



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de São José dos Campos  
Instituto de Ciência e Tecnologia

**MARCELO GALLO OLIANI**

**ANÁLISE MECÂNICA E DA DEFORMAÇÃO DA  
CONEXÃO DE IMPLANTES DE HEXÁGONO  
EXTERNO APÓS A INSTALAÇÃO COM UM NOVO  
TIPO DE MONTADOR**

2019

**MARCELO GALLO OLIANI**

**ANÁLISE MECÂNICA E DA DEFORMAÇÃO DA CONEXÃO DE  
IMPLANTES DE HEXÁGONO EXTERNO APÓS A  
INSTALAÇÃO COM UM NOVO TIPO DE MONTADOR**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior

São José dos Campos

2019

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2019]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Oliani, Marcelo Gallo

Análise mecânica e da deformação da conexão de implantes de hexágono externo após a instalação com um novo tipo de montador / Marcelo Gallo Oliani. - São José dos Campos : [s.n.], 2019.  
95 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2019.  
Orientador: Lafayette Nogueira Jr.

1. Implantes dentários. 2. Hexágono externo. 3. Torque de inserção. 4. Deformação do hexágono. I. Nogueira Jr, Lafayette, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior** (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Adj. Tarcísio José de Arruda Paes Junior**

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Profa. Dra. Fernanda de Cassia Papaiz Gonçalves**

Universidade Braz Cubas (UBC)

Faculdade de Odontologia

**Prof. Dr. Ass. Rodrigo Máximo de Araújo**

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Jean Soares Miranda**

Universidade Braz Cubas (UBC)

Faculdade de Odontologia

São José dos Campos, 06 de junho de 2019.

## DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a **Deus** e aos meus **mentores**, por me guiar e me intuírem nessa trajetória evolutiva.

Aos meus pais, **Gislene Bernadete Gallo Oliani (eternamente presente)** e **João Baptista Rocha Oliani** por cada segundo dedicado a nós, filhos.

Ao **João Vitor Coelho Oliani (filho)** e **Arianne Vallim P. Coelho (esposa)**, Deus não poderia ter sido mais preciso ao colocar vocês em minha vida. Eu já falei? Everytime...

Aos meus **irmãos**, por tudo aquilo que só nós sabemos o que passamos.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao meu orientador Lafayette Nogueira Júnior, por confiar em mim sempre. Sua confiança e liberdade me trouxeram paz para romper meus limites pessoais me permitindo um grande aprendizado como ser humano, embora nunca tenha te falado isso. Sou eternamente grato e estarei sempre pronto a ajudar. Te admiro demais!

## AGRADECIMENTOS

Ao instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP, na pessoa de seu Diretor, Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pelo Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges.

Aos professores que me instruíram nessa jornada de doutoramento, ensinando, ajudando e até me ouvindo. Fica o meu agradecimento por cada minuto dedicado.

Aos funcionários do Laboratório de Pesquisa em Materiais Dentários e Prótese, Márcio Eduardo Marques e Thais Cachuté Paradella. Minha admiração pela forma com que conduzem e se dedicam às suas funções gerenciando pessoas e trabalhos. Ao professor Marco Antonio Bottino pela coordenação e dedicação ao mesmo nos permitindo ter uma estrutura de primeiro mundo para realização dos trabalhos.

Aos Secretários da Seção Técnica de Pós-Graduação, Bruno Shiguemitsu Marques Tanaka, Carolina Lourenço Rei e Sandra Maria Cordeiro por cada sorriso que me recebiam toda vez que eu chegava apavorado pelos vários motivos. Exemplos de prestadores.

Agradeço à Titaniumfix/AS Technology, na figura do Sr. Sidival Dias por todo suporte e auxílio para o desenvolvimento dessa pesquisa.

Aos professores da banca examinadora, por aceitarem de prontidão participar desse momento tão importante para mim, dedicando tempo e conhecimento para que se realize. O maior motivo para a escolha de cada um foi a admiração, tenham certeza disso.

Aos meus sogros Lourenço Pinto Coelho e especialmente Mayra Diniz Vallim, por ser a avó dos sonhos de qualquer criança.

Aos meus familiares por todo amor dedicado nesses quarenta anos de vida, especialmente aos meus cunhados e sobrinhos.

Aos amigos que fiz durante essa trajetória, sem citar nomes, pois cada um esteve presente nessa jornada o suficiente para que eu possa ser grato a todos.

Aos meus amigos pessoais por serem “AMIGOS”, sempre que precisei, especialmente ao Claudio Cara, Luciana Lanfredi Costa, Fabio Rodrigo de Castro Melo Souza, Dalton Braz de Queiróz e Alexandre do Valle Wuo, pela amizade e parceria inesquecível.

Aos meus pacientes, eterna gratidão por confiarem em meu trabalho e compreenderem muitas vezes minha ausência.

Aos meus alunos que estiveram comigo nesse período, por confiarem no meu conhecimento e dedicação à minha grande paixão, a magistratura.

**GRATIDÃO!**

*“Só os fatos da infância explicam a sensibilidade aos traumatismos futuros e só com o descobrimento desses restos de lembranças, quase regularmente olvidados, e com a volta deles à consciência, é que adquirimos o poder de afastar os sintomas.”*

*“A ciência moderna ainda não produziu um medicamento tranquilizador tão eficaz como o são umas poucas palavras bondosas”*

*“A voz do intelecto é calada, mas não recua até conquistar alguma audiência e, em última instância, depois de intermináveis repúdios consegue seu objetivo. Este é um dos poucos aspectos sobre o futuro da humanidade em que cabe uma certa dose de otimismo.”*

*“Não somos apenas o que pensamos ser. Somos mais; somos também o que lembramos e aquilo de que nos esquecemos; somos as palavras que trocamos, os enganos que cometemos, os impulsos a que cedemos, sem querer”*

*Sigmund Freud*

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>10</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>10</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>10</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>11</b>
<b>1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA.....</b>	<b>12</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>15</b>
<b>2.1 Torque de inserção dos implantes.....</b>	<b>15</b>
<b>2.2 Falhas mecânicas .....</b>	<b>19</b>
<b>2.3 Ensaios .....</b>	<b>23</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>27</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>28</b>
<b>4.1 Materiais.....</b>	<b>28</b>
<b>4.2 Método .....</b>	<b>29</b>
<b>4.2.1 Etapa 1 - Avaliação do comportamento do pilar modificado de acordo com a plataforma e definição do tamanho da amostra. ....</b>	<b>31</b>
<b>4.2.1.1 Definição do tamanho da amostra .....</b>	<b>31</b>
<b>4.2.2 Etapa 2 – Análise do torque máximo e deformação do hexágono .....</b>	<b>33</b>
<b>4.2.2.1 Ensaio de torção.....</b>	<b>34</b>
<b>4.2.2.2 Microscopia eletrônica de varredura.....</b>	<b>38</b>
<b>4.2.2.3 Análise da deformação das roscas internas após o torque máximo .....</b>	<b>39</b>
<b>4.2.2.4 Análise da liberdade rotacional da junta .....</b>	<b>39</b>
<b>4.2.3 Etapa 3 – Análise da soldura dos parafusos .....</b>	<b>39</b>
<b>4.2.3.1 Ciclagem Mecânica.....</b>	<b>40</b>
<b>4.2.3.2 Confeção dos dispositivos de carregamento hemisférico .....</b>	<b>40</b>
<b>4.2.3.3 Fixação da amostra e aplicação da carga .....</b>	<b>41</b>

4.2.3.4 Mensuração dos valores de contra torque dos pilares .....	44
4.2.3.5 Análise da desadaptação pilar implante.....	44
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>45</b>
5.1 Etapa 1 - Avaliação do comportamento do pilar modificado de acordo com a plataforma .....	45
5.2 Etapa 2 – Análise do torque máximo de deformação do hexágono .....	54
5.2.1 Ensaio de torção .....	54
5.2.2 Análise da liberdade rotacional.....	55
5.2.3 Análise da deformação dos hexágonos .....	62
5.2.4 Análise da adaptação das juntas pilar/implante.....	68
5.3 Etapa 3 – Análise da soldura dos parafusos .....	72
5.3.1 Análise do contra torque .....	72
5.3.2 Análise da deformação das roscas internas .....	73
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>77</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>84</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>85</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>93</b>

Oliani MG. Análise mecânica e da deformação da conexão de implantes de hexágono externo após a instalação com um novo tipo de montador [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2019.

## RESUMO

A sobrecarga do hexágono durante a inserção dos implantes dentários de hexágono externo pode gerar danos irreversíveis ao mesmo ocasionando problemas futuros na reabilitação. Sendo assim, esse trabalho teve por objetivo avaliar a deformação e resistência ao contra-torque dos hexágonos com o uso de um montador modificado proposto pelo autor para inserção dos implantes tipo hexágono externo (HE) tendo como hipótese de que o montador modificado apresente resultados diferentes do montador padrão. Para isso, 44 implantes foram divididos em dois grupos, controle (montador normal MN; n=12) e o teste (montador modificado MM; n=12), e foram submetidos ao teste de torção seguindo os parâmetros da norma ISO 13498:2013. Em seguida, a deformação dos hexágonos e possíveis deformações causadas às roscas internas dos implantes foram analisadas, respectivamente, de forma qualitativa por meio de microscopia eletrônica de varredura. Já para o teste de fadiga, controle (MN; n=10) e teste (MM; n=10), os parâmetros utilizados foram da norma ISO 14801:2007. Ao final de  $1,2 \times 10^6$  (4Hz) ciclos, o valor de destorque dos pilares foi registrado. A desadaptação da junta pilar/implante foi avaliada qualitativamente por meio da microscopia MEV. Como resultados pudemos observar maior manutenção da estrutura da conexão pelo grupo MM comparado ao grupo MN, sugerindo-se que o grupo MM apresentaram comportamento mais seguro e previsível quando comparado ao grupo MN.

Palavra-chave: Implantes dentários. Hexágono externo. Torque de inserção. Deformação do hexágono.

*Oliani MG. Mechanical and deformation analysis of external hexagon implant connection after installation with a new type of mount [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2019.*

### **ABSTRACT**

*Hexagon overload during the insertion of external hexagon dental implants can lead to irreversible damage, leading to future problems in rehabilitation. Thus, this study aimed to evaluate the deformation and reverse torque resistance of hexagons with the use of a modified mount proposed by the author for insertion of external hexagon (HE) implants with the hypothesis that the modified mount presents different results compared to the default assembler. For this, 44 implants were divided into two groups, control (normal mount MN; n = 12) and the test (modified mount MM; n = 12), and were submitted to torsion testing following the parameters of ISO 13498: 2013. Then, the deformation of the hexagons and possible deformations caused to the internal threads of the implants were analyzed qualitatively, respectively by scanning electron microscopy. For the fatigue test, control (MN; n = 10) and test (MM; n = 10), the parameters used were from ISO 14801: 2007. At the end of  $1.2 \times 10^6$  (4Hz) cycles, the abutment value of the abutments was recorded. Abutment of the abutment / implant joint was qualitatively evaluated by SEM microscopy. As a result we could observe a better maintenance of the connection structure by the MM group compared to the MN group, suggesting that the MM group presented a safer and more predictable behavior when compared to the MN group.*

*Keywords: Dental implant. External hexagon. Insertion torque. Hex deformation.*

## 1 INTRODUÇÃO

O titânio e suas ligas são largamente usados na implantodontia devido à sua biocompatibilidade, além de suas excelentes propriedades de resistência mecânicas e anticorrosivas. No entanto, complicações e falhas podem ocorrer (Scarano, 2005; Manda, 2009), tanto de ordem biológica, como a não osseointegração ou a presença de peri-implantite ou como resultado de complicações técnicas e/ou mecânicas, sendo estas as mais frequentes (Nergiz et al., 2004).

Estas complicações citadas, geralmente associadas à parte protética, ocorrem devido à sobrecargas biomecânicas. Dentre as complicações relatadas na literatura, fratura da prótese, afrouxamento do parafuso de fixação, do pilar ou da prótese, perda óssea ao redor do implante e fratura do parafuso de fixação ou do implante (Misch, 2006; Mendonca, 2009; Watanabe et al., 2015), a mais frequente é o afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação do pilar protético (Jemt et al., 1991; Naert et al., 1992; Becker, Becker, 1995; Kazemi et al., 2013) sendo que o afrouxamento dos parafusos sempre precede a fratura dos mesmos (Conrad et al., 2008).

Somado a isso, sistemas que utilizam pilares fixados por meio de parafusos apresentam um “*gap*” na interface pilar-implante (Dibart, et al., 2005; Scarano, 2005; Cannata et al., 2017). Este variar de 40 a 100  $\mu\text{m}$ , pode ser o responsável micromovimentações do pilar podendo levar ao afrouxamento e à fraturas dos parafusos, além de permitir a micro infiltração e colonização bacteriana em seu interior (Buchmann et al., 2003; Scarano, 2005).

Os implantes de hexágono externo (HE) ainda têm sido os mais usados (Cannata et al., 2017) (Anexo 3) comparados a outros tipos de implante por conta da sua universalidade em seguir o desenho proposto por

Branemark para os implantes de plataforma regular e são desenhados e fabricados por várias companhias no mundo todo (Davi et al., 2008).

Durante a instalação dos implantes, a estabilidade primária é um pré-requisito para a osseointegração (Lioubavina-Hack et al., 2006). Essa condição é conseguida por meio da osseocompressão durante a instalação cirúrgica (Duyck et al., 2015; Berardini et al., 2016) e verificada por meio de chaves de torque (torquímetros) usados durante a cirurgia. Quando o torque máximo é ultrapassado pelo cirurgião, aumenta o risco de ocorrer deformações nas roscas internas do implante além da plataforma (Binon, McHugh 1996; Hecker et al., 2006; Nary Filho et al., 2015).

As forças geradas no implante durante sua inserção podem promover danos nas suas porções interna e externa. Estudos relatam que uma força acima de 55N/cm (Constantino, 2004) inicia-se o processo de deformação do hexágono desses implantes. Embora alguns autores relatem torques de inserção acima de 76 N/cm (Degidi, Piattelli 2005) entre 70N/cm e 80 N/cm ocorre a deformação total (Constantino, 2004; Davi et al., 2008). Estudos comprovam que acima de 60Ncm já existe aumento da liberdade rotacional nos hexágonos dos implantes de hexágono externo acima de 5° comprometendo a estabilidade da junta (Scarano, 2005), podendo levar à futuro afrouxamento e fratura do parafuso de fixação dos pilares (Davi et al., 2008). Essas deformações permanentes durante a inserção, podem estar relacionadas devido ao tipo de titânio usado (CP II) e a altura de 0,7 mm do hexágono (Balfour, O'Brien 1995).

Apesar de alguns estudos avaliarem a união implante/pilar em ciclagem mecânica seguindo a norma ISO 14801 (Dynamic Loading Test for Endosseous Dental Implants) a avaliação da força sobre a junta em testes de torção ainda não foi reportada (Watanabe et al., 2015).

Alterar o tipo de força aplicada sobre a área de indexação, bem como um dispositivo para controle mecânico do torque em casos de excesso de

força aplicado pelo operador durante a inserção sugerem ser uma boa alternativa para prevenir esses problemas.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

A estabilidade da junta aparafusada envolve uma série de fatores críticos, sendo três dos mais importantes:

- a) pré-carga adequada;
- b) a precisão do ajuste dos componentes do implante e
- c) as características básicas anti-rotacionais da junta pilar/implante.

A aplicação do torque correto a um parafuso de implante é traduzida em uma pré-carga que mantém os componentes juntos. Com um sistema de acoplamento hexagonal externo, a pré-carga é a única força que resistirá às forças funcionais oclusais do paciente, a fim de evitar que o pilar se separe do implante. Se a pré-carga for excedida pela força oclusal e, especialmente, se o mecanismo de bloqueio não tiver uma característica anti-rotacional precisa, os parafusos serão afrouxados (Schwarz, 2000; Siamos et al., 2002). Mesmo quando um recurso anti-rotacional está presente, problemas podem surgir quando as tolerâncias de usinagem das peças conjugadas permitem movimentos rotacionais. Domínios livres usinados entre as superfícies de contato de uma "articulação deslizante", como o hexágono externo, resultam em vibração e micromovimento durante o carregamento funcional, resultando em perda de pré-carga até que ocorra falha na junta (Schwarz, 2000).

### **2.1 Torque de inserção dos implantes**

Em relação aos estudos de falha biológica, alguns autores (Brånemark, 1983, 1985) citaram que o sucesso dos implantes foi de 84% para maxila e

93% para mandíbula. Já em pacientes comprometidos periodontalmente previamente à instalação dos implantes, o sucesso após 10 anos foi de 90,5% (Karoussis et al., 2003).

O objetivo principal durante a inserção dos implantes é o de conseguir estabilidade primária suficiente para manter os altos índices de sucesso (Berardini et al., 2016).

Para a inserção de implantes com carga imediata, um dos mais importantes parâmetros é a estabilidade primária, a qual deve suportar as cargas funcionais ou eventualmente, parafuncionais, além de prevenir micromovimentações (Consolo et al., 2013).

Complicações mecânicas são comuns em implantes e o problema mais frequente é o de deformação morfológica e ocorre na interface implante/pilar. As forças geradas pela inserção do implante podem causar alterações morfológicas nas faces internas e externas dos implantes que podem levar à micromovimentação da interface, além de aumento do espaço entre as partes (Teixeira et al., 2015).

A importância da estabilidade inicial dos implantes para a obtenção da osseointegração em cápsulas para aumento ósseo foi investigada. Dezesesseis ratos machos foram usados no estudo. Cápsulas de teflon foram instaladas no ramo mandibular de cada lado, para aumento ósseo e no meio dessas cápsulas, implantes foram posicionados. De um lado os implantes foram apoiados no osso com o intuito de simular a estabilidade primária e do outro lado os implantes foram deixados suspensos simulando a falta de estabilidade. Após 1, 3, 6 e 9 meses os animais foram sacrificados de 4 em 4 para o estudo histomorfométrico. Como resultado obtiveram 38,8%, 52,9%, 64,6% e 81,3% de contato osso implante de acordo com os períodos. Nos implantes teste não obtiveram nenhum contato osso implante, demonstrando falha na osseointegração. Os autores concluíram que a estabilidade primária é fundamental para o sucesso dos implantes e

quando não há estabilidade a osseointegração não acontecerá (Lioubavina-Hack et al., 2006).

Em um estudo de (Carvalho, 2008), foi verificado que implantes sem estabilidade primária corresponderam a 40% dos implantes que não osseointegraram, indicando que a mesma é de suma importância, porém não fundamental.

Otoni et al. (2005) avaliaram o torque de inserção para provisionalização imediata. O grupo experimental foi reabilitado provisoriamente em 24 horas e o grupo controle após o período padrão de cicatrização. O torque padronizado foi de 20Ncm no mínimo. Concluíram que para existir uma reabilitação provisória sobre implantes é necessário um torque acima de 32N.

Gallo-Oliani et al. (2006) demonstraram por meio de relato de caso a instalação de um implante imediato e carga imediata utilizando a coroa natural do paciente. Concluíram que a instalação imediata de implantes com carga imediata é viável e eficiente, mas a correta seleção do paciente e o estudo minucioso do caso são importantíssimos para a obtenção da osseointegração.

Em uma revisão sistemática e meta análise, a qual avaliou implantes inseridos com torques entre 20 a 45 Ncm, verificou-se que nessa margem de força não existem diferenças significativas para carregamentos imediatos ou tardios dos implantes (Benic et al., 2014).

Alto nível de compressão óssea durante a inserção leva a distúrbios da microcirculação local levando a necrose dos osteócitos, reabsorção óssea e possivelmente à perda do implante (Trisi et al., 2011; Moeen et al., 2014). Essa hipótese é altamente aceita no meio científico, todavia não existem muitas evidências científicas que corroboram com essa hipótese (Trisi et al., 2011; Moeen et al., 2014).

Altos torques durante a inserção dos implantes aumentam a compressão e distorção do osso periimplantar, podendo causar distúrbios à microcirculação local, necrose dos osteócitos e por fim, perda do implante (Bashutski et al., 2009). Esse fenômeno parece ser o mais aceito pela comunidade científica, porém não há estudos provando essa hipótese (Consolo et al., 2013; Trisi et al., 2013). Porém em estudo, Trisi et al., (2011) concluíram que implantes inseridos com alto torque em osso cortical denso não induz a necrose óssea e falha do implante, porém aumenta as estabilidades primária e secundária em casos de carga imediata.

Embora as empresas tenham desenvolvido vários tipos de sistemas de implantes com protocolos de perfuração e inserção específicos, falhas ao identificar a qualidade correta do osso podem levar a um excesso de torque durante a instalação (Nary Filho et al., 2015).

Em relação à macrogeometria dos implantes, esses passaram de implantes cilíndricos para semi-cônicos ou cônicos de acordo com a evolução da reabilitação. Mudanças que aumentaram a qualidade da estabilidade primária durante a inserção (Valente et al., 2016).

Em estudo de Moeen (2014), os autores mostraram que o aumento de 9,6 N durante a inserção reduz o risco de perda do implante em 20%. Colocando a margem de torque para inserção entre 35 e 70Ncm (Moeen et al., 2014; Nary Filho et al., 2015). Porém, autores sugerem que altos valores de torque (>80N), são necessários para procedimentos em carga imediata (Cannizzaro et al., 2012).

Trisi et al. (Trisi et al., 2009) encontraram em seus estudos correlação significativa entre torque de inserção dos implantes e redução da micro movimentação, todavia, acima de 45 N de torque não observaram diferenças.

Consolo et al. (Consolo et al., 2013), durante a inserção de implantes com alto torque, relatou a fratura de dois montadores, além de pequenas

fraturas na cortical óssea ao redor. Para esses implantes, a média de torque de inserção foi de 105.8N.

Em relação ao tempo de espera para a osseointegração, esse deve ser relativamente menor para implantes com menor contato entre osso e implante comparado aos implantes com maior contato livre (Duyck et al., 2015).

## **2.2 Falhas mecânicas**

Chee e Jivraj (2007) classificaram a falha dos implantes em 4 grupos:

- a) perda de osseointegração;
- b) falhas de posicionamento;
- c) defeitos de tecido mole;
- d) falhas biomecânicas.

Afirmaram ainda que a correção da falha de osseointegração não é tão problemática quanto a correção de um implante mal posicionado.

Os montadores convencionais foram gradualmente sendo substituídos por chaves de captura e inserção com conexões internas, as quais diminuem o custo do material. Todavia, os mecanismos favorecem o aumento da força e podem causar danos à parte superior do implante ao redor da plataforma ou à conexão onde assentará o pilar (Nary Filho et al., 2015). (Chuang et al., 2002) avaliaram por meio de um estudo retrospectivo, os fatores de risco associados à falha de implantes. Analisando 2349 implantes, procuraram relacionar fatores como: cigarro, tamanho do implante, melhor diâmetro e implantes imediatos. Como resultado

puderam mostrar que em uma análise uni-variável os fatores relacionados à falha foram: tabagismo, história de hábitos tabagistas, localização anatômica do implante, comprimento e diâmetro do implante, recobrimento, tipo de prótese, relação aos dentes e implantes vizinhos, implantes imediatos e protocolos cirúrgicos de um ou dois estágios. Já numa análise multi-variável, os fatores que persistiram foram o tabagismo, comprimento e diâmetro do implante, implante imediato e estágios do implante. Esses autores concluíram que conhecendo esses fatores o profissional pode adaptar os casos para evitar que esses fatores influenciem na osseointegração do implante.

As forças geradas pelo torque durante a inserção dos implantes podem causar alterações morfológicas nas superfícies internas e externas dos implantes (Teixeira et al., 2015).

Chaves manuais de controle de torque, mecânicas ou elétricas, são artificios usados para aperto e torque da junta pilar/implante, todavia a mais usada é a de torque manual por ser mais confortável e fácil. Esse método mesmo sendo o mais usado não é o mais aconselhável pois apresentam margem de erro de 3% a 6% quando calibradas anualmente conforme recomendação dos fabricantes podendo chegar até 10% (Kazemi et al., 2013).

A resistência ao torque de inserção é inerente à área de contato entre a chave/montador e o implante. Essa podendo aumentar não só a força de resistência na inserção como o grau de deformação ao implante (Nary Filho et al., 2015).

Nos estudos de (Teixeira et al., 2015), os implantes de conexão cônica apresentaram menor deformação em comparação aos implantes de hexágono interno e hexágono externo, sendo que dentre esses o implante de hexágono externo foi o tipo de implante que mais apresentou deformação.

Em reabilitações unitárias, parciais ou totais, o parafuso que une a junta pilar/implante pode sofrer afrouxamentos ou fraturas (Kazemi, Rohanian et al., 2013; Watanabe et al., 2015), em particular nos sistemas hexagonais. A liberdade rotacional das partes tem sido a suspeita para a falha da junta (Binon, McHugh, 1996).

As fraturas observadas na junta pilar/implante normalmente estão associadas à soltura de parafuso devido à micromovimentação. Implantes sem sistema de proteção contra rotação normalmente apresentam índices maiores de insucesso (Nergiz et al., 2004).

Em relação à soltura dos parafusos, em estudo de (Teixeira et al., 2015) foi verificado que os três tipos de implantes (hexágono externo, hexágono interno e conexão cônica) apresentaram frouxidão após ciclagem, todavia os implantes tipo conexão cônica pareceram mais resistentes à soltura. Este resultado foi atribuído à maior área de contato das conexões internas.

Micromovimentos causados por carga durante o período de regeneração óssea pode induzir a formação de tecido fibroso ao invés de osso, levando à falha do implante (Duyck et al., 2015). Problemas técnicos relacionados ao sistema componente/implante incluem a fratura do parafuso de fixação. A primeira razão para isso é a soltura não detectada do parafuso de fixação, a qual pode acontecer por bruxismo, supra estrutura desfavorável, sobrecarga ou má função (Nergiz et al., 2004).

Para (Binon, McHugh, 1996), a redução da pré-carga do parafuso resulta em uma vibração e micromovimentação da junta levando à soltura do parafuso. Fadiga, fricção e liberdade rotacional são fatores que afetam a pré carga e, conseqüentemente, a estabilidade da junta.

Segundo (Trisi et al., 2013), as micromovimentações da junta causam deformações no novo tecido, permitindo a penetração dos osteoclastos e induzindo a reabsorção óssea. Os limites das micromovimentações, experimentalmente feita em animais, estão na faixa de 50 a 100  $\mu\text{m}$ , ao

ultrapassar os limites, a reabsorção óssea pode ser induzida (Trisi et al., 2013).

A hipótese mais aceita sobre a regeneração tecidual é que os tecidos não são produzidos em áreas de força que excedem a adesão dos hemidesmossomos à camada de óxido, rompendo o selamento biológico (Trisi et al., 2013).

O valor do torque, aliado à dimensão da plataforma também podem ser fatores de falha mecânica (Kazemi et al., 2013).

De acordo com estudos de (Binon, McHugh, 1996) em pilares pré-fabricados calcináveis com torque de 20 Ncm é esperado o afrouxamento do parafuso em 2 a 3 meses. Quando o parafuso recebe o torque de 30 Ncm a soltura poderá acontecer de 24 a 36 meses. Quando os parafusos são reapertados após a pré carga, os períodos aumentam para 96 a 120 meses.

Em um ponto de vista biomecânico, as conexões podem ser internas ou externas. Melhor estabilidade durante a aplicação de carga e redução dos micromovimentos são mais observados nas conexões internas (Teixeira et al., 2015).

Os sistemas de conexão cônica são superiores em comparação aos hexagonais pois causam menos sobrecarga ao parafuso de fixação (Teixeira et al., 2015). Implantes de hexágono interno suportam forças perto de 80 Ncm (Rocha, Elias, 2010) e ruptura por volta de 150 Ncm. Para os implantes de hexágono externo, a deformação inicia com 55 Ncm e fraturam por volta de 70 Ncm antes de deformar totalmente a plataforma (Teixeira et al., 2013).

A passividade do sistema pilar/implante é de fundamental importância para o sucesso do tratamento e essa acontece quando não há tensões no sistema, isso inclui estar livre de báscula ou interfaces verticais e horizontais. Segundo (Binon, McHugh, 1996), a estabilidade protética tem relação direta com o desajuste rotacional dos implantes, onde quanto

menor o desajuste, maior será o contato entre as partes dos hexágonos aumentando a resistência ao afrouxamento do parafuso. Conexões com liberdade menor que 2° são mais estáveis à cargas de ciclagem e para evitar problemas maiores e soltura de parafuso, a liberdade rotacional não deve exceder 5° (Binon, McHugh, 1996).

Outros fatores que interferem no sucesso dos implantes de torque interno dizem respeito aos cuidados do profissional. Todo material sofre desgaste por uso e obviamente as chaves também, alterando a liberdade rotacional da junta chave/implante e por consequência o tipo de torque aplicado (Nary Filho et al., 2015). Outro fator muito presente é o cuidado com a chave. Não é difícil ficar resíduos de sangue ou material biológico nas chaves de inserção por deficiência na lavagem e esterilização. Além disso, o tipo de material utilizado para a limpeza das mesmas pode gerar corrosão (Bottino et al., 1999) interferindo no correto encaixe durante a instalação do implante.

### **2.3 Ensaios**

Em estudo, de Barros Carrilho et al. (2005) estudaram a liberdade rotacional de implantes de hexágono externo e hexágono interno. Concluíram que os implantes de hexágono interno apresentaram maior liberdade rotacional comparado aos implantes de hexágono externo quando aplicado torque máximo de 40 Ncm.

Conjuntos submetidos ao ensaio de torção, após a avaliação em microscopia eletrônica de varredura apresentaram a seguinte condição: para os implantes confeccionados em titânio grau IV, as arestas apresentaram deformações visíveis, já para os pilares confeccionados em

titânio liga (grau V), mantiveram-se intactos. Isso acontece pois o titânio grau V apresenta módulo elástico 2% maior que titânio comercialmente puro (Watanabe et al., 2015).

Tabela 1 – Graus de titânio e seus componentes

Liga	Elemento (% de impureza)							
	N	C	H	Fe	O	AL	V	TI
Ti grau I	0.03	0.01	0.015	0.02	0.18	-	-	Balanço
Ti grau II	0.03	0.01	0.015	0.03	0.25	-	-	Balanço
Ti grau III	0.05	0.01	0.015	0.03	0.35	-	-	Balanço
Ti grau IV	0.05	0.01	0.015	0.05	0.40	-	-	Balanço
Ti grau V	0.05	0.08	0.012	0.25	0.12	5.5 – 6.5	3.5 – 4.5	Balanço

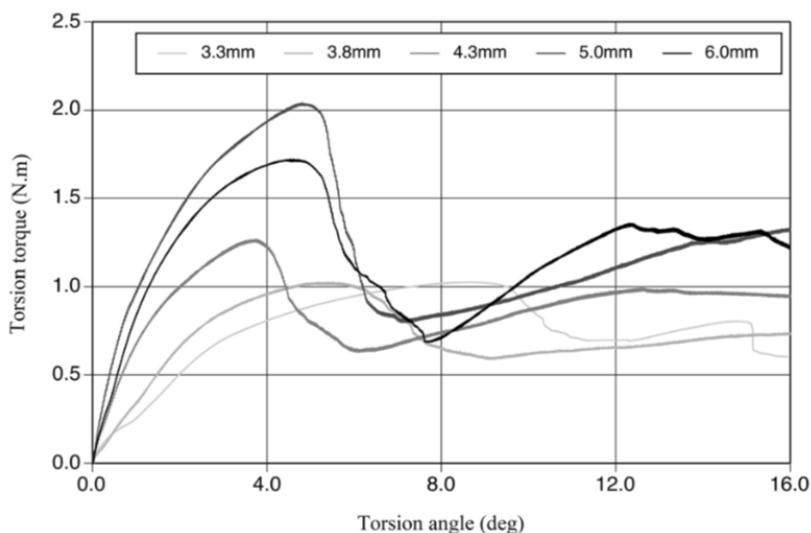
Fonte: ASTM F67 - *Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications*

Em ensaio de torção, (Soares, 2009), avaliaram três tipos de implantes, entre eles: hexágono externo, hexágono interno e cone morse. De acordo com os resultados o implante de hexágono interno foi o que apresentou maior resistência, seguido do hexágono externo e do cone morse. Todavia, os implantes avaliados foram testados com chave de inserção e não com o uso de montadores.

Os implantes submetidos ao teste de torção apresentam fratura da junta pilar/implante previamente à fratura somente do implante e os implantes de diâmetro menor fraturaram mais facilmente quando comparado a outros diâmetros de implantes tipo hexágono externo apresentaram grande deformação ou destruição após ensaio torsional (Watanabe et al., 2015).

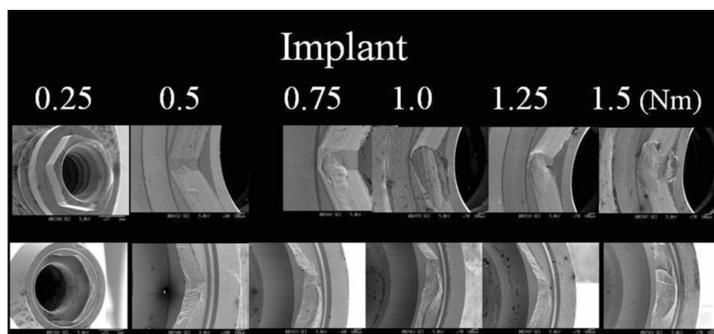
Previamente à fratura do metal, estudos comprovam o escoamento do material (deformação elástica) para posterior deformação plástica, conforme figuras 1 e 2 a seguir (Watanabe et al., 2015):

Figura 1 – Esquema de gráfico gerado durante teste de escoamento durante teste de torção



Fonte: Watanabe et al., 2015.

Figura 2 – Exemplo de imagens obtidas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) da deformação plástica ocorrida na interface implante/pilar após teste de torção



Fonte: Watanabe et al., 2015.

Em estudo, (Nary Filho et al., 2015) avaliaram 5 tipos de implantes em teste de torção, sendo dois deles de conexão externa e três de conexão interna. Em seus resultados constataram que tanto os implantes de hexágono externo quanto os implantes de hexágono interno sofreram grandes danos aos hexágonos e áreas de contato das chaves. Para os implantes de hexágono externo, tanto o modelo com montador convencional e o modelo com chave de torque interno apresentaram deformações impossibilitando ao uso.

### 3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve por objetivos:

- a) Esse trabalho teve por objetivo avaliar a deformação e resistência ao contra-torque dos hexágonos com o uso de um montador modificado proposto pelo autor para inserção dos implantes tipo hexágono externo (HE) tendo como hipótese de que o montador modificado apresente resultados diferentes do montador padrão;
- b) Avaliar a integridade do hexágono de implantes de hexágono externo, por meio de microscopia eletrônica de varredura, associado a um novo tipo de montador por meio de um teste de torção e de liberdade rotacional, tendo como hipótese a deformação plástica diferente entre os grupos;
- c) Analisar a força de contra-torque dos pilares após o conjunto implante/pilar serem submetidos ao teste de fadiga e também avaliar a interface pilar/implante, tendo como hipótese valores diferentes de torque e deformação quando comparado ao montador normal;
- d) Avaliar a deformação das roscas internas dos implantes por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), tendo como hipótese a manutenção da rosca interna dos implantes.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Materiais

Para esse estudo foram utilizados implantes de hexágono externo pré-montados (Implante e-fix Hexágono Externo, ref. SPM 413 lote: 0708/11– Titaniumfix, A.S. Technology, São José dos Campos, Brasil) medindo 4,0 x 13 mm, implantes de hexágono externo pré-montados com montador modificado (Implante e-fix Hexágono Externo, ref. SPM 413 lote: 0708/11– Titaniumfix, A.S. Technology, São José dos Campos, Brasil) e pilares protéticos UCLA (Pilar UCLA Titânio, ref. AUHT lote: 1005/17– Titaniumfix, A.S. Technology, São José dos Campos, Brasil) fabricados em titânio comercialmente puro grau IV.

Quadro 2 – Relação dos materiais utilizados no trabalho

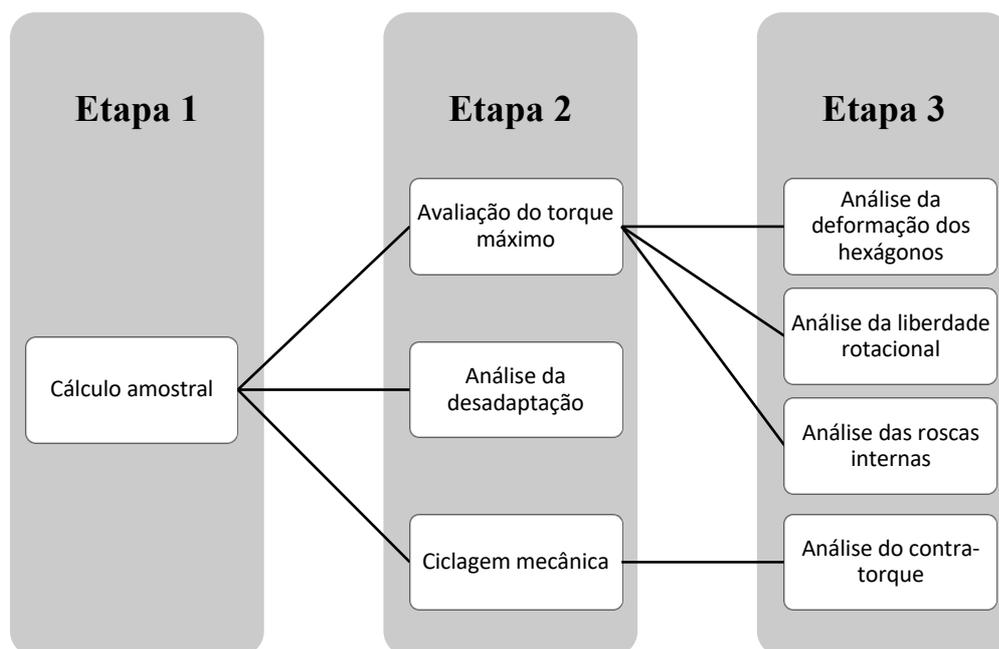
Produto	Referência	Lote	Marca	Tamanho	Montador	Material
Implante HE (e-fix)	SPM 413	0708/11	Titaniumfix	4x13 mm	Normal	Titânio grau IV
Implante HE (e-fix)	SPM 413	0708/11	Titaniumfix	4x13 mm	Modificado	Titânio grau IV
Pilar UCLA	AUHT	1005/17	Titaniumfix	--	--	Titânio grau V

Fonte: Elaborada pelo autor

## 4.2 Método

Este trabalho foi dividido em três etapas distintas conforme fluxograma a seguir:

Figura 3 – Fluxograma demonstrando as etapas do trabalho



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os montadores modificados foram idealizados pelo autor com o intuito de transferir as forças atualmente concentradas sobre o hexágono para o conjunto parafuso pilar, preservando assim a morfologia do hexágono. Uma das características do novo montador (Figura 4) é a presença de uma área para controle de torque que funciona como um fusível mecânico (Figura 5), ajudando a não exceder o torque máximo de deformação da estrutura do implante. Nota-se pela que o dispositivo que recebe a força durante o torque de inserção para o montador normal é o

próprio montador e para o montador modificado a força acontece no parafuso passante.(Anexo 1, 2).

Figura 4 - Imagem ilustrativa da diferença dos montadores



Legenda: a) montador normal; b) montador modificado; c) desenho esquemático do montador modificado montado.

Fonte: Imagens cedidas pela Titaniumfix, A.S. Technology.

Figura 5 – Imagem demonstrando o ponto de ruptura do montador modificado projetado como um fusível de ruptura



Fonte: Elaborada pelo autor.

#### **4.2.1 Etapa 1 - Avaliação do comportamento do pilar modificado de acordo com a plataforma e definição do tamanho da amostra**

Nesse estudo, foram analisados três tipos de plataformas de implante existentes e o comportamento dos montadores modificados para cada tipo. A partir disso, então determinou-se se houve diferença estatística entre os grupos e assim foi feito o cálculo amostral.

Para tal foram utilizados 30 implantes da marca Titaniumfix, sendo 10 implantes de hexágono externo de plataforma estreita (NP), 10 implantes de hexágono externo de plataforma regular (SPM) e 10 implantes de hexágono externo de plataforma larga (WP). Todos os implantes montados com os montadores modificados.

Para efeito de comparação da deformação morfológica, 2 implantes de cada plataforma, montados com o montador normal, foram submetidos ao mesmo teste torsional para verificação visual do grau de deformação dos mesmos.

Todos os implantes foram submetidos ao teste utilizando o torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil) previamente calibrado e fixados em um dispositivo de fixação universal (morsa) até o rompimento total do parafuso de fixação do montador.

##### **4.2.1.1 Definição do tamanho da amostra e delineamento da metodologia**

Após a primeira etapa do estudo e a definição da plataforma a ser usada na sequência do trabalho, por meio do cálculo amostral (Figura 6) foi definido que seria utilizado um total de 44 implantes, sendo que para a

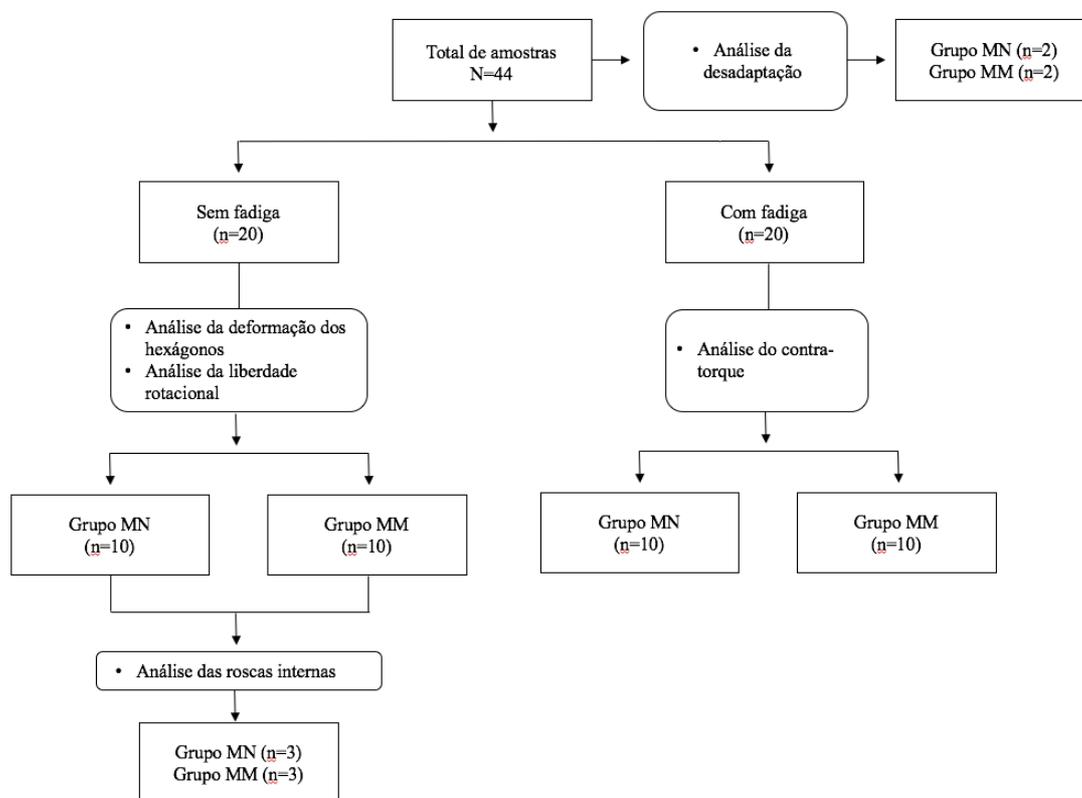
Etapa 2 seriam mantidas dez amostras por grupo para o ensaio de torque máximo com o montador normal (Grupo MN torque, n = 10) e com o montador modificado (Grupo MM torque, n = 10). Estes passaram, após o torque máximo pelos testes de medição da área e do perímetro dos hexágonos, três amostras com o torque máximos foram cortadas em seu longo eixo para avaliação da deformação das roscas internas e também todos os implantes dos dois grupos passaram pela avaliação da liberdade rotacional quando avaliado o torque máximo. Para a Etapa 3, definiu-se pela manutenção da mesma quantidade de dez amostras por grupo (grupo MN n = 10 e grupo MM n= 10) passaram pelo ensaio de fadiga por  $1,2 \times 10^6$  ciclos e posterior contra-torque para análise do comportamento em função. Além disso, mais dois implantes montados com cada modelo de montador (Grupo MN interface, n = 2; e Grupo MM interface, n = 2) foram submetidos a um torque de 80 Ncm e posteriormente receberam pilares para avaliação da desadaptação da junta pilar/implante, conforme figura 7.

Figura 6 – Fórmula para cálculo das amostras

$$\frac{\frac{z^2 \times p (1 - p)}{e^2}}{1 + \left( \frac{z^2 \times p (1 - p)}{e^2 N} \right)}$$

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 7 - Esquema para demonstração da distribuição das amostras e seus respectivos testes



Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.2 Etapa 2 – Análise do torque máximo e deformação do hexágono

Nesta etapa foram utilizados 20 conjuntos de implante/pilar, que foram divididos em dois grupos de acordo com o tipo de torque aplicado conforme o Quadro 3. Todos os implantes, após o ensaio de torção, foram analisados por MEV para avaliação da deformação dos hexágonos e para a integridade das roscas internas dos implantes.

Quadro 3 – Divisão dos grupos pelo tipo de montador para teste de torção

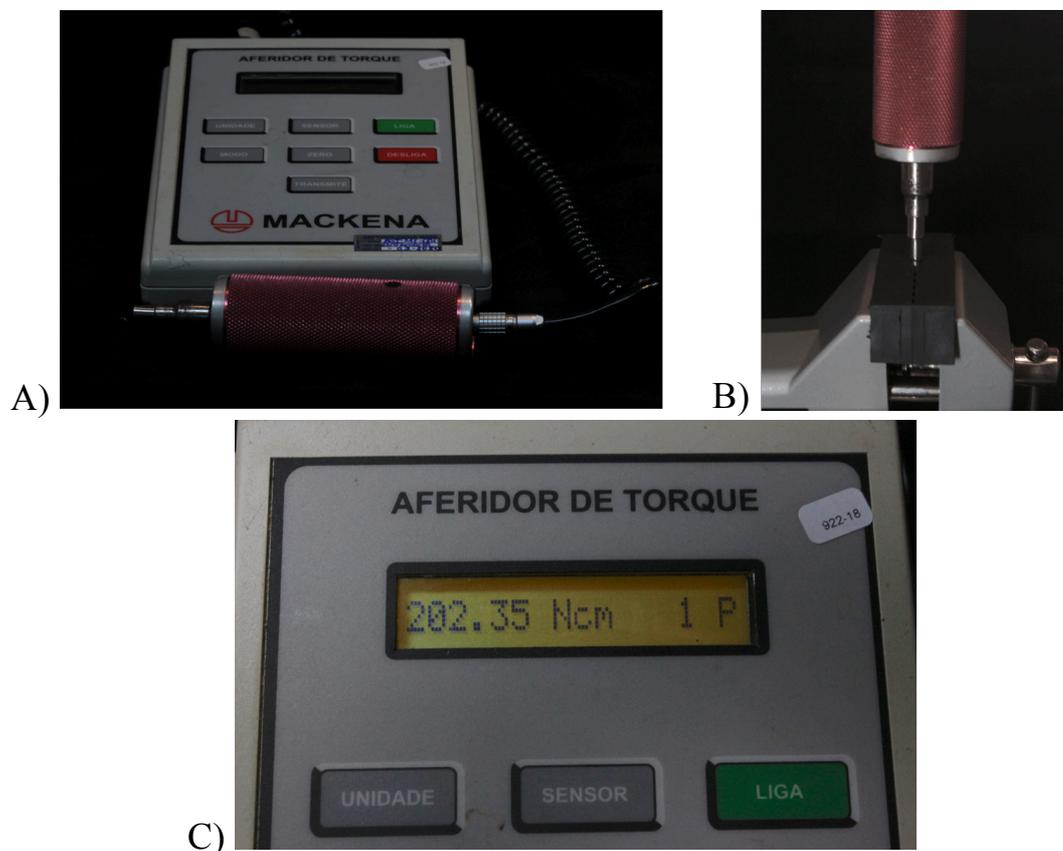
<b>Tipo de torque</b>	<b>Grupo</b>	<b>n</b>
Montador Normal	MN	10
Montador modificado	MM	10

Fonte: Elaborado pelo autor.

#### **4.2.2.1 Ensaio de torção**

Inicialmente, os implantes foram fixados em um dispositivo de fixação universal (morsa), presa à bancada por um sistema de retenção (sargento) de forma que ficassem imóveis durante a instalação e torque dos montadores. Os montadores foram, conectados aos implantes e apertados inicialmente com um torque de 20 N/cm utilizando o torquímetro manual (Torquímetro Manual, ref.: TMTD, Titaniumfix, A.S. Technology, São José dos Campos, Brasil) previamente calibrado. Os conjuntos montados (implante + montador) foram submetidos ao teste de torção máxima até o rompimento do parafuso ou deformação do hexágono (Watanabe, Hiroyasu et al. 2015) executado somente por um operador usando o torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil) previamente calibrado (figura 8).

Figura 8 – Ilustração do ensaio de torção por meio do torquímetro digital



Legenda: A) Torquímetro digital; B) Fixação dos implantes em dispositivo para fixação universal e C) Registro de torque máximo após o ensaio.

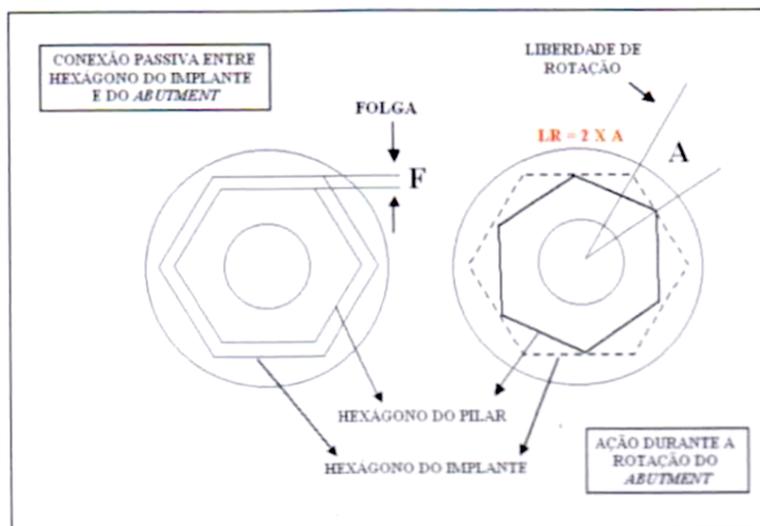
Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.2.2 Análise da liberdade rotacional da junta

Todas as amostras submetidas ao teste de torção (Grupo MN,  $n = 10$ ; Grupo MM,  $n = 10$ ) passaram por avaliação da liberdade rotacional. Um dispositivo para avaliação foi confeccionado baseado em estudos de (M, CL et al. 2009) onde a avaliação da liberdade rotacional confere a medida em graus da distância percorrida do limite imposto pela face do

hexágono de um lado limitado pela distância imposta pelo lado oposto (Figura 9).

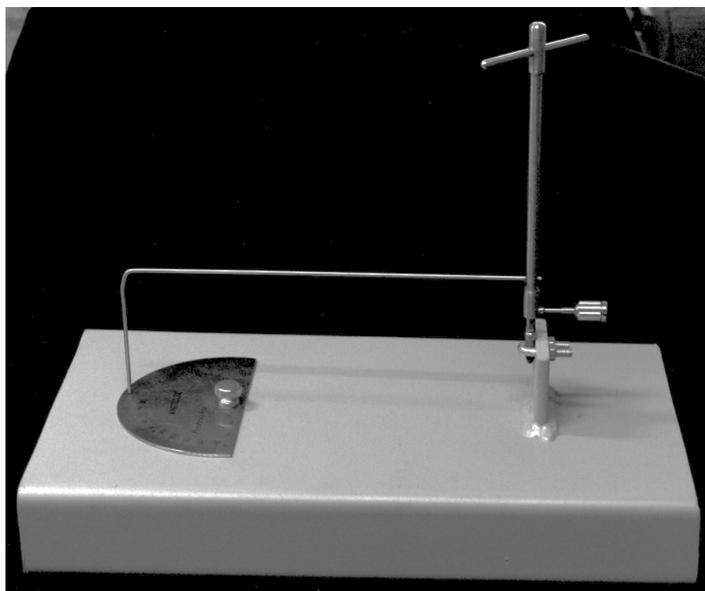
Figura 9 – Desenho esquemático da análise de liberdade rotacional



Fonte: Bergamin et al., 2009.

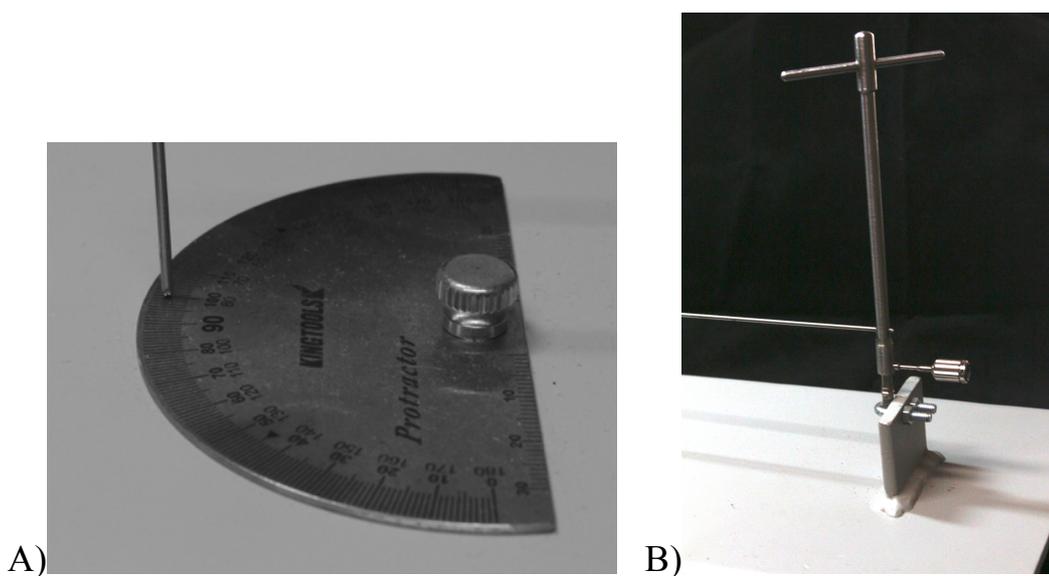
O dispositivo idealizado e fabricado pelo autor é composto por uma base composta de um fixador para o implante e um transferidor metálico localizado a 18 centímetros da fixação do implante para facilitar a visualização da rotação. A segunda parte é composta por um adaptador que encaixa no montador do implante, essa fixada por um parafuso com uma haste metálica posicionada acima dos graus do transferidor (figura 10). De acordo com a rotação da junta pilar/implante a haste gradua a liberdade rotacional (figura 11).

Figura 10 – Dispositivo reproduzido para avaliação da liberdade rotacional dos implantes antes e depois do ensaio de torque máximo



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 11 – Dispositivo reproduzido para avaliação da liberdade rotacional dos implantes antes e depois do ensaio de torque máximo



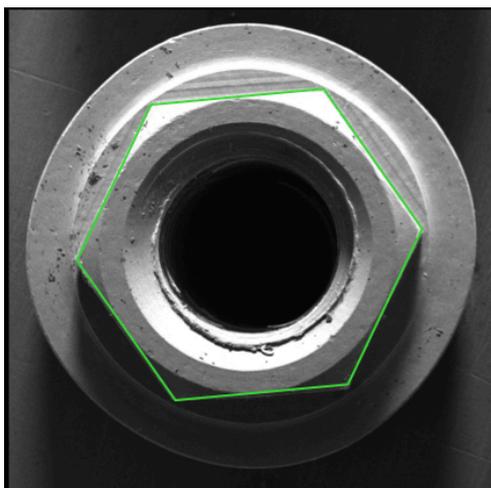
Legenda: a) Vista aproximada da área do transferidor com a ponta da haste para medição da liberdade rotacional; b) Vista aproximada do adaptador com a haste fixada encaixado sobre o montador do implante.

Fonte: Elaborado pelo autor.

### 4.2.2.3 Microscopia eletrônica de varredura

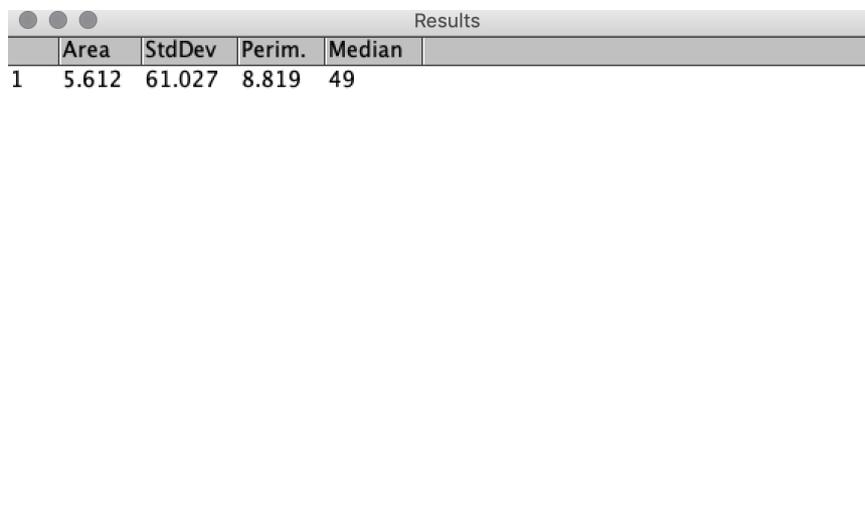
Após ensaio de torção os implantes foram escovados com escova de nylon, seguido de jato de ar comprimido para remoção de restos de usinagem e poeira oriundos do lixamento. Em seguida, foram imersos em álcool absoluto, lavados em cuba ultrassônica por 5 minutos e deixados para secar e foram submetidos ao microscópio (Inspect S50 – FEI Company e pelo programa XT microscope control – FEI Company). Após a obtenção das imagens em microscopia, os hexágonos dos implantes foram medidos (Teixeira, Shimano et al. 2015) obtendo como resultado o valor da área do hexágono e o perímetro do mesmo (Figuras 12 e 13). Para mensuração do hexágono foi usado o programa ImageJ® (software open source, National Institutes of Health, Bethesda, Maryland – Estados Unidos), a partir das imagens geradas em MEV em amplificação de 60x.

Figura 12 - Mensurações dos hexágonos mensuração do perímetro e área, magnificação 60x



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 13 – Exemplo dos dados obtidos a partir da mensuração dos hexágonos usando o programa ImageJ®, pelo qual pudemos obter o comprimento de cada diagonal, a área e o perímetro



	Area	StdDev	Perim.	Median
1	5.612	61.027	8.819	49

Fonte: Elaborado pelo autor.

#### **4.2.2.4 Análise da deformação das roscas internas após o torque máximo**

As três amostras de cada grupo (MN e MM) que apresentaram maior torque, foram cortadas no sentido longitudinal com o intuito de expor as roscas internas e foram analisadas em MEV para avaliação da deformação das roscas submetidas ao torque.

#### **4.2.3 Etapa 3 – Análise da soldura dos parafusos**

Nesta etapa foram utilizados 20 conjuntos de implante/pilar (10 para cada grupo), os quais também foram divididas pelo tipo de torque aplicado

sobre os montadores conforme o quadro 3. As amostras foram fixadas em dispositivo universal tipo morsa e todos os implantes foram submetidos a um torque máximo de 80 N/cm conforme estudos que sugerem o torque máximo de inserção (Constantino 2004; Teixeira et al., 2015). Após esse processo, os montadores foram retirados e foram manualmente colocados os pilares (Pilar Ucla Titânio, cód. AUHT – Titaniumfix, A.S. Technology, São José dos Campos, Brasil) com o torque recomendado pelo fabricante de 32Ncm. Em seguida, as amostras foram submetidas ao teste de fadiga mecânica e posterior medição do contra torque com o intuito de avaliar o afrouxamento dos parafusos. O quadro 4 exemplifica a divisão dos grupos para esta etapa do trabalho de avaliação do contra torque.

Quadro 4 – Divisão dos grupos pelo tipo de montador para ensaio de fadiga e para análise em MEV do gap pilar/implante

Tipo de torque	Grupo	Fadiga
Montador Normal	MN	n=10
Montador modificado	MM	n=10

Fonte: Elaborado pelo autor.

#### **4.2.3.1 Confecção dos dispositivos de carregamento hemisférico**

Os dispositivos de carregamento foram usinados em aço inoxidável conforme os parâmetros descritos na norma ISO 14801:2007. A usinagem das peças foi realizada pela Titaniumfix (A.S. Technology Comp. Esp. Ltda., São José dos Campos, Brasil).

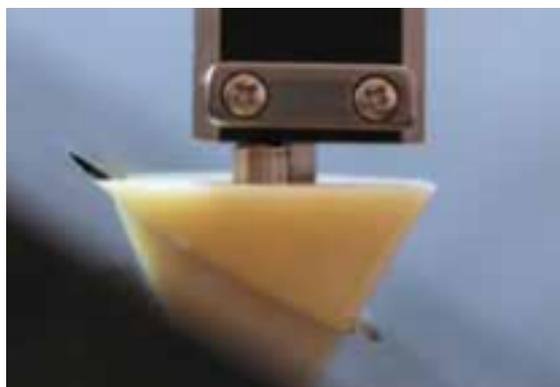
O formato hemisférico do dispositivo de carregamento permitiu que a carga fosse aplicada em um único ponto de área igual em todas as amostras evitando, assim, uma concentração desigual das forças bem como uma deformação prematura das amostras.

#### 4.2.3.2 Fixação da amostra e aplicação da carga

Os implantes foram posicionados no interior de tubos de polivinil (26 mm de diâmetro por 20 mm de altura) com auxílio de uma fresadora adaptada a um delineador para garantir o posicionamento correto dos implantes. Em seguida foi vertida resina de poliuretano (F16, AXSON, São Paulo, SP - Brasil) com módulo de elasticidade igual a 3600 GPa.

Os implantes foram posicionados de forma que a plataforma ficasse localizada a  $3,0 \pm 0,5$  mm acima da superfície do bloco de fixação de modo a simular a reabsorção óssea fisiológica comumente associada a este tipo de tratamento (Figura 14).

Figura 14 – Confirmação da altura de instalação dos implantes com paquímetro digital



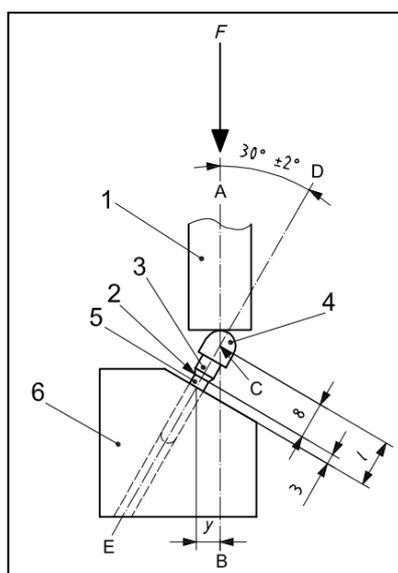
Fonte: Elaborada pelo autor.

Passado o tempo de endurecimento do material, os cilindros contendo as amostras foram fixados à base de um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), os montadores receberam o torque máximo de 55 N/cm para simulação da inserção do implante ao osso. Após esse processo, os montadores foram trocados pelos pilares reto, os quais foram fixados com o torque de 32 N/cm conforme a recomendação do fabricante. Por conta da pré-carga do parafuso, após dez minutos, foi realizado novo apertamento com o mesmo valor de torque.

Em seguida, os conjuntos foram fixados aos dispositivos rígidos de fixação da cicladora por meio de uma matriz metálica com inclinação de 30°.

A fixação das amostras seguiu as especificações contidas na norma ISO 14801:2007 como ilustra as Figuras 15 e 16:

Figura 15 – Esquema de montagem do corpo de prova segundo a norma ISO 14801:2007



Legenda: 1) pistão de carregamento, 2) interface pilar implante, 3) pilar, 4) dispositivo de carregamento hemisférico 5) distância mínima de 3 mm do implante fora do poliuretano, 6) base de poliuretano.

Fonte: ISO 14801:2007 - *Dynamic fatigue test for endosseous dental implants*.

Figura 16 – Imagem do dispositivo montado e pronto para o ensaio de fadiga



Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.3.3 Ciclagem Mecânica

Os parâmetros de montagem dos corpos de prova, aplicação da carga e frequência adotada para ciclagem mecânica ou ensaio de fadiga seguiu os parâmetros descritos na norma ISO 14801:2007 - *Dynamic fatigue test for endosseous dental implants*.

Os testes foram conduzidos a uma frequência de 4 Hz por  $1,2 \times 10^6$  ciclos. A carga aplicada foi de 120 Ncm e oscilou entre o valor do pico nominal e 10% deste valor.

A média de ciclos mastigatórios é, em média, de 800.000 ciclos ao ano (Rosentritt et al., 2006) e a carga mastigatória fisiológica média é de 120Ncm (Richter, 1995). Desta forma, o número de ciclos realizado nesta pesquisa corresponde à aproximadamente um ano e meio de função.(Rosentritt et al., 2006; Richter, 1995)

#### **4.2.3.4 Mensuração dos valores de contra torque dos pilares**

Finalizados os ciclos, as amostras foram fixadas, individualmente, por meio de um dispositivo de apreensão rígido. O contra torque dos parafusos foi realizado com uma chave hexagonal de 1.2 mm para torquímetro específica para instalação e remoção dos parafusos protéticos utilizados (cód. CTCL, Titaniumfix, São José dos Campos, Brasil) acoplada à um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, SP - Brasil) previamente calibrado.

#### **4.2.3.5 Análise da desadaptação pilar implante**

Duas amostras de cada grupo MN e MM, receberam torque de 80 Ncm e logo após trocou-se os montadores por pilares em titânio para avaliação da desadaptação da interface. As medidas foram feitas em microscopia eletrônica de varredura e selecionou-se uma área de 50  $\mu\text{m}$  onde mediu-se os 3 pontos de maior distância da interface.

## **5 RESULTADOS**

### **5.1 Etapa 1 - Avaliação do comportamento do pilar modificado de acordo com a plataforma**

Os valores da deformação plástica dos hexágonos dos implantes foram registrados pelo torquímetro digital e esses foram submetidos a análise estatística por meio do teste de análise descritiva conforme mostram as Tabelas 2 a 4 a seguir.

De acordo com os valores de torque máximo para o grupo dos implantes de plataforma regular, obtivemos média de  $107,92 \pm 7,25$  Ncm (tabela 2).

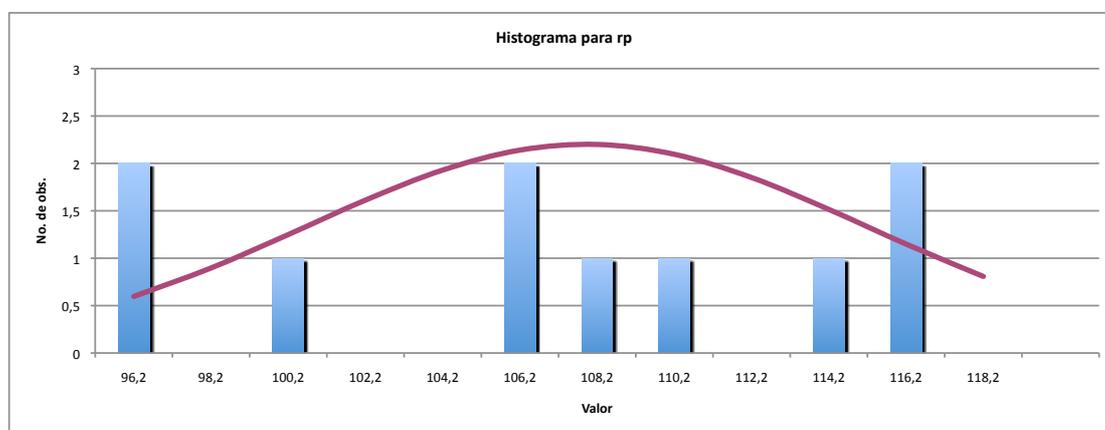
De acordo com o histograma apresentado a seguir pudemos observar pelas colunas maiores os valores de torque em Ncm de maior incidência para os implantes de plataforma regular (figura 17).

Tabela 2 - Referente a análise dos implantes de plataforma regular

Valor Alpha (intervalo de confiança) 5%			
Contagem	10	Distorção	-0,263
Média	107,925	Erro padrão da distorção	0,6145
Média LCL	102,7344	Curtose	1,7729
Média UCL	113,1156	Erro padrão da Curtose	0,9224
Desviação padrão	7,256	Distorção alternativa (de Fisher)	-0,3118
Erro-padrão (de média)	2,2945	Curtose alternativa (de Fisher)	-1,205
Mínimo	97,25	Coefficiente de variação	0,0672
Máximo	116,55	Desvio Médio	5,755
Intervalo	19,3	Segundo momento	47,3841
Soma	1079,25	Terceiro momento	-85,7748
Erro padrão de soma	22,9454	Quarto momento	3980,7008
Quadrados de soma total	116951,8975	Mediano	108,2
Quadrados de soma ajustada	473,8413	Erro mediano	0,9094
Média geométrica	107,7024	Percentil 25% (Q1)	104,375
Média harmónica	107,4772	Percentil 75% (Q2)	115,9
Modo	#N/A	IQR	11,525
Variância	52,649	MAD	6,85

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 – Histograma dos valores de fratura obtidos para cada amostra de implante de plataforma regular



Fonte: Elaborado pelo autor.

De acordo com os valores de torque máximo para o grupo dos implantes de plataforma estreita, obtivemos média de  $108,55 \pm 7,54$  Ncm (tabela 3).

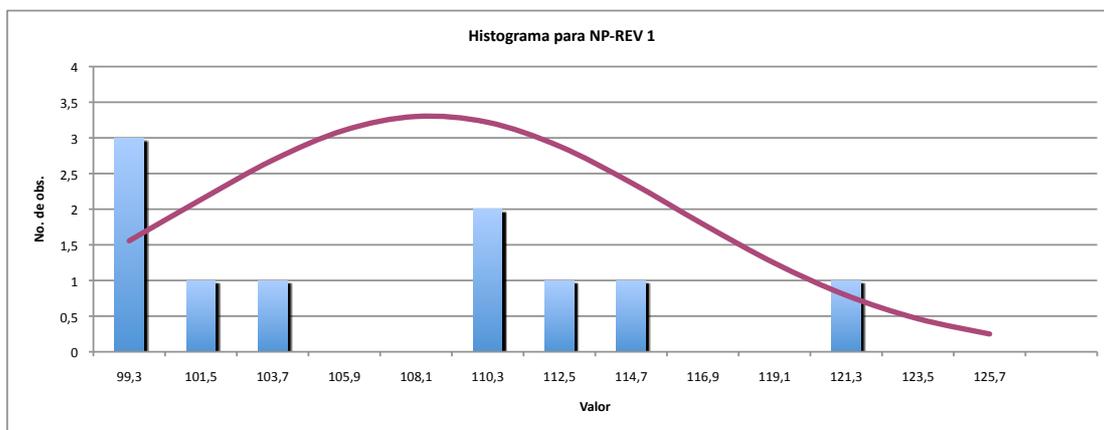
De acordo com o histograma apresentado a seguir pudemos observar pelas colunas maiores os valores de torque em Ncm de maior incidência para os implantes de plataforma estreita (figura 18).

Tabela 3 - Referente a análise dos implantes de plataforma estreita

Valor Alpha (intervalo de confiança)			
5%			
Contagem	10	Distorção	0,4199
Média	108,555	Erro padrão da distorção	0,6145
Média LCL	103,1609	Curtose	1,9753
Média UCL	113,9491	Erro padrão da Curtose	0,9224
Desviação padrão	7,5405	Distorção alternativa (de Fisher)	0,4979
Erro-padrão (de média)	2,3845	Curtose alternativa (de Fisher)	-0,8473
Mínimo	100,45	Coefficiente de variação	0,0695
Máximo	122,4	Desvio Médio	6,505
Intervalo	21,95	Segundo momento	51,1727
Soma	1085,55	Terceiro momento	153,7082
Erro padrão de soma	23,845	Quarto momento	5172,5118
Quadrados de soma total	118353,6075	Mediano	108,25
Quadrados de soma ajustada	511,7273	Erro mediano	0,9451
Média geométrica	108,3229	Percentil 25% (Q1)	102,075
Média harmónica	108,0948	Percentil 75% (Q2)	114,45
Modo	#N/A	IQR	12,375
Variância	56,8586	MAD	6,175

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 – Histograma dos valores de fratura obtidos para cada amostra de implante de plataforma estreita



Fonte: Elaborado pelo autor.

De acordo com os valores de torque máximo para o grupo dos implantes de plataforma larga, obtivemos média de  $113,42 \pm 4,84$  Ncm (tabela 4).

De acordo com o histograma apresentado a seguir pudemos observar pelas colunas maiores os valores de torque em Ncm de maior incidência para os implantes de plataforma larga (figura 19).

Tabela 4 - Referente a análise dos implantes de plataforma larga

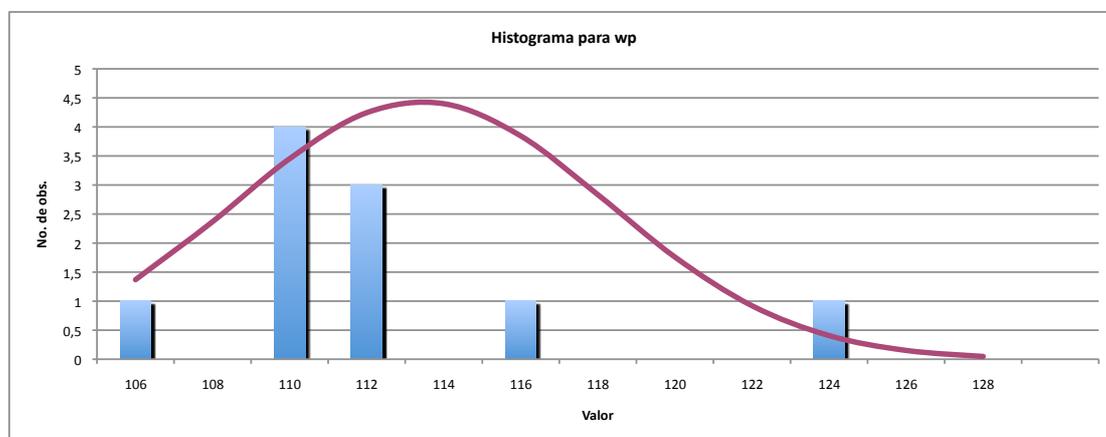
Valor Alpha (intervalo de confiança)

5%

Contagem	10	Distorção	1,398
Média	113,42	Erro padrão da distorção	0,6145
Média LCL	109,9571	Curtose	4,7557
Média UCL	116,8829	Erro padrão da Curtose	0,9224
Desviação padrão	4,8409	Distorção alternativa (de Fisher)	1,6578
Erro-padrão (de média)	1,5308	Curtose alternativa (de Fisher)	4,0681
Mínimo	107,05	Coefficiente de variação	0,0427
Máximo	125,2	Desvio Médio	3,104
Intervalo	18,15	Segundo momento	21,0906
Soma	1134,2	Terceiro momento	135,4047
Erro padrão de soma	15,3082	Quarto momento	2115,4031
Quadrados de soma total	128851,87	Mediano	112,5
Quadrados de soma ajustada	210,906	Erro mediano	0,6067
Média geométrica	113,3302	Percentil 25% (Q1)	111,375
Média harmônica	113,2435	Percentil 75% (Q2)	115,2
Modo	#N/A	IQR	3,825
Variância	23,434	MAD	1,225

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 19 – Histograma dos valores de fratura obtidos para cada amostra de implante de plataforma larga



Fonte: Elaborado pelo autor.

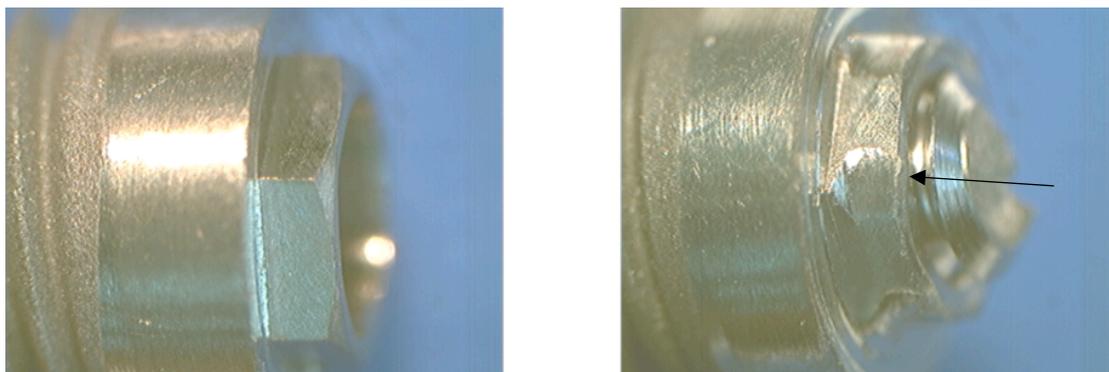
Após a avaliação estatística, constatou-se que os valores médios referentes aos três grupos não apresentaram diferença estatisticamente significativa  $p < 0,05$ , sendo assim optado pela utilização dos implantes de hexágono externo plataforma regular por ser o mais amplamente utilizado na implantodontia.

Como análise morfológica, foi feita a avaliação dos hexágonos por meio da estereomicroscopia para detectar a deformação pós carga, essa análise teve um caráter de avaliação comportamental qualitativa (figuras 20, 21, 22, 23, 24).

Pela análise das imagens, pudemos perceber o arredondamento das arestas e fratura com retenção do fragmento do parafuso do montador (Figuras 20 e 21) quando comparado a um implante sem torque.

Figura 20 - Avaliação do hexágono submetido (direita) e não submetido ao teste (esquerda)

+



Fonte: Elaborado pelo autor.

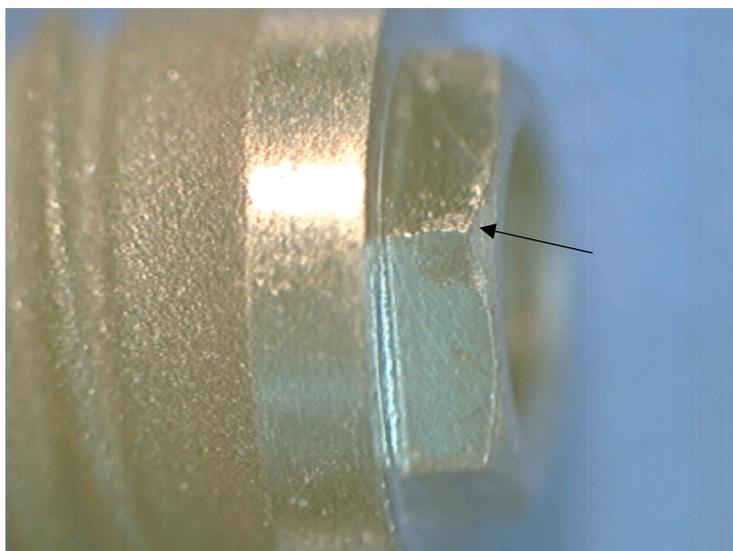
Figura 21 - Deformação do hexágono de um implante submetido ao teste de torção usando o montador padrão



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em análise da imagem da figura 22, podemos avaliar a integridade das arestas do hexágono do implante de plataforma regular submetido ao teste de torque máximo com o uso do montador modificado.

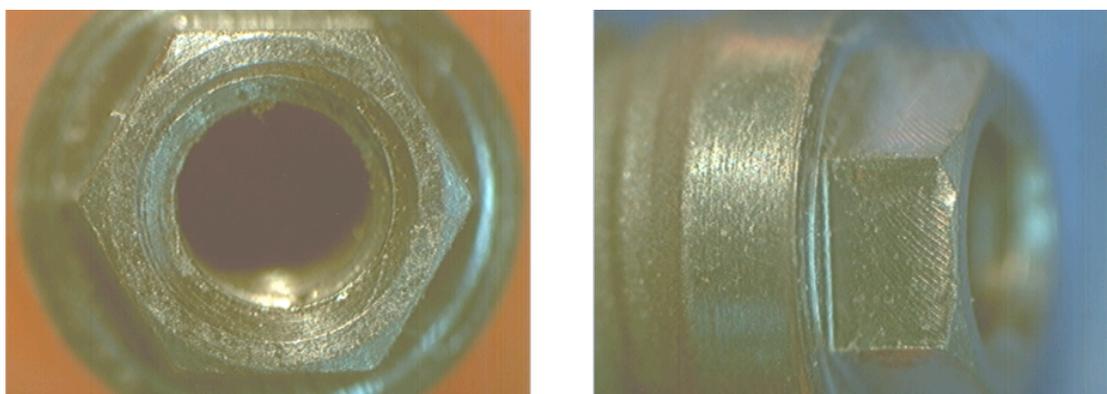
Figura 22 - Imagem ilustrando a condição do hexágono para implantes de plataforma regular submetidos ao teste de torsão com o montador modificado



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em análise da imagem da figura 23, podemos avaliar a integridade das arestas do hexágono do implante de plataforma estreita submetido ao teste de torque máximo com o uso do montador modificado.

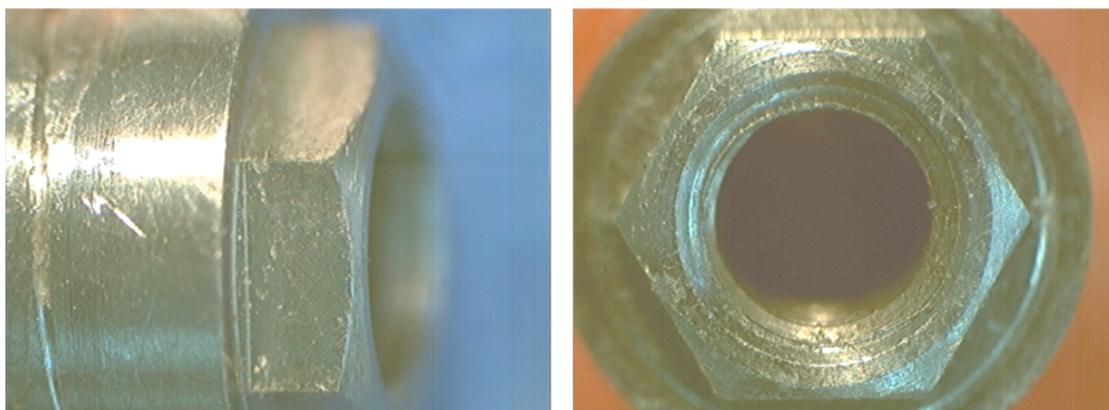
Figura 23 - Imagem ilustrando a condição do hexágono para implantes de plataforma estreita submetidos ao teste de torsão com o montador modificado



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em análise da imagem da figura 24, podemos avaliar a integridade das arestas do hexágono do implante de plataforma larga submetido ao teste de torque máximo com o uso do montador modificado.

Figura 24 - Imagem ilustrando a condição do hexágono para implantes de plataforma larga submetidos ao teste de torsão com o montador modificado



Fonte: Elaborado pelo autor.

## 5.2 Etapa 2 – Análise do torque máximo de deformação do hexágono

### 5.2.1 Ensaio de torção

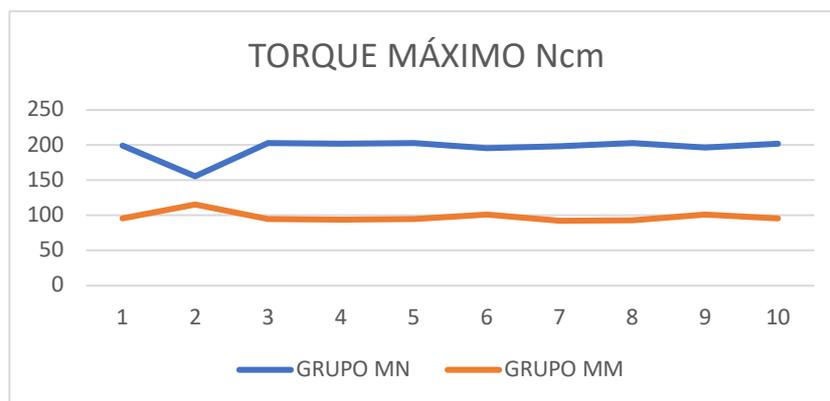
De acordo com os valores obtidos no ensaio de torção com torque máximo podemos notar uma aparente homogeneidade das amostras nos grupos, porém entre os grupos nota-se, também, aparente diferença nos valores de torque (tabela 5 e figura 25). Valores em Ncm.

Tabela 5 - Valores máximos obtidos em ensaio de torção com torque máximo para implantes dos grupos dos montadores normais (MN) e montadores modificados (MM), valores em Ncm

AMOSTRA	GRUPO MN	GRUPO MM
1	199,6	95,6
2	155,7	115,55
3	203	94,7
4	202,3	93,8
5	202,8	94,75
6	195,8	100,85
7	198,7	92,4
8	202,65	93,25
9	196,2	101,20
10	202,35	96,10

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 25 - Gráfico ensaio de torção dos grupos MN e MM em Ncm



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em teste não paramétrico as medianas diferem, mostrando diferença estatística significativa entre o torque máximo dos dois montadores. O montador modificado manteve mediana de 95,17 Ncm, valor próximo aos 100 Ncm calculados em projeto para o rompimento da área que funciona como fusível.

Para a análise estatística dos valores de torque máximo, optou-se pelo teste não paramétrico de Mann-Whitney (Tabela 6).

Tabela 6 – Valores estatísticos para torque máximo para montador normal (MN) e montador modificado (MM)

---

Teste Mann-Whitney: Torque máximo para montador normal (MN) e montador modificado (MM)

---

	N	Median
MN-Torque	10	200.95
MM-Torque	10	95.17

*Point estimate for  $\eta_1 - \eta_2$  is 103.02*  
*95.5 Percent CI for  $\eta_1 - \eta_2$  is (97.50,107.60)*  
*W = 155.0*

*Test of  $\eta_1 = \eta_2$  vs  $\eta_1 \neq \eta_2$  is significant at **0.0002 < 0.05***

---

Fonte: Elaborada pelo autor.

### 5.2.2 Análise da liberdade rotacional

De acordo com os valores obtidos no ensaio de liberdade rotacional para o grupo MN, observamos uma alteração considerável após o torque máximo ocorrido por conta da visível deformação do hexágono após o ensaio. As amostras 6 e 7 não foram computadas pois o montador não se desprende do hexágono por conta da deformação (tabela 7 e figura 26).

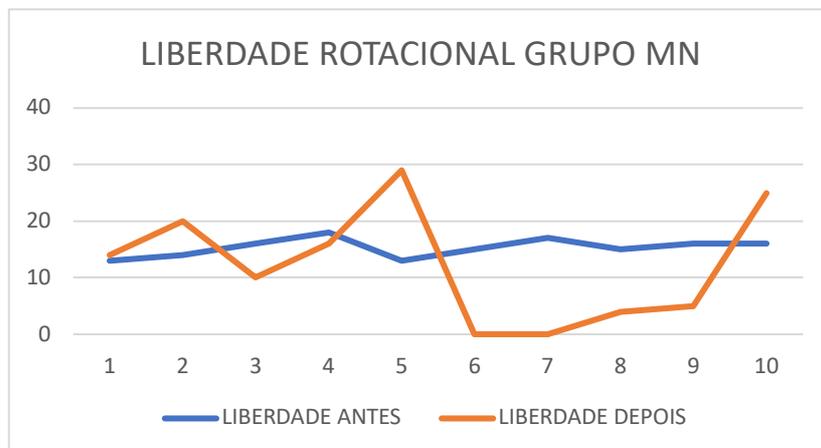
Para os ensaios de liberdade rotacional, os valores foram obtidos em graus.

Tabela 7 - Valores obtidos do teste de liberdade rotacional dos implantes do grupo MN (montador normal); valores em graus

AMOSTRA	LIBERDADE ANTES	LIBERDADE DEPOIS
1	13	14
2	14	20
3	16	10
4	18	16
5	13	29
6	15	(*)
7	17	(*)
8	15	4
9	16	5
10	16	25

Legenda: (\*) Valores não obtidos devido a impossibilidade de remoção dos montadores.  
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 26 - Gráfico representativo do ensaio de liberdade rotacional dos implantes do grupo MN



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os valores da liberdade rotacional apresentaram diferença visível antes e depois na avaliação dos valores registrados, em análise estatística as médias não diferiram resultando a uma diferença estatística não significativa. Porém na avaliação do desvio padrão, o valor foi de 9,68 graus, quase 60% acima do valor médio da liberdade rotacional inicial.

Para a avaliação da liberdade rotacional o teste estatístico selecionado foi o Teste T pareado, a seguir:

Tabela 8 – Valores estatísticos para liberdade rotacional antes e depois do torque máximo com montador normal

---

Teste T pareado: para Liberdade rotacional antes (LR 1) e depois (LR 2) do torque máximo com montador normal

---

*Paired T for N-LR 1 - N-LR 2*

<u>N</u>		<u>Mean</u>	<u>StDev</u>
N-LR 1	8	15.13	1.73
N-LR 2	8	15.38	9.01
Difference	8	-0.25	9.68

95% CI for mean difference: (-8.34, 7.84)

*T-Test of mean difference = 0 (vs  $\neq$  0): T-Value = -0.07*

***P-Value = 0.944 > 0.05 não diferem as médias***

---

Fonte: Elaborada pelo autor.

De acordo com os valores obtidos no ensaio de liberdade rotacional para o grupo de MM, observou-se a manutenção dos valores de liberdade rotacional na maioria das amostras mesmo após ensaio de torção, sugerindo a não deformação dos hexágonos.

De acordo com o teste abaixo, os valores médios não diferiram significativamente antes e depois do torque, porém em análise do desvio padrão, os valores foram muito próximos, diferentemente dos valores testados para os implantes com torque usando o montador normal (tabela 9 e figura 27).

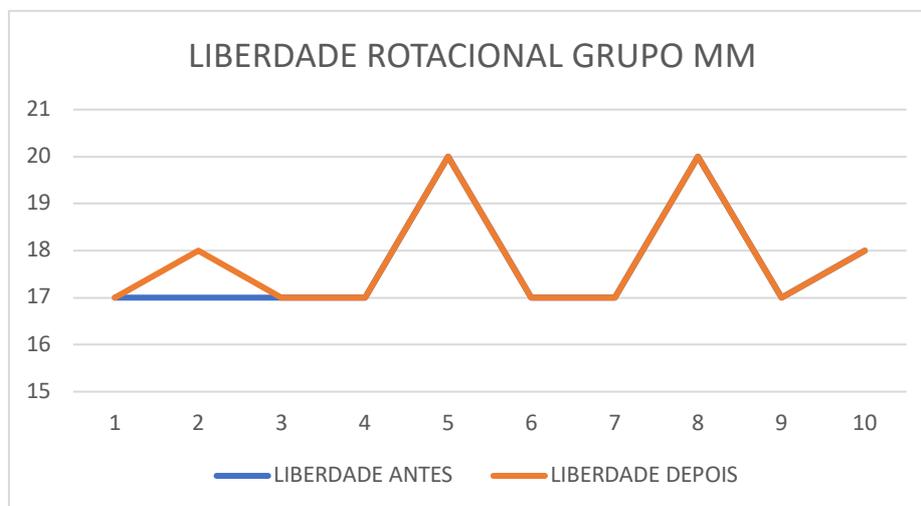
Para a avaliação da liberdade rotacional o teste estatístico selecionado foi o Teste T pareado, a seguir:

Tabela 9 - Valores obtidos do teste de liberdade rotacional dos implantes do grupo MM (montador modificado), valores em graus

AMOSTRA	LIBERDADE ANTES	LIBERDADE DEPOIS
1	17	17
2	17	18
3	17	17
4	17	17
5	20	20
6	17	17
7	17	17
8	20	20
9	17	17
10	18	18

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 27 – Gráfico ensaio de liberdade rotacional dos implantes do grupo MM



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 10 – Valores estatísticos para a liberdade rotacional antes e depois do torque máximo com montador modificado

Teste T pareado: para Liberdade rotacional antes (LR 1) e depois (LR 2) do torque máximo com montador modificado			
<i>Paired T for MM-LR 1 - MM-LR 2</i>			
<i>N</i>	<i>Mean StDev</i>		
MM-LR 1	10	17.700	1.252
MM-LR 2	10	17.800	1.229
<i>Difference</i>	10	-0.100	0.316
<b>P-Value = 0.343 &gt; 0.05 não diferem as médias</b>			

Fonte: Elaborada pelo autor.

Quando comparamos os valores de liberdade rotacional da diferença entre o antes e o depois para os dois tipos de montadores, obtivemos os seguintes resultados:

Tabela 11 - Valores de liberdade rotacional antes e depois para os dois tipos de montadores (MN e MM) e a diferença entre os valores para cada implante (Dif)

<b>N-LR 1</b>	<b>N-LR 2</b>	<b>Dif-MN-LR</b>	<b>MM-LR 1</b>	<b>MM-LR 2</b>	<b>Dif-MM-Lr</b>
13	14	-1	17	17	0
14	20	-6	17	18	-1
16	10	6	17	17	0
18	16	2	17	17	0
13	29	-16	20	20	0
15	(*)	(*)	17	17	0
17	(*)	(*)	17	17	0
15	4	11	20	20	0
16	5	11	17	17	0
16	25	-9	18	18	0

Legenda: (\*) Valores não obtidos devido a impossibilidade de remoção dos montadores.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A partir da tabela 12, pudemos avaliar estatisticamente a diferença entre os resultados da liberdade rotacional antes e depois por meio do teste não paramétrico de Mann-Whitney a seguir.

Conforme teste abaixo, os valores se mostraram não significantes estatisticamente para as diferenças de liberdade rotacional, onde a mediana se mostrou em mesmo patamar para os dois grupos, porém a grande diferença foi o desvio padrão, apresentado pelo grupo dos montadores normais, melhor visualizado pelo gráfico a seguir figura 28:

Tabela 12 – Valores estatísticos de liberdade rotacional antes e depois para os dois tipos de montadores (MN e MM) e a diferença entre os valores para cada implante (Dif)

---

Teste Mann-Whitney: Difa-N-LR, Difa-MM-Lr

---

N		Median
Difa-N-LR	8	0.50
Difa-MM-Lr	10	0.00

*Point estimate for  $\eta_1 - \eta_2$  is 1.00*

*95.4 Percent CI for  $\eta_1 - \eta_2$  is (-8.99,11.00)*

*W = 76.5*

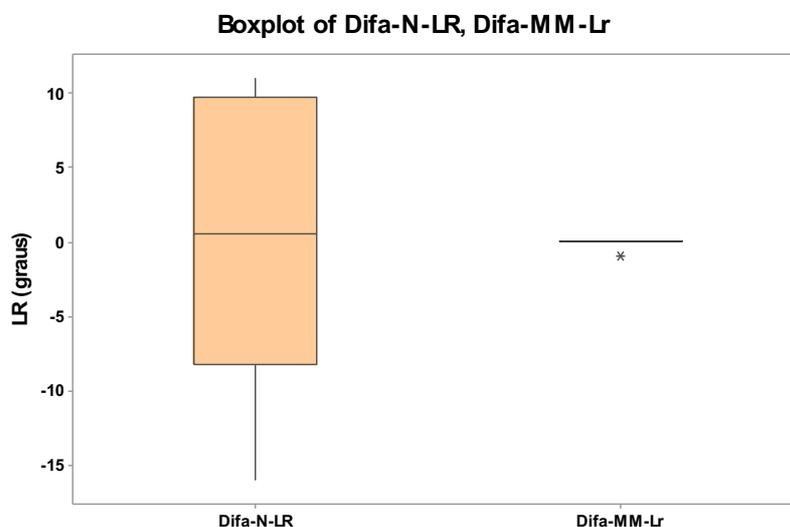
*Test of  $\eta_1 = \eta_2$  vs  $\eta_1 \neq \eta_2$  is significant at 1.0000*

***The test is significant at 1.0000 > 0,05***

---

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 28 - *Boxplot* da diferença dos valores de liberdade rotacional dos hexágonos antes e após torque máximo, para os dois montadores



Legenda: Difa-N-LR = Grupo MN; Difa-MM-Lr = Grupo MM.  
 Fonte: Elaborado pelo autor.

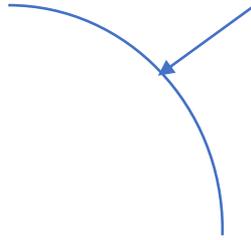
### 5.2.3 Análise da deformação dos hexágonos

A seguir podemos avaliar visualmente a imagem da condição dos hexágonos feita em MEV com magnificação de 60x (figura 30 e 31).

Avaliando as imagens dos grupos é interessante reparar que a deformação plástica do hexágono aconteceu mais nos implantes que sofreram a carga por meio do montador normal (grupo MN).

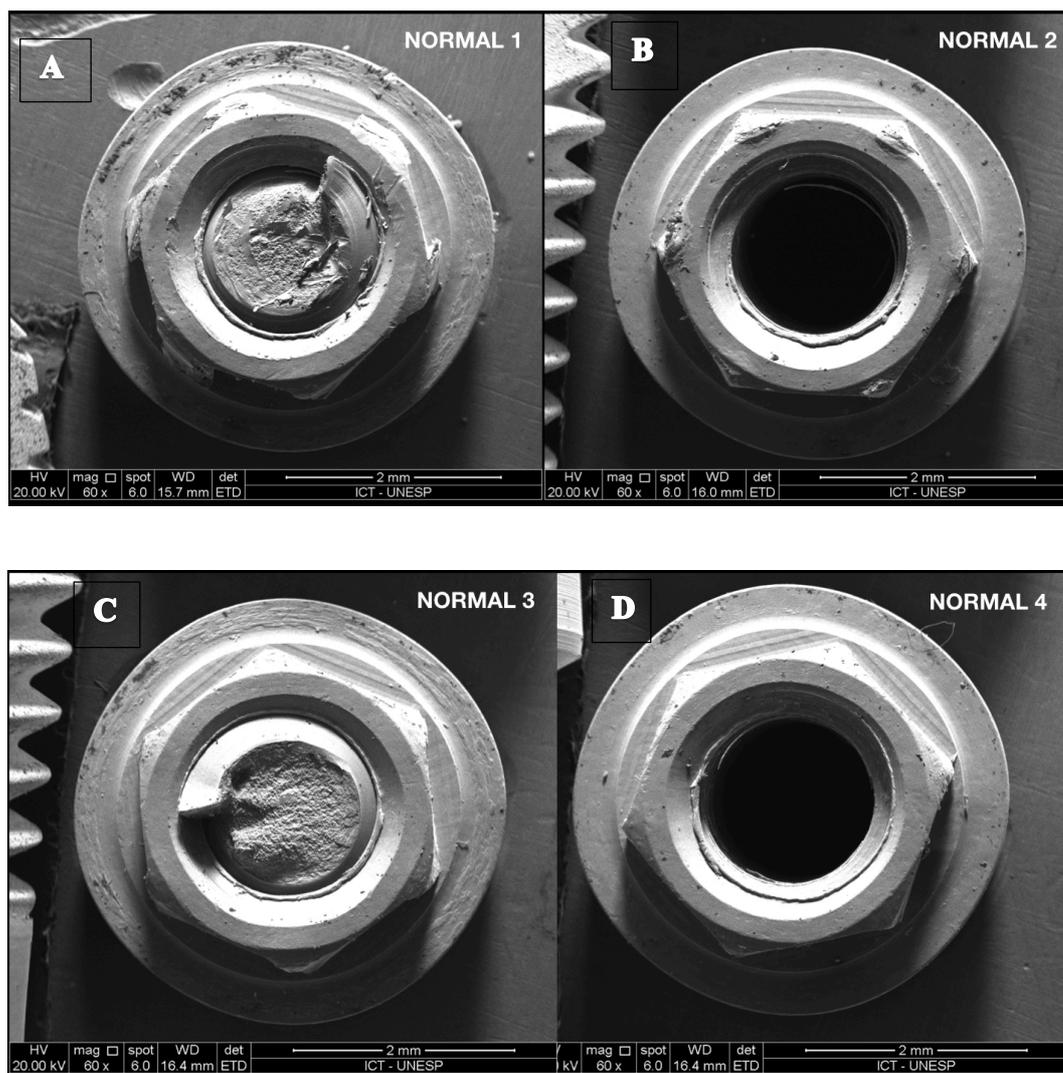
A partir das imagens e usando o programa para medição ImageJ®, pudemos calcular a área e o perímetro de cada hexágono (tabelas 13 e 14). Toda vez que um implante de hexágono externo sofre deformação em seu indexador, as arestas arredondam reduzindo a área do mesmo. Para definição dos pontos nos hexágonos deformados, o ponto de eleição foi a parte mais externa da superfície arredondada, conforme ilustração da figura 29:

Figura 29 – Desenho esquemático do ponto de eleição para medição das arestas do hexágono

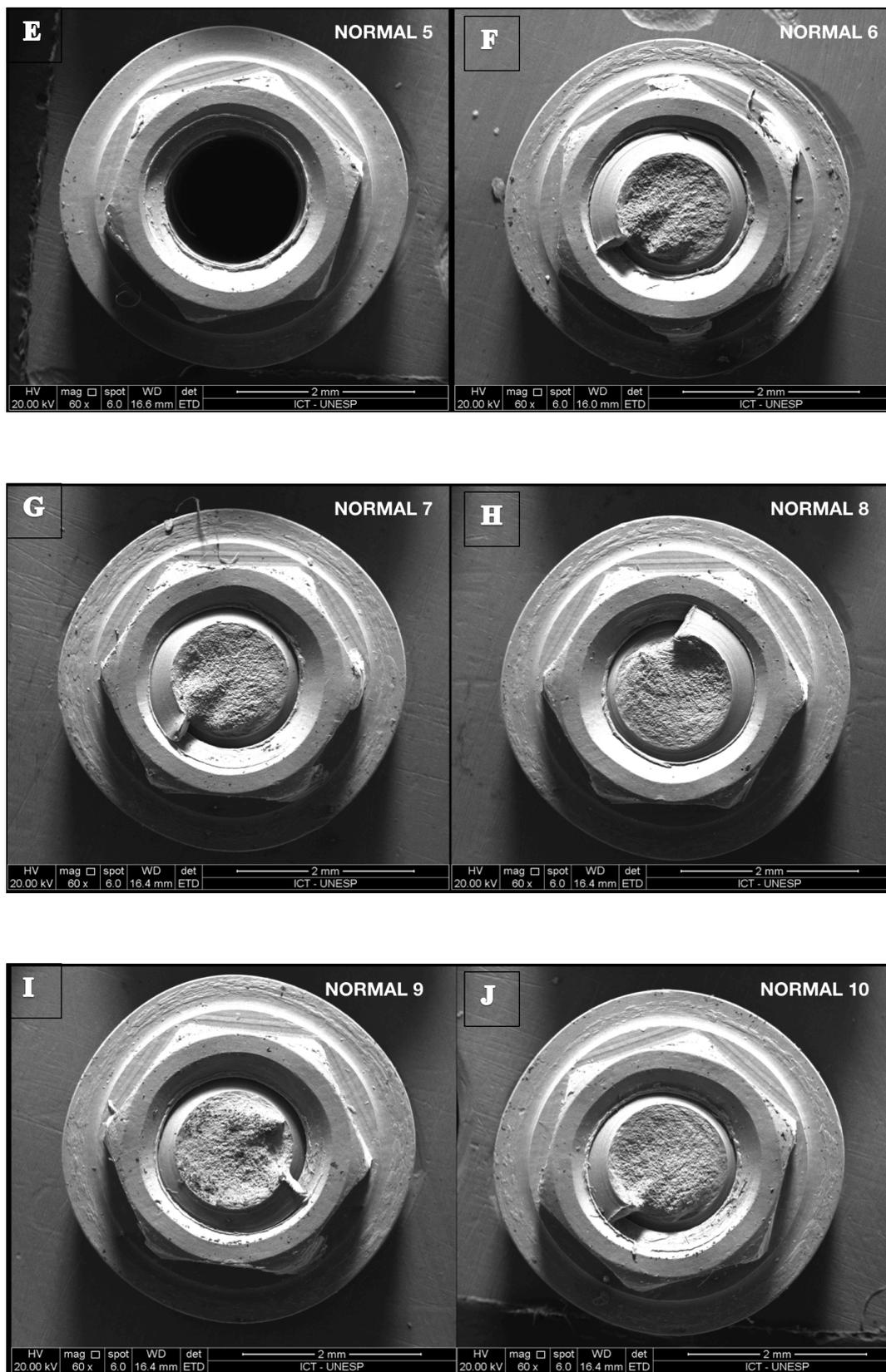


Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 30 - Grupo dos implantes que sofreram torque por meio do montador normal (MN), magnificação 60x (figuras de A a D)

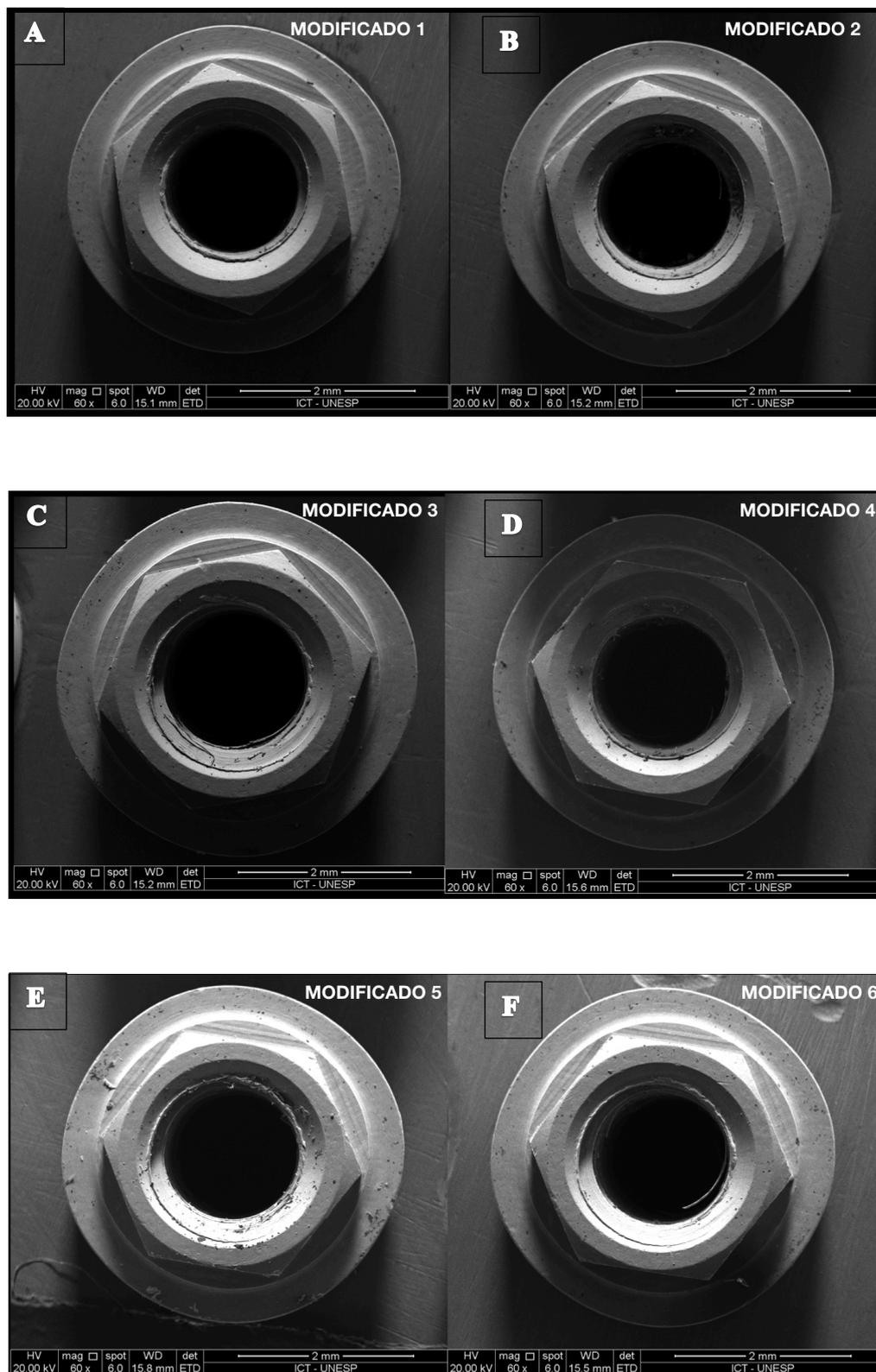


Em continuação à figura 30, grupo dos implantes que sofreram torque por meio do montador normal (MN), magnificação 60x (figuras de E a J)

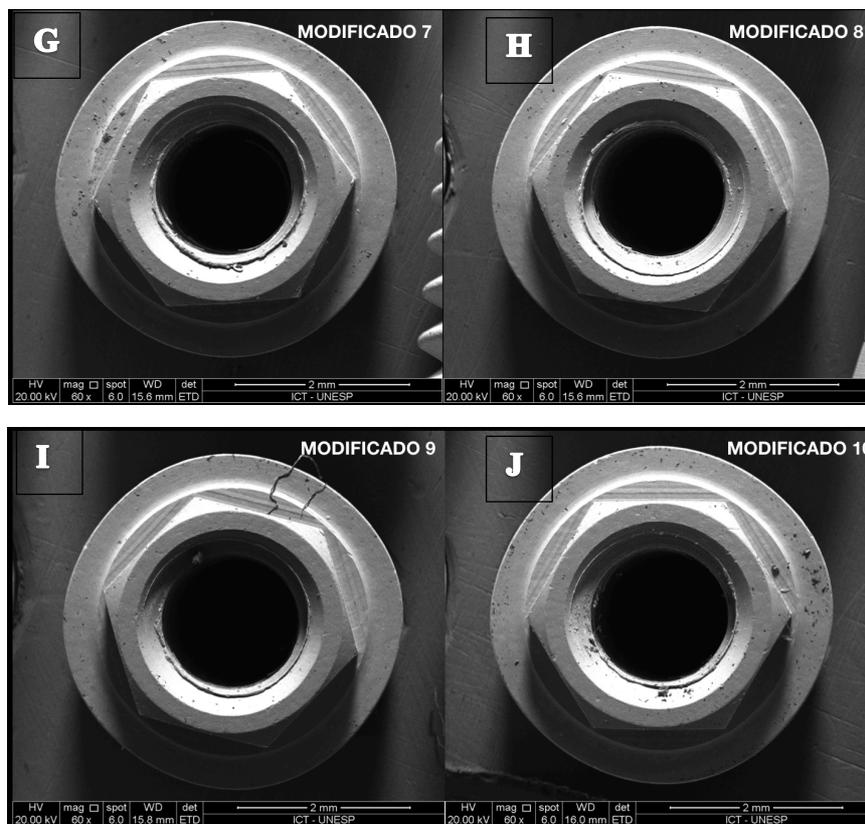


Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 31 - Grupo dos implantes que sofreram torque por meio do montador modificado (MM) (figuras de A a F)



Em continuação à figura 31, grupo dos implantes que sofreram torque por meio do montador modificado (MM) (figuras de G a J)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 13 - Valores obtidos para as medidas dos hexágonos nos implantes com torque utilizando o montador normal

IMPLANTE	ÁREA (mm)	PERÍMETRO (mm)
NORMAL 1	5,33	8,5
NORMAL 2	5,68	8,73
NORMAL 3	5,49	8,72
NORMAL 4	5,75	8,93
NORMAL 5	5,52	8,75
NORMAL 6	5,35	8,62
NORMAL 7	5,47	8,7
NORMAL 8	5,59	8,8
NORMAL 9	5,6	8,81
NORMAL 10	5,49	8,72

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 14 - Valores obtidos para as medidas dos hexágonos nos implantes com torque utilizando o montador modificado

IMPLANTE	ÁREA (mm)	PERÍMETRO (mm)
MODIFICADO 1	5,67	8,87
MODIFICADO 2	5,51	8,74
MODIFICADO 3	6,67	9,62
MODIFICADO 4	5,8	8,97
MODIFICADO 5	5,83	8,99
MODIFICADO 6	5,94	9,07
MODIFICADO 7	5,91	9,05
MODIFICADO 8	5,86	9,01
MODIFICADO 9	5,92	9,05
MODIFICADO 10	6,02	9,13

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a análise dos valores da área para cada modelo de torque o Teste T para duas amostras foi selecionado conforme tabela 15.

Tabela 15 – Valores estatísticos para as medidas da área dos hexágonos para os montadores normal e modificado

Teste T Duas Amostras: Normal, Modificado		
Duas amostras T para Normal vs Modificado Área em MM <sup>2</sup>		
	<i>NORMAL</i>	<i>MODIFICADO</i>
Média	5,527	5,913
Variância	0,01762333	0,09213444
Observações	10	10
gl	12	
Stat t	-3,6844244	
<b>P(T&lt;=t) bi-caudal</b>	<b>0,00312345</b>	
t crítico bi-caudal	2,17881283	

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a análise da medida das áreas, obtivemos um valor com diferença estatística significativa entre as partes demonstrando que houve deformação considerável nos implantes que sofreram força de inserção por meio do montador normal (MN) conforme tabela 16.

Tabela 16 – Valores estatísticos para as medidas do perímetro dos hexágonos para os montadores normal e modificado

Teste T Duas Amostras e CI: Normal, Modificado		
Teste T Duas Amostras para Normal vs Modificado Perímetro		
	<i>MODIFICADO</i>	<i>NORMAL</i>
Média	9,05	8,728
Variância	0,052422222	0,013084444
Observações	10	10
gl	13	
Stat t	3,978442827	
<b>P(T&lt;=t) bi-caudal</b>	<b>0,001574752</b>	
t crítico bi-caudal	2,160368656	

Fonte: Elaborada pelo autor.

Compactuando com os resultados das médias das medidas das áreas, as medidas dos perímetros também apresentaram diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) para as médias confirmando a maior alteração dos implantes que sofreram carga por meio do montador normal (MN).

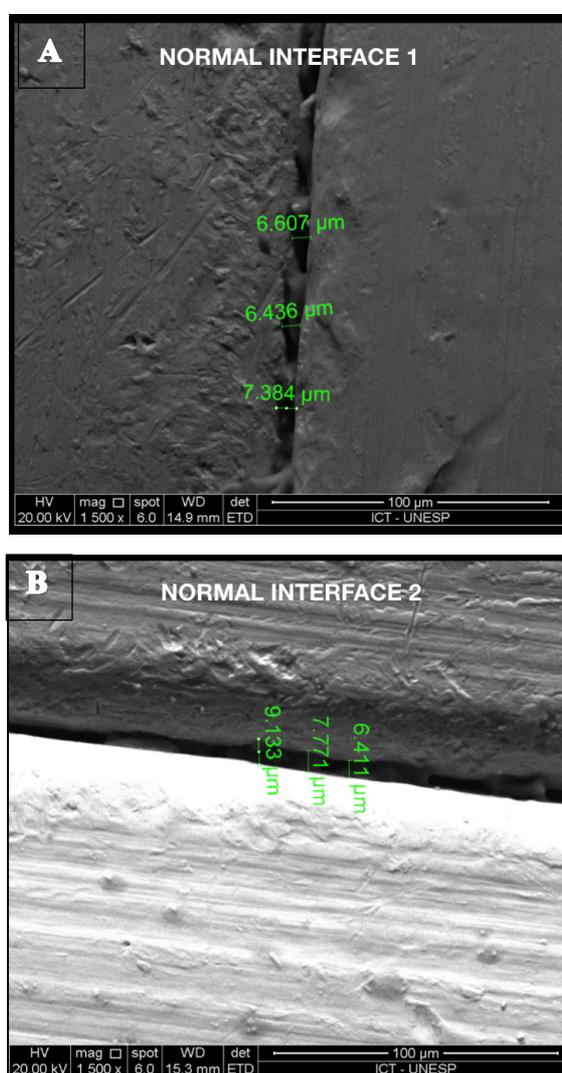
#### 5.2.4 Análise da adaptação das juntas pilar/implante

Para a análise da adaptação dos pilares submetidos ao torque de instalação de 80 Ncm, foram obtidas imagens em MEV com magnificação de 1500x. Uma área de 50  $\mu\text{m}$  foi determinada e as medições da

interface/*gap* foram realizadas nos três pontos de maior espaçamento entre as partes pilar/implante conforme imagens das figuras 32 e 33.

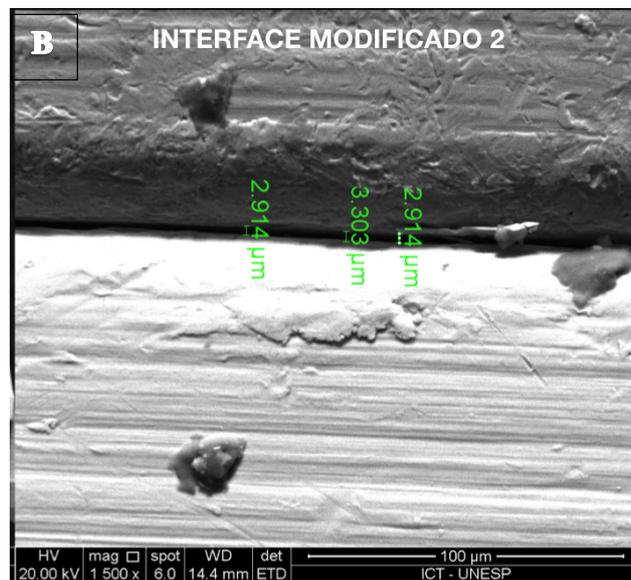
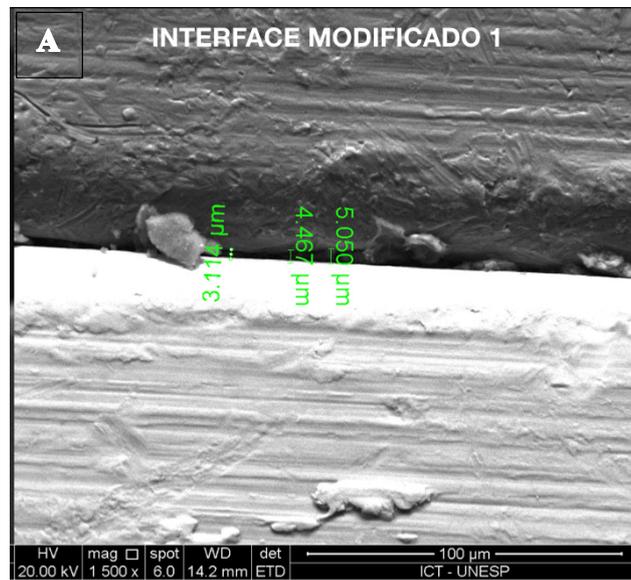
A análise estatística para os valores dos espaços entre o pilar e o implante não apresentou diferença estatística significativa para as médias (tabelas 17 e 18).

Figura 32 - Imagens das interfaces para montador normal com medidas (figuras A e B)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 33 - Imagens das interfaces para montador modificado com medidas (figuras A e B)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Conforme as imagens acima, os valores das interfaces obtidos estão descritos a seguir.

Tabela 17 – Valores obtidos para medição da interface/*gap*

INTERFACE	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
MODIFICADO 1	5,05	4,467	3,114
MODIFICADO 2	2,914	3,303	2,914
NORMAL 1	6,607	6,436	7,384
NORMAL 2	6,411	7,771	9,133

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 18 – Valores estatísticos para as medidas das interfaces entre pilar e implante

Two-Sample T-Test and CI: Normal, Modificado		
Two-sample T for Normal vs modificado medida da interface		
	<i>NORMAL</i>	<i>MODIFICADO</i>
Média	7,290333333	3,627
Variância	1,121058267	0,8230824
Observações	6	6
Gl	10	
Stat t	6,435587812	
<b>P(T&lt;=t) bi-caudal</b>	<b>7,48414E-05</b>	
t crítico bi-caudal	2,228138852	

Fonte: Elaborada pelo autor.

### 5.3 Etapa 3 – Análise da soltura dos parafusos

#### 5.3.1 Análise do contra torque

Em ensaio de fadiga das duas amostras para o tempo de um ano e meio de carregamento, os resultados mostraram média muito próximas nos dois grupos e estatisticamente não significativo para as mesmas (tabela 19 e 20).

Tabela 19 – Valores de contra torque após ensaio de fadiga

CONTRA TORQUE (Ncm)	
GRUPO MN	GRUPO MM
23,5	27,95
26,5	24,10
26,4	17,25
22,75	22,05
21,2	18,35
23,45	16,75
21,75	21,85
26,95	24,60
18,9	22,35
21,45	21,60

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 20 – Valores estatísticos para as medidas do contra torque para os implantes com montadores normais e modificados

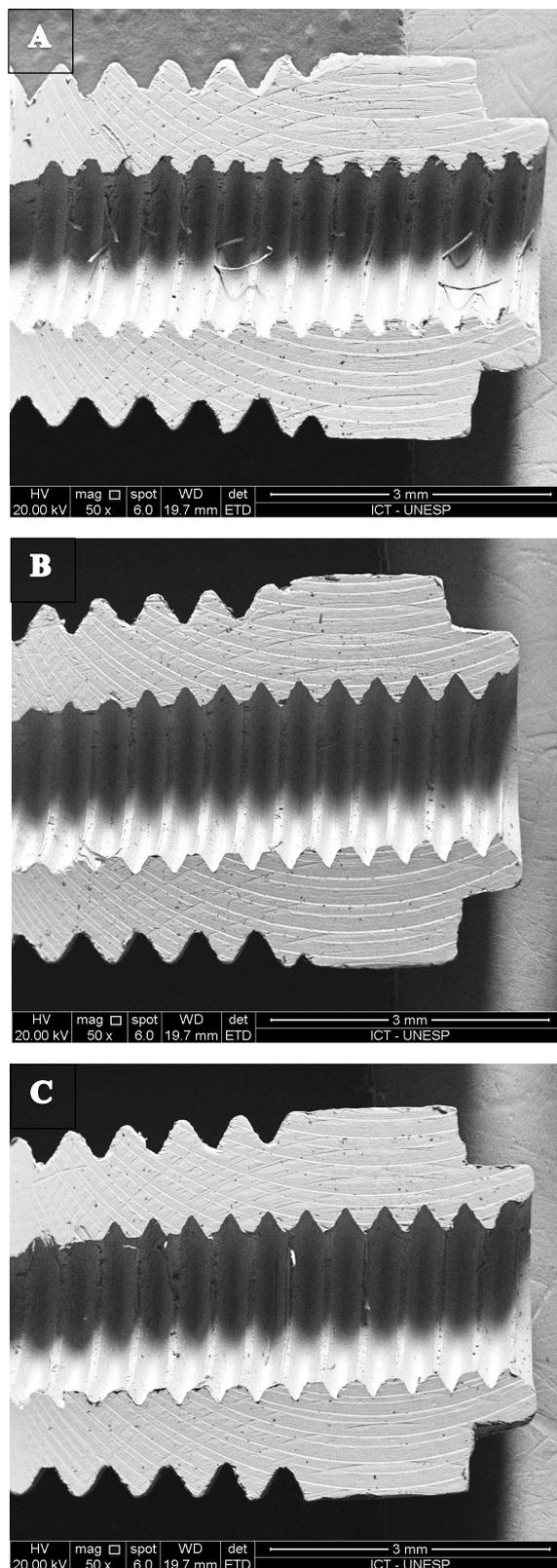
Two-Sample T-Test and CI: Normal, Modificado		
Two-sample T for Normal vs modificado contra torque em Ncm		
	<i>GRUPO MN</i>	<i>GRUPO MM</i>
Média	23,285	21,685
Variância	7,014472222	12,14836111
Observações	10	10
Gl	17	
Stat t	1,155819777	
<b>P(T&lt;=t) bi-caudal</b>	<b>0,263741305</b>	
t crítico bi-caudal	2,109815578	

Fonte: Elaborada pelo autor.

### 5.3.2 Análise da deformação das roscas internas

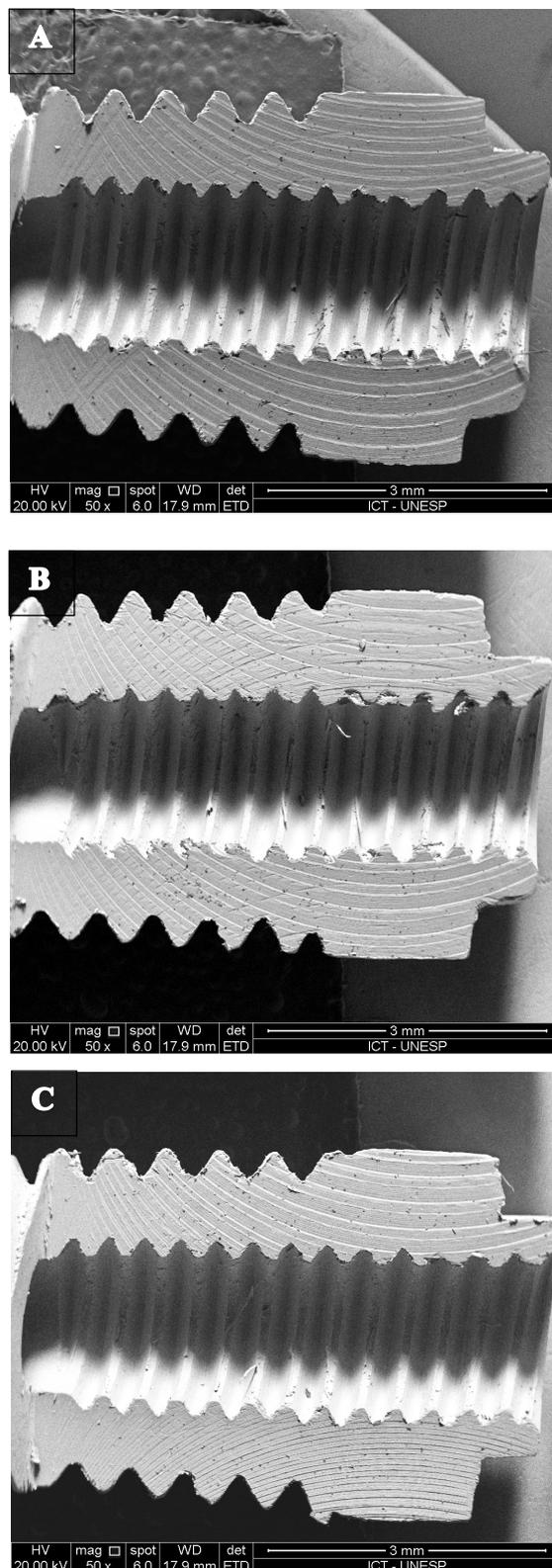
Pela avaliação em microscopia das roscas internas dos implantes pudemos observar conforme imagens abaixo, que não foi observado deformação aparente para as roscas internas dos dois grupos. Por meio da avaliação em microscopia (MEV) dos parafusos que ficaram presos nas amostras 8 e 10 do grupo normal (MN) após torque máximo, pudemos notar que a deformação que fez com que os parafusos travassem aconteceram nas duas primeiras roscas dos parafusos e não na parte interna dos implantes (figuras 34, 35 e 36).

Figura 34 – Microscopia eletrônica de varredura das roscas interna dos implantes com montador normal (MN) com maior torque (figuras A a C)



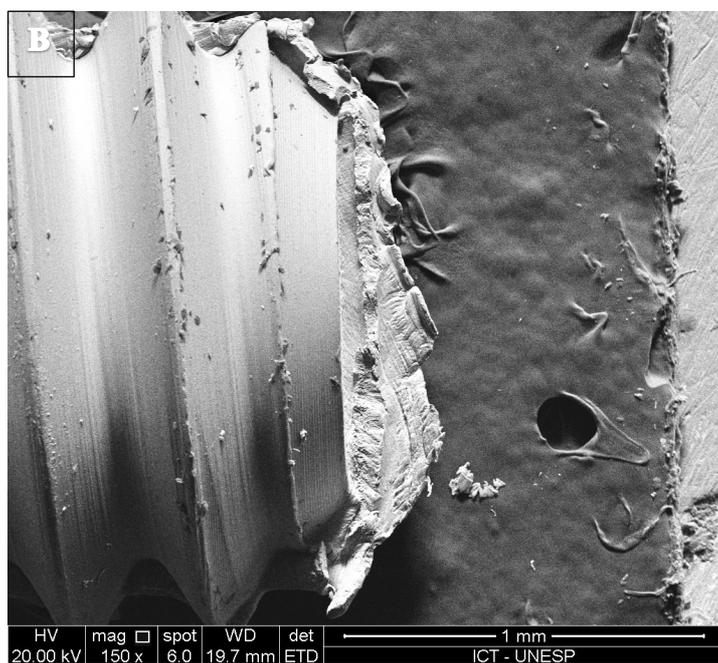
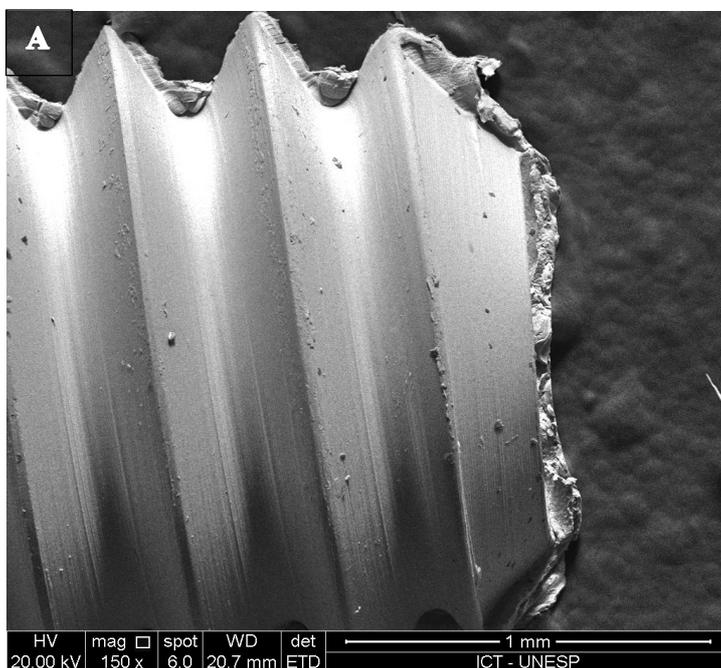
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 35 – Microscopia eletrônica de varredura das roscas interna dos implantes com montador modificado (MM) com maior torque (figuras A a C)



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 36 – Microscopia eletrônica de varredura dos parafusos presos nas amostras 8 e 10 do grupo MN após torque máximo (figuras A e B)



Fonte: Elaborado pelo autor.

## 6 DISCUSSÃO

De acordo com a literatura, o sucesso na implantologia exige mínimo de 5 anos de acompanhamento pós-carga, sugerindo que o ideal são 10 anos (Karoussis et al., 2003). Diante disso, o correto diagnóstico, planejamento preciso e correta execução são fundamentais para o sucesso da reabilitação. Dos itens apresentados, o correto diagnóstico e previsão das cargas recebidas sobre a prótese, bem como o preciso ajuste oclusal (Nergiz et al., 2004) durante a entrega da prótese evitam os quatro principais sinais de insucesso: soltura do parafuso de fixação, fratura do parafuso de fixação, reabsorção óssea (Trisi et al., 2013; Cannata et al., 2017) e fratura do implante (Nergiz et al., 2004; Kazemi et al., 2013; Watanabe et al., 2015). Quando temos fatores que aumentem o risco de insucesso, como por exemplo, deformação do hexágono em casos de implantes de hexágono externo (Teixeira et al., 2015), temos uma falha na junta pilar/implante que aumentam a micromovimentação das partes (Binon, McHugh 1996; Nergiz et al., 2004) e reduzem consideravelmente a resistência às forças da mesma, resultando em um dos quatro sinais de insucesso.

Muitas empresas têm mudado o sistema de instalação dos implantes de hexágono externo, que originalmente se dava por meio de um montador pré-fixado ao implante, migrando para o sistema de chave de torque com força interna aos implantes de forma a minimizar os riscos de deformação do hexágono. De acordo com Nary Filho et al., (2015), implantes que utilizaram chave de torque interno sofreram menor deformação quando comparado àqueles que utilizaram o montador convencional, porém todos apresentaram deformações razoáveis a ponto de dificultarem a instalação da prótese, especialmente em coroas unitárias (Teixeira et al., 2015).

Em nosso estudo, os implantes foram fabricados em titânio grau IV e mesmo apresentando uma resistência maior comparado aos implantes de titânio de grau II, as amostras que receberam o torque máximo utilizando o montador normal sofreram deformações consideráveis, comprovadas pela medição das arestas e dos perímetros dos hexágonos avaliados por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV), demonstrando que houve diferença quando da utilização do torque máximo para os dois montadores.

O torque correto do parafuso de fixação também influencia diretamente na resistência da junta. A pré-carga do parafuso funciona como efeito de mola, onde durante o aperto com torquímetro específico, onde o mesmo sofre torção e alongamento, obviamente de acordo com o projeto e engenharia do mesmo, não ultrapassa a deformação elástica, criando uma força de tração entre as partes da junta, melhorando a fixação (Schwarz, 2000, Siamos et al., 2002). Quando o profissional não respeita o torque correto ou possui algum dispositivo de aperto desregulado, pode acontecer a falta ou excesso do torque ideal (Kazemi et al., 2013). Qualquer uma das duas situações pode prejudicar o sucesso da reabilitação (Binon, McHugh, 1996).

Sistemas de fixação que preservam a conexão e as roscas internas onde haverá o aperto da junta são fundamentais (Schwarz, 2000). Pela análise da deformação interna dos implantes em MEV, pudemos notar a preservação das roscas para os dois grupos, permitindo assim a correta fixação entre as partes por meio do torque e da pré-carga dos parafusos, porém pudemos perceber que 4 amostras do grupo do montador normal (MN), retiveram parte do parafuso fraturado após o ensaio de torção, sugerindo uma possível deformação. Pudemos comprovar, após a microscopia, que o fator resultante dessa retenção foi uma deformação

localizada nos dois primeiros filetes de roscas seguintes à área da fratura e não na rosca interna do implante.

Durante a instalação de um implante, o cirurgião se depara com vários fatores que podem alterar o torque de inserção. Quando pensamos em tipo de osso, temos na literatura quatro tipos (I, II, III, IV), porém além disso o mesmo se depara com variações de resistência da parte cortical e da parte medular do osso, comprimento e diâmetro do implante e macrogeometria (cilíndrico, cônico e semi-cônico) (Chuang et al., 2002; Valente et al., 2016). Todo fabricante indica o torque de inserção máximo, já a literatura nos indica o torque ideal, não devendo ultrapassar 45 N/cm de torque (Lioubavina-Hack et al., 2006; Bashutski et al., 2009; Trisi et al., 2009; Trisi et al., 2011; Consolo et al., 2013; Trisi et al., 2013; Benic et al., 2014; Moeen et al., 2014), mesmo que alguns autores sugiram valores maiores (Cannizzaro et al., 2012; Moeen et al., 2014; Nary Filho et al., 2015). Todavia, muitas vezes é difícil para o profissional controlar a força exata de torque de inserção podendo acontecer o excesso aumentando o risco de deformação da região do implante que está recebendo o torque (Glauser et al., 2003; Nary Filho et al., 2015; Teixeira et al., 2015). Os implantes tipo torque interno já foram uma tentativa dos fabricantes de alterar a região de aplicação da força. Com a idealização dessa modificação do montador que propusemos, o dispositivo de aplicação de força não ficaria inerente a habilidade ou experiência do profissional cirurgião como acontecem nas chaves de torque interno, bem como não teria a força aplicada diretamente ao hexágono, comprovado pelos resultados de torque máximo onde, o montador modificado manteve uma média máxima de torque.

De acordo com o comportamento ao torque de inserção, pudemos perceber que os implantes inseridos com o montador modificado (MM) apresentaram deformação menor quando comparado ao montador normal

(MN), comprovado pelos testes do cálculo do perímetro e da área. Além disso, o grupo MM manteve torques de fratura do parafuso em média de 95,17 N/cm, valor muito próximo do projetado para rompimento da área de “fusível” idealizado em 100 Ncm. Embora a literatura comprove que acima de 70 Ncm fraturam (Consolo et al., 2013; Teixeira et al., 2015) mesmo com alguns autores preconizando torque de até 70 N/cm para instalação dos implantes (Nary Filho et al., 2015), para os estudos com os montadores modificados obtivemos valores de resistência à fratura preservando o hexágono dentro de um padrão de qualidade bem próximo ao ideal para a reabilitação.

Para as empresas, a utilização de chaves de torque reduz o custo de fabricação tanto pelo material a mais utilizado como para o tempo de máquina e projeto dispendido para fabricação dos montadores. Para o profissional, obviamente esses implantes de torque interno possuem custo mais baixo quando comparados aos implantes que trazem junto seus dispositivos de torque, os quais na maioria das vezes acabam sendo descartados após sua utilização. Algumas empresas possuem montadores multifuncionais que podem ser utilizados como pilares de transferência ou até mesmo pilares provisórios ou definitivos. A atualização desse projeto de montador proposto pelo autor, viabilizando o uso multifuncional do montador, como um pilar definitivo, passa a ser interessante financeiramente, podendo trazer de volta a utilização dos implantes pré-montados.

Um *microgap* foi descrito ao nível da conexão pilar/implante. Este micro espaço pode ser colonizado por bactérias, e este fato poderia ter relevância na remodelação do osso crestal periimplantar e na saúde dos tecidos peri-implantares (Scarano, 2005). Mesmo não sendo previsível, a medida do *microgap* pode muitas vezes ser muito maior que as medidas apresentadas *in vitro* (Scarano, 2005). Por meio dos nossos resultados

pudemos observar que os implantes que receberam o torque do montador normal, deformaram a ponto de aumentar a desadaptação entre a junta, porém nesse estudo não houve diferença estatisticamente significativa para essa avaliação.

Não podemos desconsiderar o estilo de vida moderna, que aumenta consideravelmente a ansiedade e *stress* dos pacientes, levando muitos deles à depressão e/ou parafunções como o bruxismo (Nergiz et al., 2004) por exemplo. Essa força descontrolada sobre o sistema reduz consideravelmente o prognóstico favorável sobre a reabilitação (Consolo, et al., 2013), principalmente quando existe um aumento do *microgap* ou da liberdade rotacional por conta da deformação do hexágono durante a inserção, conforme comprovação pelos resultados nos testes de avaliação do espaço pilar/implante e de liberdade rotacional, porém, para a avaliação do ensaio de fadiga e contra torque, onde respeitamos o torque máximo de 55 N/cm para a inserção, os dois grupos apresentaram resultados estatísticos não significativos, sugerindo manutenção funcional das estruturas dos implantes para a o ensaio proporcional a um ano e meio em função.

A proviosionalização imediata dos implante ou a mais comumente chamada carga imediata já está comprovada por meio da literatura como um tratamento seguro e previsível (Cannizzaro et al., 2008; Gallo-Oliani et al., 2006; Pessoa et al., 2010; Consolo et al., 2013; Trisi et al., 2013), independente do tipo de conexão usada (Pessoa et al., 2010), todavia esse procedimento requer uma preocupação maior em relação aos torques máximos, onde não dificilmente o profissional ultrapassa os limites máximos de força. Para os implantes de hexágono externo, o risco de deformação do indexador é presente no dia a dia clínico, aumentando o *microgap* e permitindo maior infiltração bacteriana na junta, bem como o aumento do risco de micromovimentação dos pilares, favorecendo o

constante rompimento do selamento biológico, fatores que interferem diretamente no processo de osseointegração a que esses implantes estarão passando.

Todavia, não podemos deixar de levar em consideração que toda e qualquer desadaptação não segue um padrão comportamental quando em função. Os resultados obtidos por meio do contra torque após ensaio de fadiga tiveram por objetivo avaliar esse comportamento. Os valores médios obtidos para o grupo MN e para o grupo MM demonstraram diferença estatística não significativa, sugerindo que a deformação do hexágono pode ter levado a um embricamento mecânico entre as partes, aumentando a retenção. Mas não podemos esquecer da complexidade fenomenal dos movimentos do sistema estomatognático como um todo, bem como as alterações da quantidade e do padrão de força, tipo de prótese e outros fatores, não mensurados em um teste de fadiga, mesmo este sendo feito dentro de normas atuais para o ensaio. Sendo assim, o profissional deve evitar qualquer situação que possa levar ou pelo menos ser o fator inicial para uma reação em cadeia levando ao insucesso do tratamento.

Quando pensamos que cada implante produzido chegará às mãos de um profissional que não se sabe a formação, conhecimento, habilidade entre outros vários fatores, faz-se necessário que esse produto possua um projeto seguro impedindo a continuidade da cirurgia quando o mesmo submetido a algum tipo de excesso, no caso, força de inserção. Esse material deve impedir a continuidade da cirurgia e ser reversível a ponto de não gerar danos ao paciente ali exposto.

Sendo assim, sugere-se que os montadores modificados propostos nesse trabalho, de acordo com os resultados, apresentaram comportamento melhor quando comparados ao montador normal utilizado no estudo, além de apresentarem reversibilidade do sistema em caso de falhas catastróficas permitindo a continuação da instalação dos implantes, todavia, mais

estudos devem ser feitos para comprovação efetiva da superioridade do mesmo.

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com essa pesquisa podemos concluir:

Pelo ensaio de torção, o montador normal apresentou maiores valores de inserção, porém o montador modificado manteve média de torque próxima ao valor proposto em projeto para fratura do parafuso e proteção do sistema.

Pelo teste de liberdade rotacional, as amostras demonstraram comportamentos semelhantes (estatisticamente não significante).

O montador normal apresentou maior deformação do hexágono para teste de torque máximo.

Para o ensaio de fadiga, os dois grupos apresentaram comportamento semelhantes (estatisticamente não significante).

Os dois tipos de montadores mantiveram valores de torque que permitiriam a continuação do uso em casos de reabilitações.

Em relação ao espaço pilar/implante (*gap*), as amostras não tiveram diferença estatística, porém para um próximo estudo sugerimos aumentar a quantidade de medidas.

Independente do tipo de montador usado, a rosca interna dos implantes se manteve intacta após torque máximo, demonstrando que quem mais sofre durante o carregamento é o parafuso de fixação.

**REFERÊNCIAS\***

Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):36-43.

Bashutski JD, D'Silva NJ, Wang HL. Implant compression necrosis: current understanding and case report. *J Periodontol* 2009;80(4):700-4.

Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74(1):51-5.

Benic GI, Mir-Mari J, Hammerle CH. Loading protocols for single-implant crowns: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29 Suppl:222-38.

Berardini M, Trisi P, Sinjari B, Rutjes AW, Caputi S. The effects of high insertion torque versus low insertion torque on marginal bone resorption and implant failure rates: A systematic review with meta-analyses. *Implant Dent* 2016;25(4):532-40.

Binon P P, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(6):511-9.

Bottino M, Guimarães M, Costa V, Santos D. Oxidação e corrosão na união dos implantes osseointegrados com diferentes ligas metálicas. *Braz Dental Sci* 1999;2(1):76-84.

---

\* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2019 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.htmlhtml](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.htmlhtml)

Brånemark PI. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials* 1983;4(1):25-28.

Brånemark PI. (1985). Introduction to osseointegration. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 117-128.

Buchmann R, Khoury F, Pingel D, Lange DE. The microflora recovered from the outer-surfaces of the Frialit-2 implanto-prosthetic connector. *Clin Oral Implants Res* 2003;14(1):28-34.

Cannata M, Grandi T, Samarani R, Svezia L, Grandi G. A comparison of two implants with conical vs internal hex connections: 1-year post-loading results from a multicentre, randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2017;10(2):161-8.

Cannizzaro G, Leone M, Ferri V, Viola P, Gelpi F, Esposito M. Immediate loading of single implants inserted flapless with medium or high insertion torque: a 6-month follow-up of a split-mouth randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2012;5(4):333-42.

Cannizzaro G, Torchio C, Leone M, Esposito M. Immediate versus early loading of flapless-placed implants supporting maxillary full-arch prostheses: a randomised controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantol* 2012;9 Suppl 1(2):127-39.

Carvalho MQ, Molena CM, Rezende CCL, Rapoport CP. Estudo Clínico da Relação do Torque de inserção dos Implantes e sua Osseointegração. *Rev Bras Cir Cabeça Pescoço* 2008;37(4):202 - 5.

Chee W, Jivraj S. Failures in implant dentistry. *Br Dent J* 2007;202(3):123-9.

Chuang SK, Wei LJ, Douglass CW, Dodson TB. Risk factors for dental implant failure: a strategy for the analysis of clustered failure-time observations. *J Dent Res* 2002;81(8):572-7.

Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008;99(4):251-6.

Consolo U, Travaglini D, Todisco M, Trisi P, Galli S. (2013). Histologic and biomechanical evaluation of the effects of implant insertion torque on peri-implant bone healing. *J Craniofac Surg* 2013;24(3):860-5.

Constantino A. Osseocompressão. Otimizando a estabilidade primária para a ativação imediata de implantes. *Implantnews* 2004;1(3):219-26.

Davi LR, Golin AL, Bernardes SR, Araujo CA, Neves FD. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res* 2008;22(2):125-31.

de Barros Carrilho GP, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2005;18(2):165-6.

Degidi M, Piattelli A. Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow-up of up to 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(1):99-107.

Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(5):732-7.

Duyck J, Roesems R, Cardoso MV, Ogawa T, De Villa Camargos G, Vandamme K. Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2015;26(2):191-6.

Gallo-Oliani M, Souza-Aguiar KCD, Pinto-Coelho AV. Carga inmediata en dientes anteriores con uso de la corona natural. Descripción del caso. *Rev Mex Implant Bucal y Maxilofacial* 2006;2(5):98-100.

Glauser CR, Oden ZM, Ambrose CG, Willits MB, Coupe KJ. Mechanical testing of small fracture implants for comparison of insertion and failure torques. *Arch Orthop Trauma Surg* 2003;123(8):388-91.

Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent* 2006;95(1):26-32.

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh Jr. PH, Polizzi G, et al., Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(1):29-36.

Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJ, Bragger U, Hammerle CH, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a

history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res* 2003;14(3):329-39.

Kazemi M, Rohanian A, Monzavi A, Nazari MS. Evaluation of the accuracy and related factors of the mechanical torque-limiting device for dental implants. *J Dent (Tehran)* 2013;10(2):112-8.

Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(3):244-50.

Manda MGPP, Tsipas DN, Koidis PT. Observation on an in-vivo failure of a titanium dental implant/abutment screw system: a case report. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;89(1):264-73.

Mendonca GMD, Fernandes-Neto AJ, Neves FD. Management of fractures dental implants: a case report. *Implant Dent* 2009(18(1)):10-6.

Misch CE. Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dent Today* 2006;25(5): 80, 82, 84-85; quiz 85.

Moeen F, Ataulah K, Saeed M, Saeed M, Nisar S. Effect of variations in buccal bone thickness, implant diameter and thread pitch on stress distribution upon implant placements at high insertion torques: A three dimensional finite element analysis. *Pakistan Oral & Dental Journal* 2014;34(2):104-10.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992;68(6):949-56.

Nary Filho H, Guirado JL, Matsumoto MA, Bresaola MD, Aur R. Biomechanical evaluation of resistance to insertion torque of different implant systems and insertion driver types. *Implant Dent* 2015;24(2):211-6.

Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a fractured implant abutment screw: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;91(6):513-7.

Otoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(5):769-76.

Pessoa RS, Muraru L, Junior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12(3):219-34.

Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(1):99-108.

Rocha FA, Elias CN. Influência da técnica cirúrgica e da forma do implante na estabilidade primária. *Rev Odontol Bras Central* 2010;19(48):26-9.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006;22(2):176-82.

Scarano AAB, Piatelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A et al., A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 2005;41(6):269-75.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:156-8.

Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2):67-73.

Soares MS, Lenharo A. Comparative Study between three different connections for dental implants: Internal Hexagon, External hexagon and Morse Taper. 20th International Congress of Mechanical Engineering, Gramado, Brasil, 2009:54.

Teixeira AB, Beja GB, Shimano AC, Macedo AP, Oliscovicz NF, Reis AC. Influence of the ultimate torsion on the geometry of dental implants. *Braz Dent J* 2013;24(3):213-7.

Teixeira AB, Shimano AC, Macedo AP, Valente ML, dos Reis AC. Influence of torsional strength on different types of dental implant platforms. *Implant Dent* 2015;24(3):281-6.

Trisi P, Berardi D, Paolantonio M, Spoto G, D'Addona A, Perfetti G. Primary stability, insertion torque, and bone density of conical implants with internal hexagon: is there a relationship? *J Craniofac Surg* 2013;24(3):841-4.

Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(5):467-71.

Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(4):837-49.

Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analyzing the Influence of a New Dental Implant Design on Primary Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(1):168-73.

Watanabe F, Hiroyasu K, Ueda K. The fracture strength by a torsion test at the implant-abutment interface. *Int J Implant Dent* 2015;1(1):25.





## ANEXO C – Carta demonstrativa das peças mais vendidas pela empresa parceira no projeto



São José dos Campos, 04 de Março de 2019.

Prezado Marcelo Gallo Oliani

Mediante sua solicitação sobre as linhas de implantes comercializadas pela Titaniumfix e qual possui maior representatividade no volume de vendas para contribuição na Tese de Doutorado intitulada **"Análise comparativa do comportamento mecânico da junta de fixação de implantes de hexágono externo durante a inserção utilizando dois diferentes montadores"** do programa de Odontologia Restauradora do ICT-Unesp, seguem as informações abaixo:

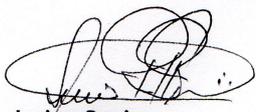
Tabela 1 - Quantidade (%) de implantes comercializados nos últimos quatro anos por linha de implante.

LINHA DE IMPLANTE	QTD. VENDAS (%)			
	2015	2016	2017	2018
E-FIX® (Hexágono Externo)	72,65%	75,90%	73,10%	73,04%
B-FIX® (Blackfix)	19,73%	16,82%	15,53%	16,23%
I-FIX® (Hexágono Interno)	7,62%	6,92%	11,07%	10,55%
C-FIX® (Cone Morse)	0,00%	0,36%	0,30%	0,18%

Fonte: Dados internos de Monitoramento pós-mercado.

Atenciosamente,

  
**Arianne Vallim P. Coelho**  
 Depto. Científico – Titaniumfix

  
**Luciano Pereira**  
 Depto. Qualidade - Titaniumfix