth	R3	T7	7,17	22,6	41,17	68,77
Aço	Roth	R3	T8	7,8	24,76	44,1	72,26
Aço	Roth	R3	T9	6,45	21,27	40,03	66,86
Aço	Roth	R3	T10	7,96	29,43	48,7	67,8
Aço	Roth	R4	T1	7,76	26,41	46,34	74,72
Aço	Roth	R4	T2	6,74	26,01	46,16	73,65
Aço	Roth	R4	T3	6,55	26,1	46,78	73,88
Aço	Roth	R4	T4	4,33	22,43	41,99	69,09
Aço	Roth	R4	T5	6,24	24,91	44,54	71,32
Aço	Roth	R4	T6	5,86	23,77	44,66	71,78
Aço	Roth	R4	T7	6,86	24,42	44,99	73,12
Aço	Roth	R4	T8	5,88	23,88	45,55	72,68
Aço	Roth	R4	T9	7,01	24,91	45,25	73,09
Aço	Roth	R4	T10	6,24	24,55	45,48	73,13
Aço	Roth	R5	T1	7,17	21,5	42,9	70,47
Aço	Roth	R5	T2	6,48	21,62	43,56	71,83
Aço	Roth	R5	T3	8,08	21,01	41,17	68,32
Aço	Roth	R5	T4	7,26	21,1	42,92	71,06
Aço	Roth	R5	T5	6,97	21,42	42,95	71,21
Aço	Roth	R5	T6	7,24	20,45	40,63	68,39
Aço	Roth	R5	T7	7,58	22,77	42,73	70,87
Aço	Roth	R5	T8	7,71	21,63	42,41	70,6
Aço	Roth	R5	T9	7,41	19,96	40,54	66,52
Aço	Roth	R5	T10	6,55	19,34	39,97	67,88

APÊNDICE B – RESULTADOS DOS TESTES DE TORÇÃO DO FIO DE AÇO NO BRÁQUETE AUTOLIGÁVEL DAMON NAS ANGULAÇÕES DE 12°, 24°, 36° e 48°

Liga	Bráquete	Grupo	Teste	12°	24°	36°	48°
Aço	Damon	D1	T1	9,67	28,16	45,38	72,26
Aço	Damon	D1	T2	7,37	26,05	44,14	72,63
Aço	Damon	D1	T3	8,42	25,22	43,27	70,48
Aço	Damon	D1	T4	6,11	24,47	42,29	69,75
Aço	Damon	D1	T5	10,23	27,63	45,56	73,93
Aço	Damon	D1	T6	8,71	26,78	47,08	73,63
Aço	Damon	D1	T7	5,91	23,96	43,59	70,41
Aço	Damon	D1	T8	6,84	25,88	44,91	71,11
Aço	Damon	D1	T9	5,93	24,5	44,97	71,03
Aço	Damon	D1	T10	7,49	24,08	46,42	71,15
Aço	Damon	D2	T1	5,26	22,77	43,14	71,41
Aço	Damon	D2	T2	5,94	21,31	39,73	67,03
Aço	Damon	D2	T3	3,66	23,15	43,03	71,76
Aço	Damon	D2	T4	10,6	26,82	41,23	65,3
Aço	Damon	D2	T5	2,84	22,88	44,49	72,19
Aço	Damon	D2	T6	2,29	23,06	42,86	70,35
Aço	Damon	D2	T7	2,93	22,75	43,34	71,59
Aço	Damon	D2	T8	1,56	20,62	39,66	65,9
Aço	Damon	D2	T9	1,89	20,96	43,31	69,78
Aço	Damon	D2	T10	1,59	21,62	41,46	68,55
Aço	Damon	D3	T1	14,02	32,86	52,43	78,74
Aço	Damon	D3	T2	12,35	32,66	52	80,85
Aço	Damon	D3	T3	12,57	31,19	51,11	81,88
Aço	Damon	D3	T4	11,33	30,65	50,2	80,45
Aço	Damon	D3	T5	12,54	31,68	51,15	79,24
Aço	Damon	D3	T6	11,95	30,33	50,12	79,49
Aço	Damon	D3	T7	11,3	29,39	49,88	78,65
Aço	Damon	D3	T8	10,58	28,61	47,42	75,81
Aço	Damon	D3	T9	14,03	31,7	51,09	77,94
Aço	Damon	D3	T10	11,42	30,2	49,52	76,42
Aço	Damon	D4	T1	7,17	27,26	47,77	75,84
Aço	Damon	D4	T2	7,86	26,57	46,6	75,29
Aço	Damon	D4	T3	9,25	28,28	48,19	75,9
Aço	Damon	D4	T4	8,11	25,51	45,04	73,13
Aço	Damon	D4	T5	9,35	28,69	49,97	77,01
Aço	Damon	D4	T6	8,4	25,9	45,45	72,21
Aço	Damon	D4	T7	7,8	25,26	45,84	72,63
Aço	Damon	D4	T8	9,98	28,23	50,89	81,62
Aço	Damon	D4	T9	10,53	29	48,72	76,83
Aço	Damon	D4	T10	8,69	27,46	46,45	74,03
Aço	Damon	D5	T1	5,95	25,9	46,06	74,47
Aço	Damon	D5	T2	7,25	26,24	45,87	73,18
Aço	Damon	D5	T3	6,68	24,97	44,67	71,59
Aço	Damon	D5	T4	24,7	24,7	43,42	69,55
Aço	Damon	D5	T5	6,17	24,26	43,42	70,52
Aço	Damon	D5	T6	7,48	23,55	40,7	68,16
Aço	Damon	D5	T7	6,17	25,45	45,12	71,97
Aço	Damon	D5	T8	7,36	25,68	44,66	70,63
Aço	Damon	D5	T9	7,17	22,96	40,19	65,99
Aço	Damon	D5	T10	5,07	24,01	42,69	68,36

APÊNDICE C – RESULTADOS DOS TESTES DE TORÇÃO DO FIO DE TMA NO BRÁQUETE CONVENCIONAL ROTH NAS ANGULAÇÕES DE 12°, 24°, 36° e 48°

Liga	Bráquete	Grupo	Teste	12°	24°	36°	48°
TMA	Roth	R1	T1	6,61	7,68	15,92	29,31
TMA	Roth	R1	T2	4,89	7,79	16,37	29,16
TMA	Roth	R1	T3	5,39	7,8	15,4	28,6
TMA	Roth	R1	T4	5,2	8,08	15,49	28,47
TMA	Roth	R1	T5	5,61	7,87	15,19	29,94
TMA	Roth	R1	T6	5,36	6,86	14,31	28,07
TMA	Roth	R1	T7	5,54	7,17	14,42	28,72
TMA	Roth	R1	T8	5,53	7,59	14,94	28,24
TMA	Roth	R1	T9	5,21	7,25	14,64	28,24
TMA	Roth	R1	T10	5,61	7,84	14,14	26,89
TMA	Roth	R2	T1	4,93	19,31	19,31	32,69
TMA	Roth	R2	T2	5,35	15,33	23,35	35,82
TMA	Roth	R2	T3	6,29	13,81	21,32	34,74
TMA	Roth	R2	T4	5,65	13,92	20,72	32,24
TMA	Roth	R2	T5	5,02	12,48	19,93	33,14
TMA	Roth	R2	T6	5,06	13,59	19,15	33,9
TMA	Roth	R2	T7	8,11	12,3	20,97	34,91
TMA	Roth	R2	T8	6,52	11,37	20,02	34,42
TMA	Roth	R2	T9	8,28	14,09	19,92	33,05
TMA	Roth	R2	T10	7,98	12,1	21,46	34,86
TMA	Roth	R3	T1	4,68	11,23	19,34	34,19
TMA	Roth	R3	T2	3,46	10,89	19,72	34,23
TMA	Roth	R3	T3	4,59	10,31	19,03	33,48
TMA	Roth	R3	T4	4,93	10,94	20,07	34,85
TMA	Roth	R3	T5	4,79	11,99	20,55	34,92
TMA	Roth	R3	T6	3,81	10,64	19,95	33,41
TMA	Roth	R3	T7	3,65	11,57	20,82	34,99
TMA	Roth	R3	T8	3,94	11,95	20,44	34,02
TMA	Roth	R3	T9	4,86	12,82	21,83	36,13
TMA	Roth	R3	T10	4,83	11,23	20,62	34,7
TMA	Roth	R4	T1	11,82	11,82	20,73	34,81
TMA	Roth	R4	T2	4,83	10,43	18,57	31,9
TMA	Roth	R4	T3	5,22	11,49	21,07	34,83
TMA	Roth	R4	T4	5,87	10,42	19,57	33,64
TMA	Roth	R4	T5	4,99	12,1	21,83	35,84
TMA	Roth	R4	T6	4,68	11,77	19,65	33,37
TMA	Roth	R4	T7	4,77	10,55	19,05	32,96
TMA	Roth	R4	T8	5,28	11,33	19,95	33,45
TMA	Roth	R4	T9	5,93	11,28	19,66	33,69
TMA	Roth	R4	T10	5,16	11,85	19,04	33,08
TMA	Roth	R5	T1	3,12	11,19	20,48	34,84
TMA	Roth	R5	T2	3,76	11,67	19,98	35
TMA	Roth	R5	T3	4,81	11,27	19,83	34,79
TMA	Roth	R5	T4	4,37	12,56	21,62	35,92
TMA	Roth	R5	T5	4,99	12,44	20,81	35,5
TMA	Roth	R5	T6	4,07	12,77	21,43	36,48
TMA	Roth	R5	T7	4,66	11,83	21,812	34,9
TMA	Roth	R5	T8	4,03	11,54	21,67	35,52
TMA	Roth	R5	T9	3,87	12,16	21,2	36,18
TMA	Roth	R5	T10	5,4	12,76	21,23	36,21

APÊNDICE D – RESULTADOS DOS TESTES DE TORÇÃO DO FIO DE TMA NO BRÁQUETE AUTOLIGÁVEL DAMON NAS ANGULAÇÕES DE 12°, 24°, 36° e 48°

Liga	Bráquete	Grupo	Teste	12°	24°	36°	48°
TMA	Damon	D1	T1	3,85	11,52	21,51	36,55
TMA	Damon	D1	T2	4,33	11,15	20,86	33,73
TMA	Damon	D1	T3	4,26	12,3	21,44	36,17
TMA	Damon	D1	T4	4,37	10,99	20,36	35,06
TMA	Damon	D1	T5	4,81	11,96	21,62	35,82
TMA	Damon	D1	T6	4,68	12,65	22,53	36,3
TMA	Damon	D1	T7	4,55	11,64	22,03	36,12
TMA	Damon	D1	T8	4,56	12,69	21,63	35
TMA	Damon	D1	T9	4,68	11,98	21,48	36,35
TMA	Damon	D1	T10	4,7	11,84	22,36	36,78
TMA	Damon	D2	T1	2,51	12,01	21,4	34,69
TMA	Damon	D2	T2	3,35	12,4	21,52	35,87
TMA	Damon	D2	T3	4,22	12,21	22,09	36,16
TMA	Damon	D2	T4	3,43	13,28	21,76	35,51
TMA	Damon	D2	T5	4,05	12,71	22,03	35,95
TMA	Damon	D2	T6	3,03	12,38	21,62	35,82
TMA	Damon	D2	T7	2,57	12,62	21,83	36,29
TMA	Damon	D2	T8	3,36	13,23	22,76	37,3
TMA	Damon	D2	T9	3,32	12,89	22,63	37,26
TMA	Damon	D2	T10	2,49	12,2	21,36	36,31
TMA	Damon	D3	T1	3,78	11,03	21,07	37,84
TMA	Damon	D3	T2	1,71	10,93	19,96	35,18
TMA	Damon	D3	T3	4,33	12,14	21,01	35,4
TMA	Damon	D3	T4	4,05	12,24	22,15	36,15
TMA	Damon	D3	T5	3,36	11,23	21,21	34,31
TMA	Damon	D3	T6	3,84	11,44	20,29	33,93
TMA	Damon	D3	T7	2,12	10,99	20,73	33,24
TMA	Damon	D3	T8	4,79	11,24	22,76	34,72
TMA	Damon	D3	T9	2,72	10,89	20,7	33,86
TMA	Damon	D3	T10	4,99	12,05	23,46	35,43
TMA	Damon	D4	T1	8,11	15,3	24,46	38,09
TMA	Damon	D4	T2	7,27	15,1	25,17	38,38
TMA	Damon	D4	T3	5,45	14,14	23,5	36,03
TMA	Damon	D4	T4	6,4	15,46	24,55	37,06
TMA	Damon	D4	T5	7,48	15,22	23,85	37,31
TMA	Damon	D4	T6	5,68	15,05	23,88	37,61
TMA	Damon	D4	T7	5,61	15,57	24,13	37,15
TMA	Damon	D4	T8	7,03	15,67	24,45	37,78
TMA	Damon	D4	T9	5,61	14,97	23,65	36,46
TMA	Damon	D4	T10	6,74	16,44	24,15	38,05
TMA	Damon	D5	T1	6,07	13,44	23,32	37,22
TMA	Damon	D5	T2	5,81	13,05	21,83	35,24
TMA	Damon	D5	T3	6,39	13,45	22,37	35,89
TMA	Damon	D5	T4	6,53	14,03	22,77	36,23
TMA	Damon	D5	T5	6,55	13,63	22,45	36,11
TMA	Damon	D5	T6	7,48	13,1	21,51	34,08
TMA	Damon	D5	T7	6,24	13,21	21,98	36,08
TMA	Damon	D5	T8	7,17	14,32	23,18	38,19
TMA	Damon	D5	T9	7,48	14	21,99	36,06
TMA	Damon	D5	T10	7,78	13,18	21,25	35,23

APÊNDICE E – RESULTADOS DOS TESTES DE TORÇÃO DO FIO DE NiTi NO BRÁQUETE CONVENCIONAL ROTH NAS ANGULAÇÕES DE 12°, 24°, 36° e 48°

Liga	Bráquete	Grupo	Teste	12°	24°	36°	48°
NiTi	Roth	R1	T1	5,74	5,6	10,25	19,99
NiTi	Roth	R1	T2	4,69	5,21	10,26	18,72
NiTi	Roth	R1	T3	4,13	4,57	10,46	18,81
NiTi	Roth	R1	T4	5,15	3,62	9,07	19,15
NiTi	Roth	R1	T5	4,99	3,05	9,88	18,15
NiTi	Roth	R1	T6	6,24	5,14	10,11	20,35
NiTi	Roth	R1	T7	5,66	4,05	8,93	18,82
NiTi	Roth	R1	T8	5,93	5,07	10,57	20,2
NiTi	Roth	R1	T9	7,48	4,78	9,85	21,02
NiTi	Roth	R1	T10	6,02	4,9	10,31	20,21
NiTi	Roth	R2	T1	6,95	8,64	14,63	24,61
NiTi	Roth	R2	T2	9,12	10,24	14,76	24,95
NiTi	Roth	R2	T3	6,04	10,04	14,34	25,51
NiTi	Roth	R2	T4	5,93	8,98	14,99	25,74
NiTi	Roth	R2	T5	6,89	9,9	15,42	26,31
NiTi	Roth	R2	T6	6,24	8,77	14,32	24,65
NiTi	Roth	R2	T7	7,24	11,23	17,04	27,14
NiTi	Roth	R2	T8	7,08	11,68	16,43	26,51
NiTi	Roth	R2	T9	6,64	11,24	17,69	27,75
NiTi	Roth	R2	T10	6,71	11,57	16,84	26,82
NiTi	Roth	R3	T1	4,68	7,67	12,93	23,01
NiTi	Roth	R3	T2	4,44	7,92	12,17	22,88
NiTi	Roth	R3	T3	4,85	9,58	14	23,47
NiTi	Roth	R3	T4	5,44	9,49	14,28	23,08
NiTi	Roth	R3	T5	4,92	9,57	14,15	23,89
NiTi	Roth	R3	T6	4,74	9,21	13,85	24,38
NiTi	Roth	R3	T7	4,48	9,07	15,61	24,92
NiTi	Roth	R3	T8	3,95	7,86	13,62	23,24
NiTi	Roth	R3	T9	4,05	8,11	13,2	23,07
NiTi	Roth	R3	T10	3,88	8,62	14,03	24,83
NiTi	Roth	R4	T1	5,51	8,46	13,96	23,41
NiTi	Roth	R4	T2	6,58	9,08	14,95	22,81
NiTi	Roth	R4	T3	5,49	9,02	14,95	22,74
NiTi	Roth	R4	T4	6,24	8,81	13,53	23,17
NiTi	Roth	R4	T5	5,49	7,17	11,86	22,73
NiTi	Roth	R4	T6	6,55	9,53	13,91	23,94
NiTi	Roth	R4	T7	5,28	8,01	13,58	23,17
NiTi	Roth	R4	T8	5,61	8,01	13,8	23,4
NiTi	Roth	R4	T9	5,9	9,37	14,72	24,29
NiTi	Roth	R4	T10	5,83	9,65	14,49	23,42
NiTi	Roth	R5	T1	7,39	11,96	15,32	26,69
NiTi	Roth	R5	T2	6,33	10,57	15,35	25,21
NiTi	Roth	R5	T3	6,75	10,03	15,91	24,4
NiTi	Roth	R5	T4	6,14	10,32	15,22	24,98
NiTi	Roth	R5	T5	5,61	10	14,75	24,91
NiTi	Roth	R5	T6	5,61	10,21	15,34	24,53
NiTi	Roth	R5	T7	5,3	10,2	14,73	23,71
NiTi	Roth	R5	T8	5,68	10,1	16,95	25,53
NiTi	Roth	R5	T9	4,99	8,96	13,47	23,4
NiTi	Roth	R5	T10	4,87	10,22	14,95	24,83

APÊNDICE F – RESULTADOS DOS TESTES DE TORÇÃO DO FIO DE NiTi NO BRÁQUETE AUTOLIGÁVEL DAMON NAS ANGULAÇÕES DE 12°, 24°, 36° e 48°

Liga	Bráquete	Grupo	Teste	12°	24°	36°	48°
NiTi	Damon	D1	T1	6,55	10,92	15,28	25,99
NiTi	Damon	D1	T2	5,5	9,21	13,7	25,88
NiTi	Damon	D1	T3	4,99	9,36	13,54	23,75
NiTi	Damon	D1	T4	5,53	9,82	14,65	24,95
NiTi	Damon	D1	T5	5,13	9,02	13,21	24,1
NiTi	Damon	D1	T6	5,28	8,49	13,38	24,38
NiTi	Damon	D1	T7	4,03	7,6	13,99	24,08
NiTi	Damon	D1	T8	3,87	8,29	14	23,28
NiTi	Damon	D1	T9	4,68	8,37	14,85	25,95
NiTi	Damon	D1	T10	4,69	9,53	15,04	26,85
NiTi	Damon	D2	T1	6,82	9,93	15,05	26,1
NiTi	Damon	D2	T2	6,25	10,6	15,33	26,65
NiTi	Damon	D2	T3	5,75	10,29	16,07	26,99
NiTi	Damon	D2	T4	6,58	9,4	14,35	25,77
NiTi	Damon	D2	T5	6,63	10,68	15,41	27,06
NiTi	Damon	D2	T6	6,88	10,06	15,59	26,04
NiTi	Damon	D2	T7	7,17	16,23	16,23	26,94
NiTi	Damon	D2	T8	6,93	11,03	15,35	25,26
NiTi	Damon	D2	T9	6,84	11,05	15,92	25,88
NiTi	Damon	D2	T10	7,15	11,09	15,9	25,68
NiTi	Damon	D3	T1	5,86	7,98	13,12	23,75
NiTi	Damon	D3	T2	3,99	6,95	12,05	22,37
NiTi	Damon	D3	T3	4,39	7,48	13,04	22,86
NiTi	Damon	D3	T4	4,92	8,06	12,48	23,34
NiTi	Damon	D3	T5	4,01	7,31	12,47	23,37
NiTi	Damon	D3	T6	2,65	6,1	11,76	22,77
NiTi	Damon	D3	T7	2,81	5,07	10,63	21,26
NiTi	Damon	D3	T8	3,79	7,71	12,86	23,95
NiTi	Damon	D3	T9	3,12	5,95	12,1	22,96
NiTi	Damon	D3	T10	2,76	6,86	11,54	21,59
NiTi	Damon	D4	T1	2,83	7,17	12,16	22,63
NiTi	Damon	D4	T2	3,18	7,01	12,15	21,88
NiTi	Damon	D4	T3	2,01	6,86	12,07	22,17
NiTi	Damon	D4	T4	2,49	7,48	11,92	23,22
NiTi	Damon	D4	T5	1,68	6,17	9,98	20,6
NiTi	Damon	D4	T6	3,5	7,06	10,9	22,27
NiTi	Damon	D4	T7	2,65	6,36	10,7	21,44
NiTi	Damon	D4	T8	2,81	6,24	11,98	21,97
NiTi	Damon	D4	T9	3,02	5,75	10,31	20,57
NiTi	Damon	D4	T10	2,49	5,73	10,95	21,9
NiTi	Damon	D5	T1	3,21	6,88	12,16	21,04
NiTi	Damon	D5	T2	2,9	7,58	11,23	22,22
NiTi	Damon	D5	T3	1,87	7,42	11,08	21,59
NiTi	Damon	D5	T4	2,53	6,36	20,3	20,3
NiTi	Damon	D5	T5	3,55	8,91	13,35	23,36
NiTi	Damon	D5	T6	3,11	8,63	12,18	22,18
NiTi	Damon	D5	T7	4,7	8,61	14,01	22,79
NiTi	Damon	D5	T8	2,25	6,31	11,12	20,53
NiTi	Damon	D5	T9	2,01	6,98	12,75	21,76
NiTi	Damon	D5	T10	3,77	5,66	12,83	24,32