

CHRISTIANE LINDA TORIY GENARO

**ESTUDO COMPARATIVO DO TORQUE DE REMOÇÃO DOS  
PARAFUSOS DE CONEXÃO DE PILARES PROTÉTICOS COM  
CANTILEVER SOBRE IMPLANTES HEXÁGONO EXTERNO E  
CONE MORSE APÓS ENSAIO DE CICLAGEM MECÂNICA**

CAMPO GRANDE

2018

CHRISTIANE LINDA TORIY GENARO

**ESTUDO COMPARATIVO DO TORQUE DE REMOÇÃO DOS  
PARAFUSOS DE CONEXÃO DE PILARES PROTÉTICOS COM  
CANTILEVER SOBRE IMPLANTES HEXÁGONO EXTERNO E  
CONE MORSE APÓS ENSAIO DE CICLAGEM MECÂNICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínicas Odontológicas da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho.

CAMPO GRANDE

2018

CHRISTIANE LINDA TORIY GENARO

**ESTUDO COMPARATIVO DO TORQUE DE REMOÇÃO DOS  
PARAFUSOS DE CONEXÃO DE PILARES PROTÉTICOS COM  
CANTILEVER SOBRE IMPLANTES HEXÁGONO EXTERNO E  
CONE MORSE APÓS ENSAIO DE CICLAGEM MECÂNICA**

Dissertação apresentada ao Programa de  
Pós-graduação em Clínicas Odontológicas da  
Universidade Federal de Mato Grosso do Sul,  
para obtenção do título de Mestre.

Resultado: \_\_\_\_\_

Campo Grande (MS), \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho (Presidente)

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul/ UFMS

---

Profa. Dra. Ellen Cristiana Gaetti Jardim

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul/ UFMS

---

Prof. Dr. Gustavo Helder Vinholi

Convidado

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho aos meus pais Jorge Toriy e Francelina Moreno Toriy pelo amor, dedicação, ensinamentos e pelo apoio incondicional em todos os momentos da minha vida.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço, primeiramente a Deus por ter me proporcionado mais essa oportunidade de aprendizado, a minha família que sempre esteve ao meu lado, me apoiando incondicionalmente. Ao meu marido pelo apoio, pela paciência e grande incentivo.

Agradeço a meu orientador, professor Dr. Tulio Marcos Kalife Coelho, não apenas pelas orientações científicas, mas também pela amizade fortalecida durante nossa trajetória.

Agradeço ao meu co-orientador, professor Dr. Elizeu Insaurralde, pelos ensinamentos, pelo apoio, pelo carinho, pela amizade e pela confiança que sempre depositou na minha pessoa e no meu trabalho.

Agradeço aos meus amigos, professor Me. Renam Carvalho Paim e professor Me. Rodrigo Dalla Lana Matiello, pela ajuda fundamental, pela paciência na orientação e na execução desse trabalho, respondendo sempre prontamente aos meus questionamentos e auxiliando na melhoria do trabalho.

Agradeço ao Laboratório de Prótese Raphael Pina, em especial ao Raphael Pina pela colaboração na confecção das coroas sobre implantes do trabalho. Pelo empenho, paciência e qualidade em fazer tudo conforme o planejado.

Agradeço a cada um de meus colegas do Programa de Pós-graduação em Odontologia (PPGO) da Faculdade de Odontologia - FAODO da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul – UFMS por toda ajuda nas aulas, nos trabalhos e no aprendizado diário.

Agradeço à Faculdade de Odontologia – FAODO da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul com todos seus professores e funcionários pela concessão de sua estrutura, seu apoio e seu notável acolhimento.

*“Procure ser uma pessoa de valor, em vez de procurar ser  
uma pessoa de sucesso. O sucesso é  
consequência”.*

*(Albert Einstein)*

## RESUMO

**Genaro CLT. Estudo comparativo do torque de remoção dos parafusos de conexão de pilares protéticos com cantilever sobre implantes hexágono externo e cone morse após ensaio de ciclagem mecânica.** Campo Grande; 2017. [Dissertação – Programa de Pós-graduação em Odontologia/UFMS].

Com o advento da osseointegração, a implantodontia trouxe uma profunda mudança na odontologia. Muito bem fundamentada e consolidada, constantemente busca por melhorias e tem se direcionado para a longevidade e previsibilidade dos tratamentos com implantes. Uma das vertentes científicas é voltada ao melhoramento da matéria prima desses implantes, objetivando melhorias mecânicas, o que resulta em novos produtos, como os implantes de titânio grau 4 Hard®. O presente estudo tem por objetivo a mensuração da manutenção do torque do parafuso do pilar de uma prótese de dois elementos com cantilever sobre implantes de Ti cp4. O experimento foi composto por 3 grupos (n=60): G1 - Implantes hexágono externo Ti grau 4 (n=20); G2 - Implantes hexágono externo Ti grau 4 Hard® (n=20); G3 – Implantes cone Morse Ti grau 4 Hard® (n=20). Todos receberam coroas simuladas de dois elementos com cantilever que foram aparafusadas por um torquímetro digital, recebendo torque inicial 30Ncm e após dez minutos outro torque de 30 Ncm). Posteriormente submetidas a ciclagem mecânica (500.000 ciclos regulares; força axial constante de 120Ncm aplicada sobre o cantilever e 2Hz). Ao fim dos testes, os parafusos foram afrouxados e seus torques aferidos. A análise estatística foi realizada por meio do programa estatístico SigmaPlot, versão 12.5, considerando um nível de significância de 5%. Podemos concluir que o torque diminuiu significativamente para todos os grupos experimentais (teste de Wilcoxon, valor de p variando entre <0,001 e 0,002). Não houve diferença significativa entre os grupos em relação ao torque no momento do afrouxamento (teste de Kruskal-Wallis, p=0,065). O mesmo foi observado em relação à perda no torque, calculado pela diferença entre o momento de apertamento e aquele de afrouxamento (teste de Kruskal-Wallis, p=0,065).

Palavras-chave: Prótese Dentária Fixada por Implante; Falha de Prótese Dentária; Ligas.

## ABSTRACT

**Genaro CLT. Comparative study of the removal torque of the connection screws of prosthetic abutments with cantilever on external hexagon and morse cone implants after mechanical cycling test.** Campo Grande; 2017. [Dissertação – Programa de Pós-graduação em Odontologia/UFMS].

With the advent of osseointegration, the implantology brought a profound change in dentistry. Very well founded and consolidated, it is constantly looking for improvements and has been focused on the longevity and predictability of implant treatments. One of the scientific aspects is focused on improving the raw material of these implants, aiming at mechanical improvements, which results in new products, such as grade 4 Hard® titanium implants. The present study aims to measure the maintenance of the screw torque of the abutment of a two-element denture with cantilever on Ti cp4 implants. The experiment was composed of 3 groups (n = 60): G1 - Implants external hexagonal Ti grade 4 (n = 20); G2 - Implants external hexagon Ti grade 4 Hard® (n = 20); G3 - Morse Ti grade 4 Hard® implants (n = 20). All received simulated crowns of two cantilevered elements that were screwed by a digital torque wrench, receiving initial torque 30Ncm and after ten minutes another torque of 30 Ncm). Subsequently submitted to mechanical cycling (500,000 regular cycles, constant axial force of 120Ncm applied on the cantilever and 2Hz). At the end of the tests, the bolts were loosened and their torques checked. Statistical analysis was performed using the statistical program SigmaPlot, version 12.5, considering a level of significance of 5%. We can conclude that torque decreased significantly for all experimental groups (Wilcoxon test, p-value ranging from <0.001 to 0.002). There was no significant difference between the groups in relation to the torque at the time of loosening (Kruskal-Wallis test, p = 0.065). The same was observed in relation to the loss in torque, calculated by the difference between the tightening moment and that of the loosening moment (Kruskal-Wallis test, p = 0.065).

Key-words: Dental prosthesis implant supported; Dental restoration failure; Alloys.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Esquema de divisão dos grupos experimentais.....	29
<b>Figura 2</b> – Plataforma protética mesmo nível do cilindro.....	30
<b>Figura 3</b> – Implante inserido na resina acrílica tendo como base o cano hidráulico de policloreto de vinil (PVC de 25mm de diâmetro).....	30
<b>Figura 4</b> – Altura das coroas de 8mm.....	32
<b>Figura 5</b> – Largura das coroas de 6mm.....	32
<b>Figura 6</b> – Torquímetro digital.....	33
<b>Figura 7</b> – Torquímetro digital para apertamento do parafuso.....	33
<b>Figura 8</b> – Cantilever ao centro do cilindro .....	33
<b>Figura 9</b> – Momento do apertamento, inicialmente 30 N, após de 10 min mais 30 N.....	33
<b>Figura 10</b> – Componentes do corpo de prova.....	34
<b>Figura 11</b> – Corpo de prova.....	34
<b>Figura 12</b> – Cicladora mecânica Biocycle® V2 (Biopdi, São Carlos/SP) .....	34
<b>Figura 13</b> – Número de ciclos.....	34
<b>Figura 14</b> – Configuração de tempo (2Hz) .....	35
<b>Figura 15</b> – Corpos de prova em ciclagem.....	35

## LISTA DE TABELA

Tabela 1 - Torque de apertamento e de afrouxamento e perda entre estes dois momentos, em cada grupo experimental.....	36
---	----

## LISTA DE GRÁFICO

Gráfico 1 - Perda de torque entre o momento do apertamento e aquele do afrouxamento, em cada grupo experimental.....	36
--	----

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C	Graus Celsius
ASTM	American Society for Testing Materials
C	Cônico
CDP	Corpo-de-prova
Cp	Comercialmente puro
Cr-Co	Cromo-cobalto
G	Grupo
GPa	Gigapascal
HE	Hexágono externo
HI	Hexágono Interno
Hz	Hertz
ITI	International team for implantology
mm	milímetro
MPa	Megapascal
N	Newton
N/cm	Newton por centímetro
S	Segundos
TE	Torque externo
Ti	Titânio
TI	Torque interno
TiO <sub>2</sub>	Óxido de titânio
Vs.	Versus

## LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
®	Marca registrada
±	Mais ou menos
°	Graus
X	Vezes (sinal multiplicativo)

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>17</b>
2.1 Aplicação do titânio na odontologia.....	17
2.2 Plataformas protéticas e manutenção de pré-carga.....	21
<b>3 OBJETIVOS.....</b>	<b>27</b>
3.1 Objetivo Geral.....	27
3.2 Objetivos Específicos.....	27
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>28</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>35</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>37</b>
<b>7 CONCLUSÕES.....</b>	<b>43</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>42</b>
<b>APÊNDICE A .....</b>	<b>50</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A Implantodontia, chega aos dias de hoje numa contínua evolução. O princípio da osseointegração tornou-se muito bem fundamentado e consolidado através do aporte científico. Na busca por melhorias, o foco foi redirecionado para a longevidade e previsibilidade dos tratamentos. Visando solucionar problemas, falhas e questionamentos pontuais (TAYLOR; AGAR, 2002).

Após décadas de pesquisas e aplicações clínicas houve um grande aumento do conhecimento técnico/científico em torno dos implantes, assim como melhorias de tecnologia de produção, levando o tratamento com implantes a uma taxa de sucesso superior à 90% (MELEO et al., 2012).

O insucesso do implante ocorre quando este não alcança seus objetivos (funcional, estético ou fonético) e pode ter diversas razões (EL ASKARY et al., 1999a).

As falhas na implantodontia podem ser divididas em 4 tipos: biológicas (tecido mole/ósseo), mecânicas (adaptação/distribuição de forças do sistema prótese-parafuso-implante), iatrogênicas (mau posicionamento do implante) e associadas à adaptação inadequada do paciente por problemas psicológicos, estéticos ou fonéticos (ESPOSITO et al., 1998a).

O afrouxamento do parafuso do pilar está entre as mais frequentes falhas mecânicas na implantodontia segundo descrição da literatura clássica e atual (DE-BOEVER et al., 1992; BINON, 1994; SAKAGUCHI; BORGERSEN, 1995; THEOHARIDOU et al., 2008).

Para implantes de conexão externa a taxa de incidência de afrouxamento do parafuso do pilar chega até 57% dentre as falhas mecânicas (JEMT, LEKHOLM e GRONDAHL, 1990; PJETURSSON et al., 2007).

Inúmeros fatores podem causar o afrouxamento do parafuso do pilar e, conseqüentemente, a perda da pré-carga. Podemos destacar dentre eles: a) cargas aplicadas externamente (que produzem pressão sobre a cabeça do parafuso, reduzindo a fricção que o estabiliza); b) cargas funcionais oclusais, axiais e não axiais, advindas da mastigação (que atuam sobre as restaurações podendo provocar micro movimentação dos pilares, induzindo a perda da pré-carga) (BINON, 1994). Quanto maior o contato entre pilar/implante, mais o parafuso suporta cargas e melhor será a manutenção de torque. Dessa forma, outro fator preponderante está associado ao

desenho geométrico, área de contato e precisão da adaptação dos componentes, que auxiliam na distribuição de forças (BINON, 2000).

O Titânio grau 5 apesar de apresentar uma superioridade mecânica, apresenta problemas de compatibilidade biológica, quando se considera implantações de longo prazo, devido a liberação de compostos altamente tóxicos, como o vanádio e o alumínio (GEPREEL; NIINOMI; 2013). Associa-se a isso uma necessidade recorrente de avanços tecnológicos, em prol de melhorias de matéria prima, técnicas de manuseio do Ti, simplificação da produção de implantes, redução de custos com maquinário e aumento na eficiência de seu uso (JORGE et al., 2013a).

Baseado no aspecto de superioridade mecânica e compatibilidade biológica, Biléssimo et al. (2012) apontaram que é possível produzir pequenas peças de titânio, como implantes, através da extrusão à frio de Ti grau 4. Tal técnica permite uma simplificação de produção e melhoria de propriedades mecânicas do Ti cp4. As vantagens de um titânio melhorado mecanicamente seriam: a) confecção de implantes de menor diâmetro; b) mini-implantes e c) parafusos. Essa redução no diâmetro dos implantes possibilitaria a resolução de casos complexos, nos quais haja leito ósseo reduzido ou severamente reabsorvido (ELIAS et al., 2013a).

O Ti cp4 foi explorado até culminar no desenvolvimento de um implante de Ti cp4 de alta dureza, denominado Hard<sup>®</sup> (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo). Aos implantes Ti cp4 Hard<sup>®</sup> são creditados testes mecânicos com resultados muito próximos daqueles obtidos com Ti grau 5, inibindo-se os íons tóxicos, inerentes aos componentes de liga. A substituição do titânio grau 5 pelo Hard<sup>®</sup>, na produção de implantes, tem sido mais e mais defendida pelos trabalhos científicos atuais (JORGE et al., 2013b).

A inter-relação pilar/parafuso/plataforma desses implantes ainda necessita de estudos, de forma a esclarecer seu comportamento quando em função. Colaborando para uma maior previsibilidade de seu uso e aprimoramento quanto à longevidade dos tratamentos. Este estudo tem como objetivo mensurar o torque de afrouxamento da pré-carga no parafuso do abutment de prótese fixa com extensão mesial sobre implantes Ticp4 Hard<sup>®</sup> e titânio grau 4.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Aplicação do titânio na odontologia

Segundo McCracken (1999), o titânio foi descoberto por Wilhelm Gregor, em 1791, é o nono elemento mais abundante na natureza. Metal altamente reativo, que forma uma camada persistente de óxidos que contribuem para interações eletroquímicas. Escolhido como material para fabricação dos implantes devido suas propriedades de elasticidade e dureza. De acordo com a ASTM (American Society for Testing and Materials) o titânio apresenta 4 graus de pureza. O módulo de elasticidade de todos se mantém em torno de 102 a 104 GPa, enquanto o de dureza aumenta de 170 MPa até 483 MPa. A melhor escolha só é acertada quando o profissional é conhecedor da propriedade de todos os materiais disponíveis.

Gosavi et al., em 2013, apontaram que muitas das propriedades físicas e mecânicas do titânio o tornam a melhor alternativa para utilização como matéria prima na confecção de implantes e próteses. Segundo os autores, sua principal propriedade para sua aplicação em odontologia é a biocompatibilidade. Essa compatibilidade é baseada na formação de uma camada de óxido de titânio ( $TiO_2$ ), que promove um efeito protetor devido ao isolamento do metal, fazendo com que não seja reconhecido como corpo-estranho. Essa mesma camada de óxido colabora para a ótima resistência a corrosão do titânio frente aos fluidos corpóreos. Destacando-se também a baixa toxicidade do material e as favoráveis características mecânicas.

Branemark (1983) fez um trabalho de revisão de literatura em pesquisas que se embasaram no conceito da osseointegração. Sua revisão iniciou-se citando a descoberta da interação osso/titânio. Tal descoberta foi obtida a partir de um trabalho que investigou propriedades do osso e sua cicatrização datado de meados dos anos 60. Nesse trabalho, câmaras de titânio não puderam ser removidas do osso de coelhos devido a íntima cicatrização. Em seguida Branemark mencionou trabalhos posteriores a tal descoberta que investigaram a resistência dessa integração osso/titânio em mandíbulas e tíbias de cachorros. Subsequentemente a essas descobertas, uma linha de pesquisa iniciou a aplicação desse conceito de osseointegração em cães, realizando a reposição dentária por implantes em forma de parafuso. Após alguns estudos *in vivo* não humano, houve o início das pesquisas em humanos. O autor conclui após diversos estudos a viabilidade da aplicação dos

princípios de osseointegração em humanos. Em 1965, o primeiro paciente (edêntulo) foi operado e a partir dessa data iniciou-se o refinamento nos conhecimentos técnicos dos procedimentos cirúrgicos. Por fim, o autor indicou possíveis aplicações extra-orais dos dispositivos de titânio, incluindo diversas áreas da saúde e especialidades médicas.

O titânio é considerado biocompatível, pois ao menor contato com o ar atmosférico forma-se espontaneamente uma camada de óxido que é bastante resistente aos líquidos corporais e é inerte aos tecidos por ser praticamente insolúvel (CARVALHO; PONZONI, 2002). Há uma vertente de pesquisas voltada ao melhoramento da matéria prima da confecção dos implantes; o titânio. O intuito principal é a melhoria das propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro (Ti cp), de forma a obter um aumento de dureza, resistência a torção e outras características mecânicas (ELIAS et al., 2013b).

Para aplicações médicas, a ASTM (American Association for Testing Materials) classifica o titânio em 4 graus de pureza (Ti grau 1-4), no qual não há componentes de liga em sua composição. Também, classifica uma liga de titânio (Ti-6Al-4V), conhecida como titânio grau 5 (Ti grau 5) (ASTM, 2008a; 2008b).

O Titânio comercialmente puro (não liga) é descrito e padronizado para aplicações na área da saúde pela Sociedade Americana para Testes de Materiais (ASTM) na normativa F67. São descritos quatro graus de pureza diferentes para o titânio, que variam conforme a quantidade máxima de outros componentes químicos intersticiais, sendo eles: nitrogênio, carbono, hidrogênio, ferro e oxigênio. Segundo os testes descritos no documento F67, a dureza e a resistência a torção do titânio aumentam gradativa partindo do grau 1 (170 Mpa e 240 Mpa respectivamente) até o grau 4 (483 Mpa e 550 Mpa respectivamente). Para a correta caracterização do titânio, a normativa F67 descreve também quais testes devem ser realizados e a maneira correta de execução dos testes (ASTM, 2008a).

O Titânio grau 5 é descrito pela normativa F136 da ASTM como titânio de liga extra baixa (Ti-6Al-4V), seus componentes de liga presentes, conferem-lhe propriedades mecânicas superiores ao Ti cp 1-4, fazendo com que haja uma predileção para aplicações na área da saúde. A normativa descreve técnicas de obtenção, testes de caracterização e expõe a composição química da liga. É composta pelos mesmos elementos presentes no titânio comercialmente puro (nitrogênio, carbono, hidrogênio, ferro e oxigênio) acrescida de vanádio e alumínio. As

diferenças de composição aumentam a leitura das propriedades de dureza (795 Mpa) e resistência a torção (860 Mpa) (ASTM, 2008b). É muito utilizado na produção de implantes de forma geral, incluindo os ortopédicos (Bauer et al., 2013).

Bauer et al., em 2013, promoveram uma vasta revisão da literatura, compilando diversas informações a respeito dos vários materiais disponíveis para a confecção de implantes na área da saúde. Descreveram metais, cerâmicas e polímeros com aplicações possíveis para a saúde, assim como uma listagem de características de dureza, ductilidade, torção, superfícies e outras. Em sua compilação, contemplaram também o titânio, discorrendo sobre o comercialmente puro (grau 1-4) e a liga Ti-6Al-4V (grau 5). Apontaram que o titânio é o material mais utilizado no mundo para a fabricação de implantes (incluindo ortopédicos), havendo uma preferência no uso da liga grau 5 devido as suas propriedades mecânicas superiores às do grau 1-4.

Gepreel e Niinomi, em 2013, realizaram uma revisão sistemática da literatura, abordando as ligas de titânio. No levantamento de longo prazo enfatizaram não apenas a compatibilidade biológica, mas também a mecânica. Os autores expuseram que os materiais mais utilizados para a fabricação de implantes em todas as áreas da saúde são o aço inoxidável, a liga de Co-Cr e a liga de titânio grau 5 (Ti-6Al-4V). Apesar do uso tão difundido, os autores concluíram que nenhum desses materiais é ideal para implantação de longo prazo no corpo humano do ponto de vista biológico, porque esses materiais promovem a liberação de compostos altamente tóxicos, como vanádio, níquel e cromo.

Jorge et al. (2013a), realizaram uma revisão sistemática da literatura em torno do titânio na odontologia, sua história e perspectivas para o futuro. Para tal, utilizaram a base de dados MEDLINE/PubMed, realizaram uma pesquisa com termos pré-definidos e, após a filtragem, obtiveram 20 títulos. Abordaram o início da aplicação do titânio com Branemark e seus colaboradores, até chegar ao estado atual da arte, onde discorreram sobre as ligas de titânio e seus graus de pureza. Os autores seguiram com as técnicas de produção de componentes de titânio, passando pelo derretimento e formatação com laser, até técnicas de conformação a frio, destacando o elevado custo do maquinário despendido para basicamente todas as técnicas de produção. Concluíram que há a necessidade de avanços tecnológicos, assim como aumento de pesquisas clínicas e laboratoriais para aumentar a eficiência técnica no uso do titânio.

O desenvolvimento de uma técnica para a extrusão a frio de implantes dentários foi o objetivo de Biléssimo et al. (2012). Os autores realizaram adaptações

em uma máquina de ensaios universal (EMIC DL10000), de forma a obterem uma ferramenta para realizar a produção de um implante. Através do processo de conformação, seu objetivo foi a produção de um implante cone Morse. Assim, após determinarem o formato proposto para o implante, realizaram a determinação da força necessária para sua produção. Os autores versaram ter tido sucesso no experimento e defenderam que é possível a realização de pequenas peças de titânio grau 4 por meio da técnica de extrusão indireta (à frio). Apontaram, ainda, que através dessa técnica é possível se obter características de dureza melhores, devido ao alinhamento mecânico dos grãos do titânio.

O estudo de um implante produzido com titânio de grau 4 Hard<sup>®</sup> (Ti G4 Hard<sup>®</sup>) foi o objeto de estudo de Elias et al. (2013b). Os autores realizaram 3 ensaios de acordo com a Norma ABNT NBR 16044, comparando o titânio G4 Hard<sup>®</sup> com o titânio G2, G4 e G5. Dentre os resultados, os autores destacaram menor deformação do hexágono externo em implantes G4 Hard<sup>®</sup> frente aos implantes de G4 convencional, quando submetidos à instalação a 120 N/cm. Quanto ao teste de resistência à tração, o Ti G4 Hard<sup>®</sup> obteve melhores resultados, seguido do Ti G5, G4 e G2 respectivamente. Com base nos achados, os autores defenderam a possibilidade de substituir o Ti G5 e Ti G4 pelo Ti G4 Hard<sup>®</sup> sem comprometer a resistência do implante, e com a vantagem de não haver componentes de liga na composição da matéria prima.

Elias et al. (2015) realizaram uma série de experimentos em um trabalho que teve por objetivo a comparação de propriedades mecânicas e de morfologia superficial de implantes e discos de Ti G4 Hard<sup>®</sup> contra aqueles de Ti G2, Ti G4 e Ti G5. Os autores realizaram testes de microestrutura e superfície, testes de rugosidade, dureza Vickers, compressão, teste de torque e aplicação clínica. Como resultados, os autores observaram reações similares quanto ao tratamento de superfície, mas com as demais propriedades mecânicas melhores para o Ti G4 Hard<sup>®</sup>, aproximando-o das características do Ti grau 5. Em sua conclusão, os autores defenderam que os implantes de Ti G4 Hard<sup>®</sup> tiveram um desempenho clínico bem sucedido.

## 2.2 Plataformas protéticas e manutenção de pré-carga

O parafuso é responsável pela ligação entre implante e componente protético. A estabilidade dessa ligação é conferida através da força de união que provem do alongamento desse parafuso no interior do implante durante seu apertamento. O atrito das roscas do parafuso com as roscas internas do implante promove o fenômeno chamado pré-carga (McGLUMPHY et al., 1998).

Dessa forma, dentre as modificações de plataformas protéticas mais difundidas temos: a) hexagonais; b) internas; c) externas e d) cônicas. Destacam-se as plataformas de conexões internas ao implante, visto que têm apresentado resultados mecânicos de estabilidade melhores que os sistemas de conexão externa (MÖLLERSTEN et al., 1997; KHRAISAT et al., 2002).

Principalmente as conexões tipo Morse (KITAGAWA et al., 2005; ERNEKLINT et al., 2006; CHUN et al., 2006; MAEDA et al., 2006).

Em 1987, Worthington et al., tendo como objetivo avaliar o sistema suíço de implantes osseointegráveis desenvolvido por Branemark, relataram problemas e complicações encontradas durante quatro anos de experiência com o sistema. Com relação à instalação dos implantes, os autores citaram problemas como: a) o mal posicionamento (vestíbulo/lingual ou palatino; alinhamento e paralelismo de múltiplos implantes) que leva a dificuldades de confecção das próteses e eventual desconforto ao paciente, tanto por posicionamento da língua em relação a implantes com inclinação lingual, quanto por falta ou excesso de suporte labial; b) erros de fresagem e “*countersinking*” na etapa cirúrgica e deiscência de ferida, perda óssea e falha de osseointegração durante a fase de cicatrização. Com relação aos problemas protéticos citou-se: a) o correto posicionamento do *abutment* (afim de evitar danos ao hexágono e infiltração de tecido); b) a fratura recorrente do parafuso protético e c) o afrouxamento do parafuso, deixando o cilindro do *abutment* parcialmente livre para se movimentar. O parafuso protético foi apontado como o elo mais fraco do sistema implante-pilar, indicando sua falha em casos de exposição do sistema à forças excessivas.

Em 1988, Öhrnell et al. descreveram uma técnica cirúrgica modificada e uma abordagem protética, direcionadas a resolução de casos de reposição dentária unitária utilizando-se implantes osseointegráveis *ad modum* Branemark. Descreveram a técnica em duas etapas para instalação de um implante unitário tipo HE (hexágono

externo), com posterior reabertura e cicatrização de tecidos moles com seis meses. Os autores apontaram como um dos resultados do trabalho o mesmo problema: o afrouxamento do parafuso do componente protético e eventual rotação da coroa (quando utilizados implantes e *abutments* convencionais de altura do hexágono externo de 0,7 mm para a reabilitação de um dente único). Visando sanar essa problemática, os autores propuseram a modificação do design dos implantes e componentes, aumentando a altura do hexágono externo do implante de 0,7 mm para 1,2 mm. Concluindo-se que, seria possível evitar o problema da perda do parafuso do *abutment*.

Em 1990, Zarb e Schimitt, em um trabalho longitudinal abordando a efetividade de implantes osseointegráveis, acompanharam e registraram 274 implantes, instalados em 46 pacientes, relatando um sucesso de 89,05% para implantes individuais. Descreveram as complicações encontradas em relação aos tratamentos propostos, citando complicações cirúrgicas com perda dos implantes por variados motivos, como: “*countersinking*” excessiva, erros de fresagem, deiscência ou defeito ósseo e mal posicionamento dos implantes. Abordaram também os problemas da fase protética, citando a fratura de nove parafusos de *abutment*, principalmente próximo a cabeça dos parafusos, e 23 parafusos de *abutment* de ouro, creditando tal achado a fatores como parafunção e má-adaptação da prótese. Na conclusão, os autores relataram que todos os problemas protéticos dos pacientes tratados foram resolvidos. A maioria era de origem iatrogênica, mas algumas estavam associadas às técnicas e materiais utilizados.

Breeding et al., em 1993 coordenaram uma pesquisa relacionada ao afrouxamento de parafusos protéticos de reabilitações unitárias após função simulada. Foram utilizados 30 implantes, tendo 10 representantes de cada marca comercial, um com conexão hexagonal interna, um com conexão HE e um com conexão octogonal interna. Cada grupo foi novamente dividido em dois, sendo associado a um deles um cimento (Ceka Bond, Preat, San Mateo, CA) para auxiliar a fixação do parafuso do *abutment*. A montagem dos implantes com seus respectivos pilares e coroas simuladas foi realizada com torque fixo de 22.6 N/cm. Os espécimes foram levados a ciclagem mecânica por três períodos diferentes, equivalendo a um, três e seis meses de uso em boca, em seguida foram afrouxados e os valores de afrouxamento anotados. Como resultados, os autores apontaram redução no torque de desaperto do parafuso protético para todos os grupos, sem, contudo, haver diferença significativa

em relação ao período simulado no teste. Concluíram que a associação do adesivo ao parafuso foi positiva apenas para o grupo hexágono interno.

Descrevendo um novo sistema de implantes desenvolvido pelo Grupo internacional para implantodontia (sigla do inglês: ITI – International team for implantology) e produzido pelo Instituto Straumann (Institut Straumann AG Hochtstrasse Waidenburg, Switzerland), Sutter et al. (1993) apresentaram um implante com plataforma composta por um componente instalado internamente ao implante, com parafuso passante de 2mm de diâmetro para fixação no interior do implante e paredes internas divergentes em oito graus no sentido cervical do implante, resultando em um sistema cone-parafuso que foi comparado ao sistema convencional da mesma empresa (apenas parafuso). O sistema cone-parafuso apresentou ajuste friccional, eliminando risco de rotação e desaperto do sistema, similar ao sistema Morse, que apresenta angulação de paredes de dois a quatro graus. Ainda, o torque necessário para desaperto do componente foi de 10 a 15% maior do que no momento do aperto, enquanto o sistema convencional apresentou redução de 10%, revelando uma superioridade do sistema cone-parafuso de pelo menos 20%.

Um estudo retrospectivo a respeito de reabilitações protéticas em implantes unitários registrou seus achados sobre 67 implantes, instalados em 47 pacientes. Os autores relataram a causa da perda dental dos pacientes, mas a despeito do motivo, utilizou-se a mesma técnica cirúrgica de duas etapas, sendo a reabilitação protética realizada com 6 meses de pós-operatório. Os autores reportaram a perda de dois implantes, que foram repostos imediatamente; e a presença de resposta inflamatória em 3 implantes, sem a perda dos mesmos. Todos os implantes foram reabilitados com componentes tipo UCLA, o que possibilitou a resolução de alguns casos em que os implantes não estavam idealmente posicionados, segundo os autores. Em detrimento dos problemas cirúrgicos e biológicos registrados, os autores enfatizam os problemas mecânicos de afrouxamento do parafuso do *abutment*, expondo a necessidade de componentes que diminuam a taxa de afrouxamento do parafuso protético. Os autores concluíram registrando uma taxa de sucesso de 94,4%, sendo a maioria das complicações de origem mecânica, relacionadas ao afrouxamento do *abutment* (CORDIOLI et al., 1994).

Binon (2000) realizou uma revisão abordando os implantes osseointegráveis e seus componentes protéticos em relação a sua evolução, opções comercialmente disponíveis e expectativas para o novo milênio. O autor enumerou marcas comerciais

e número de design de implantes, tipos de superfície, formato do corpo, diâmetros disponíveis, comprimentos, plataformas, número de componentes protéticos, material de composição dos implantes entre outras informações. Na sequência tratou da interface implante/pilar (pontuou dois grandes grupos de implantes, os de conexão interna e os de conexão externa). A respeito dos componentes protéticos, houve uma expansão significativa no número e diversidade de “*abutments*” disponíveis, o que tornar a seleção dos componentes desafiadora. Analisando a relação implante/*abutment*, destaca-se a importância da geometria dos componentes devido a sua influência na força e estabilidade da união, e no posicionamento da peça e resistência rotacional. Aponta vários esforços de empresas e pesquisadores para se melhorar as propriedades da plataforma HE, mas a evolução resultou no desenvolvimento de novas plataformas, com ênfase as conexões cônicas, que apresentam características superiores. Em conclusão, foi citado que a evolução da implantodontia tem se voltado para o desenvolvimento de componentes protéticos, mas com o apelo de que esse desenvolvimento se dê em prol de resultados científicos e não a avidez comercial.

Tan e Nicholls (2001), com o objetivo de comparar a pré-carga obtida por diferentes sistemas de *abutments* de plataforma hexagonal, conduziram uma pesquisa utilizando 7 diferentes tipos de pilares disponíveis comercialmente sobre um mesmo tipo de implante osseointegrável. Os autores aplicaram 20 ou 32 N/cm, em alta e baixa velocidades, conforme indicação do fabricante, utilizando um controlador eletrônico de torque. Dentre os resultados, o valor de pré-carga mais baixo foi do *abutment* padrão de 5.5 mm da Nobel Biocare™ (180.6 N) com aplicação lenta, enquanto o maior valor foi no pilar CeraOne® 2.0 mm (666.4 N). Os autores apontaram que os valores de pré-carga obtidos são influenciados pelo desenho do componente, diâmetro do parafuso, material, torque de aperto e velocidade de aperto.

Um estudo objetivou a investigação do resultado de forças cíclicas laterais no afrouxamento do parafuso do “*abutment*” sobre implantes HE. Para tal, os autores utilizaram 15 implantes *ad modum* Branemark, divididos em 3 grupos, utilizando o componente protético CeraOne® (Nobel Biocare AB) e coroas simuladas cimentadas. Os componentes receberam o torque recomendado pelo fabricante (32 N/cm), tendo um reaperto com 10 minutos. Um grupo foi utilizado como controle, sem ciclagem, enquanto dois grupos foram ciclados mecanicamente com carga máxima de 50 N por  $1.0 \times 10^6$  vezes, sendo um com ponto de aplicação central (A) e outro desviado em

quatro milímetros (B). Dentre os resultados obtidos, notou-se que houve deformação dos componentes do grupo B, inclusive no sentido rotacional, promovendo maior travamento com o hexágono do implante, o que levou a perda menor da pré-carga menos que do grupo A. Temos assim, um forte indício de que o hexágono da plataforma do implante tem importante papel na dissipação de forças oclusais. Ainda foi notada a diminuição dos valores de pré-carga no instante pós-ciclagem, tendo esse achado creditado a micro movimentações do *abutment*, contudo os autores citam uma significativa necessidade de estudos com número de ciclos e amostras maiores, pois as forças oclusais são muito complexas e diferenças microscópicas na superfície dos parafusos os tornam diferentes uns dos outros, ainda que de um mesmo fabricante (KHRAISAT et al., 2004).

Kraisat et al. (2006) analisaram a influência da direção da carga e do tempo de ciclagem sobre pilares protéticos de implantes. Utilizaram implantes HE com pilares CeraOne® (Nobel Biocare™) divididos em 4 grupos (N=5); GpA (carga perpendicular ao eixo axial com  $0.25 \times 10^6$  ciclos), GpB (carga perpendicular ao eixo axial com  $0.50 \times 10^6$ ), GpC (carga excêntrica de 4 mm e  $0.25 \times 10^6$  ciclos), GpD (carga excêntrica de 4 mm e  $0.50 \times 10^6$  ciclos). Os autores apontaram que a localização mais centralizada da força implica em menor rotação do conjunto, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos A/B (GpA = 2.800  $\mu\text{m}$  / GpB = 3.400  $\mu\text{m}$ ) e C/D (51.400 e 55.000  $\mu\text{m}$ , respectivamente). Concluíram que ambos os fatores, carga centralizada e tempo de aplicação da mesma, comprometem muito menos a estabilidade da junção quando comparados a cargas excêntricas.

Davi et al. (2008) tiveram como objetivo a integridade da plataforma de implantes de hexágono externo. Utilizando implantes da marca Neodent®, realizaram a comparação de dois sistemas de instalação cirúrgico; com montador (torque externo - TE) e com chave de instalação de torque interno (TI). Cada grupo foi composto por 10 implantes, instalados com torques progressivos de 45, 60 e 80 N/cm, tendo aferidos previamente e posteriormente os ângulos de liberdade rotacional e medidas dos hexágonos. Para aferição dos ângulos utilizou-se um medidor próprio da empresa fabricante dos implantes. As distâncias entre os vértices do hexágono também foram utilizadas para avaliar a sua integridade, sendo aferidas com microscópio óptico (Carl Zeiss®, Jena/Alemanha), com uma ampliação de 20 vezes. Em seus resultados, os autores citam não haver diferença significativa entre os ângulos dos implantes sem torque (TE =  $3,308 \pm 0,406^\circ$  e TI =  $3,298 \pm 0,168^\circ$ ) e após aplicação de um torque de

45 N/cm ( $TE = 3,274 \pm 0,380^\circ$  e  $TI = 3,309 \pm 0,220^\circ$ ). Porém, para o grupo de torque 60 N/cm houve diferenças significativa ( $TE = 4,029 \pm 0,544^\circ$  e  $TI = 3,405 \pm 0,197^\circ$ ). Para o grupo de torque de 80 N/cm, os implantes TI apresentaram valores de  $3,387 \pm 0,215^\circ$ , e os TE deformaram à ponto de inviabilizar a leitura.

Kwon et al. (2009) avaliaram a influência de torques sobre três conexões diferentes de implantes. Hexágono interno (Xive - Friadent®, Mannheim/Germany); cônico com indexador octagonal (Magicgrip - Warantec®, Seoul/Korea) e hexagonal externo (MF - Dentium®, Seoul/Korea). As medidas foram realizadas com um aferidor desenvolvido pelo *College of Dentistry* (Yonsei University, Seoul/Korea) antes e após a aplicação dos torques. Os resultados obtidos antes e após o torque de 45 e 100 N/cm foram respectivamente: Xive ( $1,78^\circ \pm 0,18^\circ / 2,34^\circ \pm 0,21^\circ / 3,04^\circ \pm 0,30^\circ$ ), Margcgrip ( $2,50^\circ \pm 0,10^\circ / 2,56^\circ \pm 0,05^\circ / 2,58^\circ \pm 0,08^\circ$ ), MF ( $5,34^\circ \pm 0,18^\circ / 5,60^\circ \pm 0,27^\circ / 5,98^\circ \pm 0,28^\circ$ ). Os autores concluíram que a aplicação de 45 N/cm e 100 N/cm para o grupo de implantes MF promoveu liberdade rotacional acima de 5 graus, enquanto os outros dois apenas 3 graus. Quando analisada a liberdade entre implantes e suas respectivas chaves, MF e Xive mantiveram as medidas em torno de 5 e 3 graus respectivamente, enquanto o grupo Magicgrip apresentou quase 8 graus de liberdade após aplicação de 100 N/cm. Por fim a aplicação de até 45 N/cm promoveu menos de um grau de aumento de rotação para todos os grupos, e de 45 N/cm a 100 N/cm aumentou de forma não significativa.

Ribeiro et al. (2011) avaliaram a resistência a fratura e falhas do parafuso protético. Para tal, utilizaram três sistemas de conexão: hexágono externo (HE), hexágono interno (HI), e cônica (C); sendo as amostras com 30 implantes de cada uma das conexões, com mini pilares e pilares protéticos compatíveis (Conexão® Sistemas de Prótese (Aruajá/São Paulo/Brasil). Foi confeccionado um parafuso específico para o torque de 25 N/cm já que o objetivo era avaliar a ocorrência de fratura. O teste foi conduzido para determinar o nível de força (N) à qual 50% dos espécimes resistiriam sem fratura do parafuso após 106 ciclos de carga. As falhas nos parafusos estiveram aparentemente ligadas ao tipo de interface analisada, segundo os resultados expostos pelos autores, sendo que para os HE houve uma resistência a fadiga maior (média de 53,5 N). Os autores apontaram como possível explicação a dificuldade de usinagem de superfícies internas. Os demais resultados apresentados foram da plataforma HI (média de 45,0 N) e C (média de 44,0 N) não havendo diferenças significativas para esses grupos.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo Geral**

- Mensurar o torque de afrouxamento da pré-carga no parafuso do abutment de prótese fixa com extensão mesial sobre implantes Ticp4 Hard®.

#### **3.2 Objetivos Específicos**

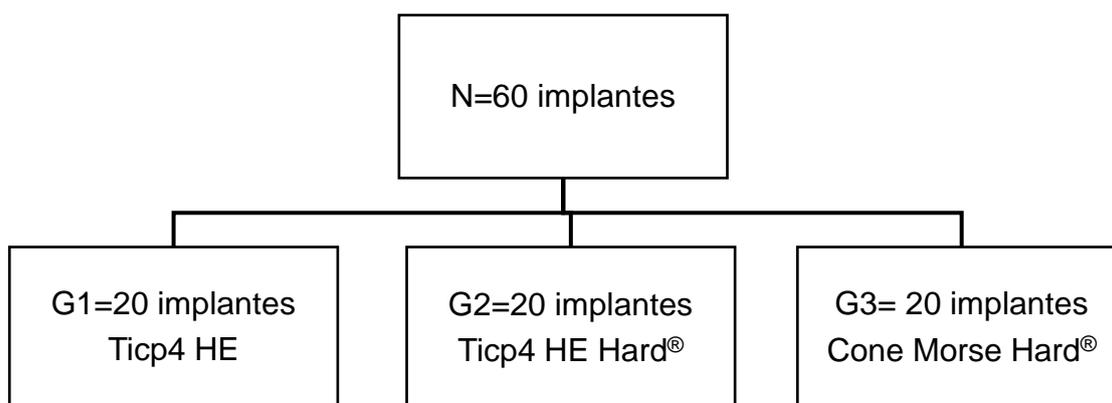
- Avaliar a influência da liga de titânio na manutenção do torque.
- Comparar o torque de afrouxamento do parafuso do pilar protético de uma prótese de dois elementos com extensão mesial, sobre implantes hexágono externo (HE) de Ti grau 4 Vs. HE Ti grau 4 Hard® e implantes HE Ti grau 4 Hard® Vs. implantes cone Morse Ti grau 4 Hard®.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Esse estudo foi realizado no laboratório da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (FAODO/UFMS), através da utilização da cicladora térmica Biocycle® V2 (Biopdi, São Carlos/SP), contou com a doação dos implantes da empresa Conexão sistemas de prótese (Arujá/SP) e a confecção das estruturas que simularam as coroas protéticas foram confeccionadas no laboratório de prótese Raphael Pina.

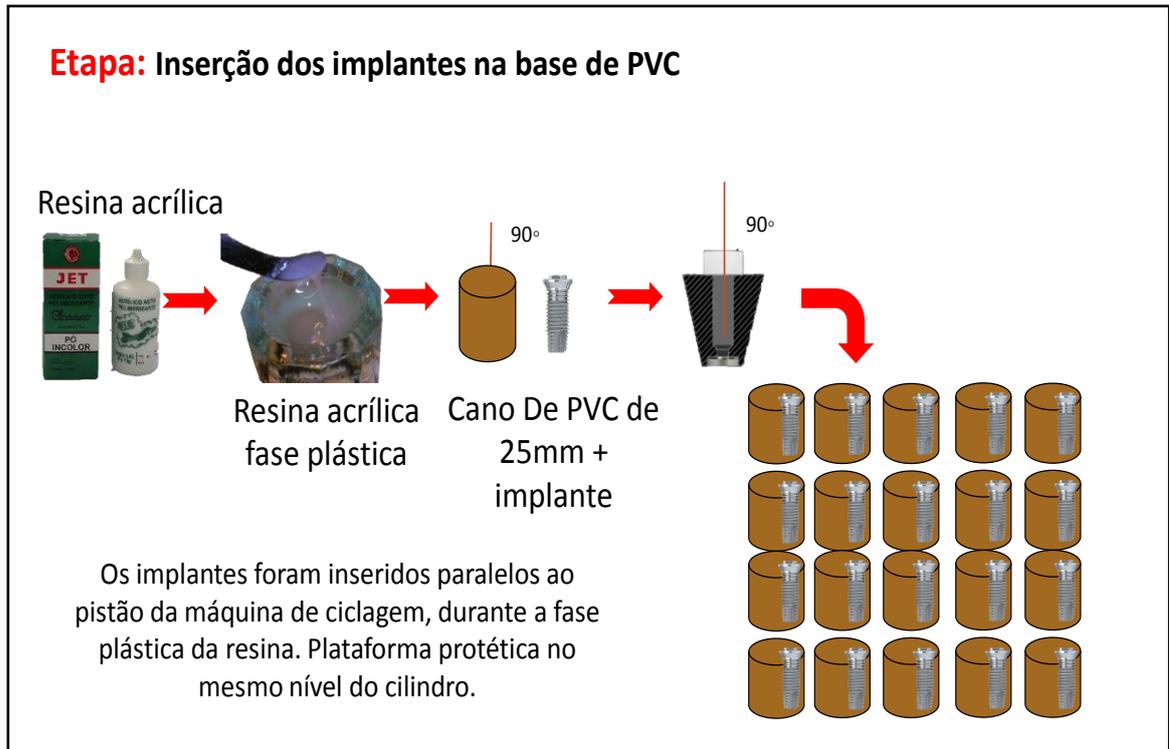
O experimento foi composto por 60 implantes de 3,75mm x 10mm, que foram separados em 3 grupos, contendo cada grupo 20 implantes. Dessa forma: Grupo 1 (G1) - Implantes de Hexágono Externo Ti cp4; Grupo 2 (G2) - Implantes Hexágono Externo tipo Hard® (Ti cp4 Hard®); Grupo 3 (G3) – Implantes cone Morse, tipo Hard® (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo).

**Figura 1** - Esquema de divisão dos grupos experimentais



Cada implante foi inserido perpendicularmente à superfície de um cilindro de resina acrílica, de 25 mm de diâmetro, padronizados com uso de canos hidráulicos de policloreto de vinil (PVC).

Todos os implantes foram inseridos com a resina acrílica ainda na fase plástica, de forma que quando a resina tomasse presa, o implante estivesse na posição desejada. Implantes paralelos ao longo eixo dos cilindros de maneira que suas plataformas protéticas ficassem no mesmo nível do cilindro. Apresentando-se instalados paralelamente aos pistões da máquina de ciclagem mecânica.



**Figura 2** - Plataforma protética mesmo nível do cilindro



Fonte: acervo próprio

**Figura 3** - Implante inserido na resina acrílica tendo como base o cano hidráulicos de policloreto de vinil (PVC de 25mm de diâmetro).

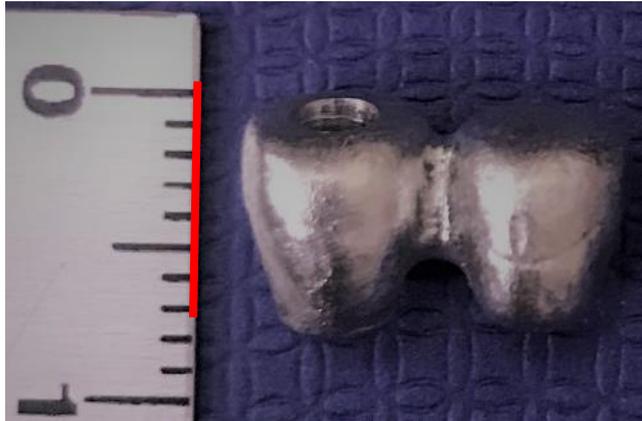


Fonte: acervo próprio

Após a etapa de instalação do implante na base cilíndrica, foram confeccionadas no laboratório de prótese Raphael Pina estruturas para a simulação das coroas dos dentes. Prótese fixa de 02 (dois) elementos protéticos, onde 01 (um) dos elementos é suspenso (cantilever). Para os implantes HE, foram utilizados componentes tipo Ucla, com medida de plataforma de 4.1 mm e indexador hexagonal (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo). Para os implantes CM foram utilizadas Uclas do sistema Morse indexado, com base de Cr-Co (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo). Essas Uclas foram fundidas com liga de Cr-Co (HighBond biomaterials technology – Indaiatuba, São Paulo) sendo o formato final das coroas, com oito milímetros de altura e seis milímetros de largura. Primeiramente todas as coroas foram escaneadas (no Cad-Cam) e fresadas em cera. Após a fresagem foram incluídas e fundidas na técnica de cera perdida. Não havendo assim ponto de solda.

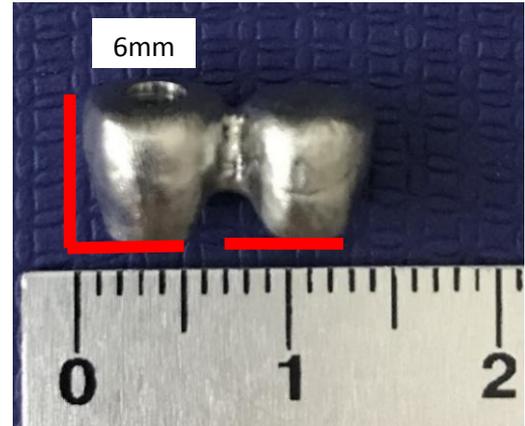


**Figura 4** - Altura das coroas de 8mm.



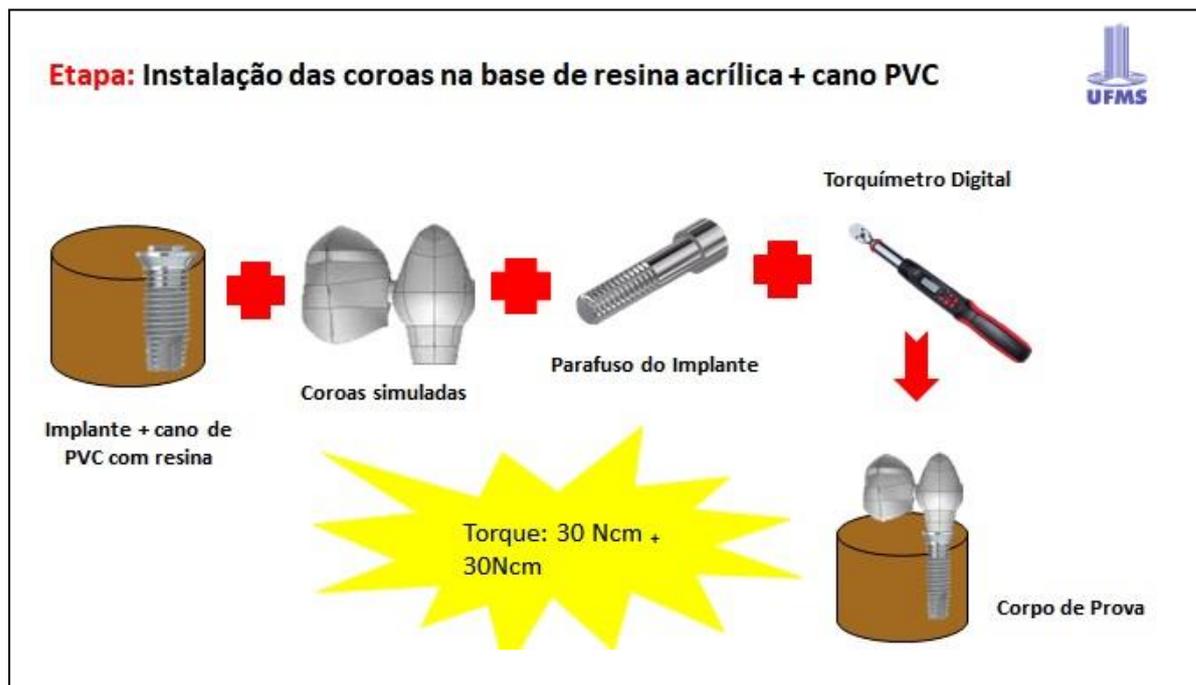
Fonte: acervo próprio

**Figura 5** - Largura das coroas de 6mm



Fonte: acervo próprio

As coroas simuladas foram aparafusadas sobre os implantes com parafusos correspondentes ao sistema de cada uma, sendo: grupos G1 e G2 - parafusos hexagonais de titânio MS3,75/4,0 (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo); grupo G3 – parafusos de titânio correspondente ao grupo cone morse de plataforma estreita (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo). Todos receberam um torque de apertamento de 30N/cm, conforme orientações do fabricante, tendo um reaperto com mesmo torque após dez minutos, realizado por um único operador, através de torquímetro digital (Insize do Brasil, São Paulo - SP).



**Figura 6** - Torquímetro digital

Fonte: Google

**Figura 7** - Torquímetro digital para apertamento do parafuso

Fonte: acervo próprio

**Figura 8** - Cantilever ao centro do cilindro

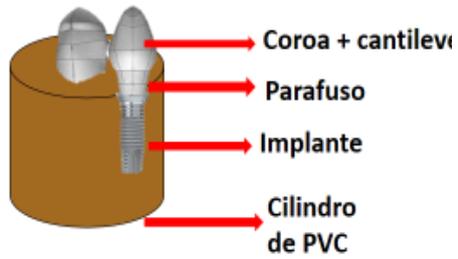
Fonte: acervo próprio

**Figura 9** - Momento do apertamento, inicialmente 30N, após dez min., mais 30Ncm.

Fonte: acervo próprio

Cada conjunto composto por cilindro de resina, implante e 02 (duas) coroas, representou um corpo-de-prova (CDP). Esses corpos-de-prova foram levados ao teste de ciclagem mecânica, na cicladora mecânica Biocycle® V2 (Biopdi, São Carlos/SP), sendo submetidos ao teste de fadiga mecânica, no qual passaram por 500.000 ciclos regulares, com frequência de 2 Hz e carga axial de 120Ncm que será aplicada sobre o cantilever.

**Figura 10** – Componentes do Corpo de prova



Fonte: acervo próprio

**Figura 11** - Corpo de prova



Fonte: acervo próprio

**Figura 12** - Ciclodora mecânica Biocycle® V2 (Biopdi, São Carlos/SP)



Fonte: acervo próprio

**Figura 13** - Número de ciclos



Fonte: acervo próprio

**Figura 14** - Configuração de tempo (2Hz)

Fonte: acervo próprio

**Figura 15** - Corpos de prova em ciclagem

Fonte: acervo próprio

Ao término da ciclagem mecânica dos três grupos de implantes, os parafusos de fixação dos componentes serão afrouxados com um torquímetro digital (Insize do Brasil, São Paulo - SP), o mesmo que fora utilizado no apertamento dos parafusos. O torque de afrouxamento de cada parafuso será então aferido, registrado e tabulado, seguirá para a análise estatística.

A comparação entre os momentos de apertamento e de afrouxamento, em relação ao torque, foi realizada por meio do teste não paramétrico de Wilcoxon, uma vez que as amostras não passaram no teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Já a comparação entre os grupos experimentais, no momento de apertamento, bem como no momento de afrouxamento e para a diferença entre estes momentos (perda), também em relação ao torque, foi realizado por meio do teste não paramétrico de Kuskal-Wallis. Os demais resultados deste estudo foram apresentados na forma de estatística descritiva ou na forma de tabelas e gráfico. A análise estatística foi realizada por meio do programa estatístico SigmaPlot, versão 12.5, considerando um nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

Entre todos os corpos de prova, no momento do afrouxamento, dois (10%) deles do grupo Ticp4 HE se apresentavam fraturados. Para os corpos de prova do grupo Ticp4 HE Hard, quatro (20%) estavam fraturados e, para os corpos de prova do grupo Cone Morse Hard, oito (40%) estavam fraturados. Assim, para as seguintes análises o grupo Ticp4 HE ficou com 18 mensurações de torque, o grupo Ticp4 HE Hard ficou com 16 mensurações de torque e o grupo Cone Morse Hard ficou com 12 mensurações de torque.

Os resultados referentes ao torque de apertamento e de afrouxamento, bem como da perda entre estes dois momentos, em cada grupo experimental, estão apresentados na Tabela 1.

No momento de apertamento o torque para todos os corpos de prova foi de 30,00 N/cm, sem qualquer diferença entre os grupos experimentais. Por outro lado, no momento do afrouxamento, após o teste de ciclagem mecânica, o torque diminuiu significativamente para todos os grupos experimentais (teste de Wilcoxon, valor de p variando entre  $<0,001$  e  $0,002$ ).

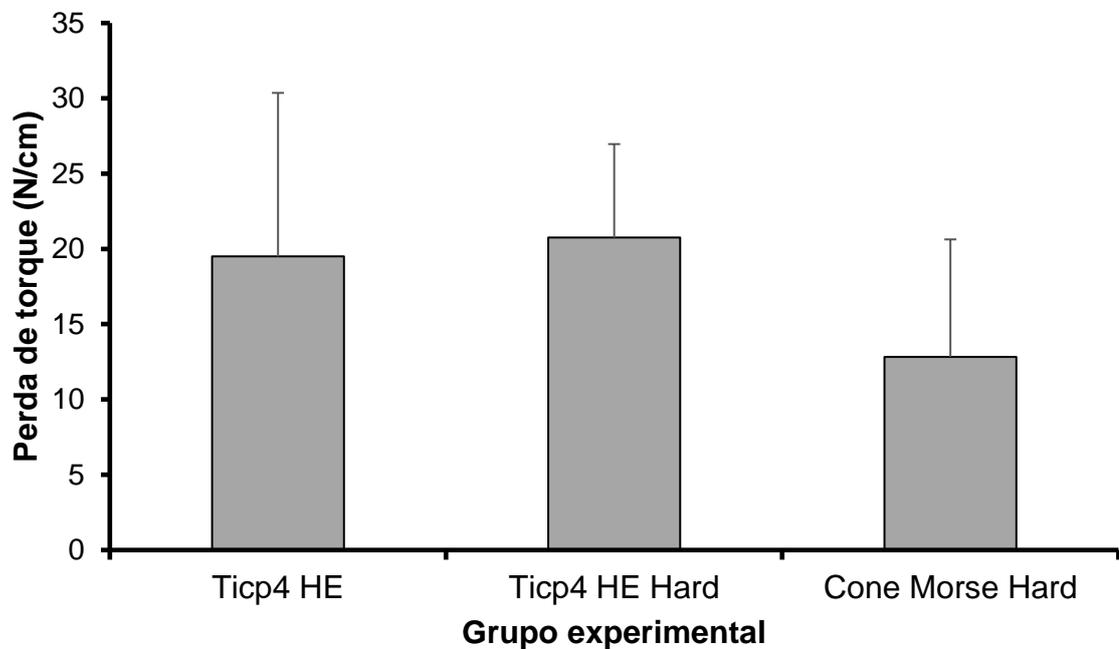
Não houve diferença significativa entre os grupos Ticp4 HE, Ticp4 HE Hard e Cone Morse Hard, em relação ao torque no momento do afrouxamento (teste de Kruskal-Wallis,  $p=0,065$ ). O mesmo foi observado em relação à perda no torque, calculado pela diferença entre o momento de apertamento e aquele de afrouxamento (teste de Kruskal-Wallis,  $p=0,065$ ). Estes resultados estão ilustrados No Gráfico 1.

Tabela 1 - Torque de apertamento e de afrouxamento e a perda entre estes dois momentos, em cada grupo experimental.

Implante	Torque (N/cm)		Valor de p*	Perda (N/cm)
	Apertamento	Afrouxamento		
Ticp4 HE	30,00±0,00	10,50±10,86	<0,001	19,50±10,86
Ticp4 HE Hard	30,00±0,00	9,25±6,21	<0,001	20,75±6,21
Cone Morse Hard	30,00±0,00	17,17±7,80	0,002	12,83±7,80
Valor de p**	1,000	0,065		0,065

Os resultados estão apresentados em média±desvio padrão da média. \* Valor de p no teste de Wilcoxon. \*\* Valor de p no teste de Kruskal-Wallis.

Gráfico 1 - Perda de torque entre o momento do apertamento e o momento do afrouxamento, em cada grupo experimental.



## 6 DISCUSSÃO

Mesmo com um vasto levantamento da literatura para a elaboração e delineamento da metodologia desse trabalho, a padronização dos parâmetros é uma tarefa delicada, pois ainda não há uma padronização clássica para ciclagens *in vitro*, fato também observado por Morresi et al., 2014. A exemplo disso, podemos citar Karl et al. (2007), que apesar de terem realizado testes de fadiga mecânica, utilizaram parâmetros significativamente diferentes daqueles utilizados no presente estudo: 20.000 ciclos, a 1 Hz e carga de 120N.

Outro trabalho que se valeu de testes de fadiga foi de Moris et al. (2015), adotando 300.000 ciclos, a 1 Hz e carga de 20N. Essas variações tão relevantes nas escolhas metodológicas limitam as possibilidades de comparações, restringindo a capacidade de discussão dos autores com outros estudos da literatura, mesmo quanto a experimentos em campos tão similares.

No experimento do presente estudo, utilizou-se torque de apertamento de 30N/cm para os parafusos dos pilares de cada sistema, por indicação do fabricante (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo). Após 10 minutos, foi realizado um novo aperto de 30N/cm, conduta recomendada clinicamente por Dixon et al. (1995) e adotada por diversos autores, como Binon (1998) e Coppedê et al. (2013).

Essa indicação ocorre devido ao “efeito de sedimentação”, que pode levar à perda de 2% a 10% do torque do parafuso do pilar nos primeiros segundos e minutos após o aperto, dados de Breeding et al. (1993). Esses mesmos autores explicaram que tal acontecimento é baseado na presença de micro rugosidades da superfície do parafuso, inerentes ao processo de usinagem. Essas rugosidades entram em contato com as espiras internas do implante antes que haja um contato com a superfície do parafuso e, apenas após alguns minutos, ocorre a deformação do material, permitindo um maior contato da superfície do parafuso do pilar com a parte interna do implante.

Então, após os procedimentos de fadiga por uso, simulados por ciclagem mecânica, realizou-se o afrouxamento dos parafusos protéticos, aferindo-se o torque requisitado para tal. Nesse momento, constatou-se que todos os grupos (G1, G2 e G3) apresentavam torque final (após a ciclagem) menor que o torque inicial (antes da ciclagem). Para os grupos G1 e G2 (ambos com conexões tipo hexágono externo) a literatura traz um notório reconhecimento a respeito desse fato, como nos trabalhos

de Coppedê et al. (2013) e Moris et al. (2015), que também realizaram ciclagens mecânicas e tiveram perdas significativas de torque em todos os seus grupos experimentais.

É válido também citarmos o trabalho de Cibirka et al. (2001), que realizou ciclagens mecânicas em implantes com conexões protéticas externas, fazendo diversas modificações na conformação das plataformas. O resultado dos autores também demonstrou redução significativa no torque do parafuso para todos os grupos. Com isso, há concordância nos resultados obtidos pelo experimento do presente trabalho com aqueles encontrados na literatura.

Em relação ao grupo G3 (implantes conexão tipo Morse Hard<sup>®</sup>), houve também uma significativa perda de torque, comparando-se o momento inicial e o momento final para o mesmo grupo. Essa perda é condizente com dados de outras pesquisas encontradas na literatura, que também utilizaram testes de ciclagem, como os trabalhos Cerutti-Kopplin et al. (2014) e Arnetzl et al. (2015), havendo uma pequena variação na proporção das perdas, fato que pode ser justificado pelas discrepâncias metodológicas.

Na comparação entre os grupos G1 e G2, foi observado que o torque de afrouxamento do grupo G2 foi maior que o torque de afrouxamento do grupo G1. Esse achado revelou uma menor capacidade de manutenção da pré-carga para G2, representado por implantes de hexágono externo tipo Hard<sup>®</sup>, demonstrando assim dados que diferem daqueles registrados na literatura. Um fator que não podemos justificar a superioridade de G1 na manutenção do torque (em relação a G2) pode ser encontrada no trabalho de Elias et al. (2013b), que apontaram que a maior dureza do Ti cp4 Hard<sup>®</sup> leva a uma menor deformação do hexágono da plataforma do implante, favorecendo a estabilidade da prótese implantossuportada. No grupo G2, os parafusos utilizados não são da liga Hard<sup>®</sup>, o que também pode justificar essa menor manutenção do torque, quando comparado ao grupo G1.

Também a partir de dados de Elias et al. (2015), evidenciou-se que o Ti cp4 Hard<sup>®</sup> tem uma boa relação de elasticidade/friabilidade, apresentando menor deformação plástica do que o Ti cp4. Essa resistência à deformação minimiza modificações das espiras internas do implante, que por sua vez garantem a estabilidade do alongamento do parafuso do pilar (pré-carga), sem induzir modificações plásticas adicionais a ele.

A segunda comparação proposta por esse trabalho, referente ao grupo G2 (Implantes HE Hard®) e G3 (Implantes CM Hard®), tornou um resultado esperado, com valores de torque de afrouxamento maiores para G3 do que para G2, ambos após a ciclagem. Esse dado condiz com aqueles registrados na literatura, que traz um vasto aporte sobre a superioridade das conexões internas cônicas sobre as conexões externas. A exemplo, pode-se citar a revisão sistemática de Sadid-Zadeh et al. (2015), que apontou o afrouxamento do parafuso do pilar como uma das complicações mais recorrentes em próteses implantossuportadas unitárias sobre implantes HE (5,6% a 59,6%), revelando ainda um resultado melhor para próteses sobre implante CM (2,7% a 31,6%).

Outra revisão sistemática com resultados condizentes com os obtidos pelo presente estudo é de autoria de Schimitt et al. (2014). Os autores concluíram que sistemas de conexão cônicas tem maior resistência à micro movimentação do que conexões hexagonais internas e externas, característica que proporciona a uma maior capacidade de manutenção do torque de instalação.

Apesar dos dados obtidos, os resultados não devem ser interpretados como um demérito ao grupo G2, mas sim com mérito ao grupo G3, cujas melhorias de matéria prima e produção promoveram, também, melhorias mecânicas aos implantes, aumentando sua capacidade de manutenção da pré-carga frente a ciclagem.

Buscando compreender a perda de pré-carga do grupo G3, podemos recorrer aos resultados de Moris et al. (2015), que demonstraram que o diâmetro do pilar cônico influencia na perda de torque. Os autores constataram que pilares de maior espessura promovem a estabilização da prótese pelo travamento das paredes, enquanto pilares mais estreitos sobrecarrega o parafuso, dependendo mais dele para a manutenção da estabilidade do conjunto. Esses autores compararam pilares cônicos de 3,8mm e 4,8mm, tendo resultados inferiores para os pilares de 3,8mm. Os pilares utilizados no presente estudo foram de um sistema 3,5 mm, com isso, podem ser considerados pilares mais dependentes do parafuso de instalação.

Os parafusos utilizados no presente experimento, por sua vez, possuíam rosca métrica de 1,6 mm (grupo G3) e rosca métrica de 2,0 mm (G1 e G2). Esse dado também ajuda na compreensão do resultado da comparação entre G2 e G3, pois o diâmetro do parafuso é um dos principais fatores que influenciam na obtenção de pré-carga, segundo dados de Burguete et al. (1994), Khraisat et al. (2004) e Hjalmarsson e Smedberg (2005).

Os autores supracitados concluíram que parafusos de menor diâmetro apresentam menor área de contato com as roscas internas do implante, fazendo com que diâmetros diferentes gerem valores de pré-carga diferentes, mesmo quando submetidos ao mesmo torque de apertamento. Com isso, no presente estudo, a pré-carga do grupo G3 pode ter sido influenciada pelo diâmetro menor do parafuso do sistema utilizado, em comparação ao parafuso utilizado em G1 e G2, fazendo com que seu torque de afrouxamento fosse menor após a ciclagem, mesmo essa diferença não sendo significativa.

Para ressaltar a menor a perda de torque em G3, compatível com outros resultados da literatura destacamos o trabalho de Jorge et al. (2013b), que compararam implantes CM com HE através de ciclagens mecânicas e obtiveram resultados superiores para CM. Seus parâmetros foram de 100.000 ciclos; 2Hz; carga de 120 N; temperatura padrão de 37°C; um experimento com intervalo de tempo cinco vezes menor ao apresentado pelo corrente trabalho.

Um importante fato a ser relatado é que, no presente trabalho, após o afrouxamento e remoção do parafuso do pilar nas amostras do grupo G3, as coroas se mantiveram fortemente presas aos implantes, tendo sido necessário o uso de um instrumento auxiliar para remoção das coroas. Esse episódio não foi observado nos grupos G1 e G2, sendo que a remoção do parafuso já liberou, juntamente, a coroa. Tal sucedido encontra sua base nos resultados de Sutter et al. (1993), que identificaram um travamento mecânico por fricção em implantes de conexão cônica. Esse travamento passou a ser chamado de solda à frio posteriormente (Norton, 1999). Também devemos salientar que o grupo G3 apresentou maior número de fraturas quando comparados aos outros grupos G1 e G2.

Observando o torque de afrouxamento estatisticamente menor quando comparado ao torque de apertamento em todos os grupos, comparando-se o momento antes com o momento após a ciclagem, algumas das amostras de todos os grupos sofreram falha completa (liberação ou fratura do parafuso). Contrário aos achados encontrados na literatura, como os expostos por Gomes et al. (2014), que apontaram ainda que o torque remanescente pode garantir estabilidade clínica à prótese por um tempo indeterminado.

Conforme as limitações desse trabalho, seus resultados não permitem conclusões completas sobre o comportamento clínico dos implantes produzidos a partir de Ti cp4 Hard®, havendo ainda muitos questionamentos pontuais a serem

sanados. Sugere-se explorar a capacidade desses implantes quanto à manutenção de torque frente a cargas não axiais, e outros tipos de pilares protéticos, mas enfatizando a necessidade da manutenção dos parâmetros metodológicos da ciclagem, buscando uma padronização futura para os trabalhos científicos.

## **7 CONCLUSÃO**

Conclui-se que, após o processo de ciclagem mecânica o torque do parafuso do pilar protético diminuiu significativamente para todos os grupos experimentais, havendo diferença estatisticamente significante entre o apertamento e o afrouxamento.

Os implantes de liga Hard são melhores clinicamente, mesmo apresentando resultados de afrouxamento maiores neste estudo.

O grupo de implantes cone morse, apresentou maior número de fraturas, devido seu melhor imbricamento mecânico.

## REFERÊNCIAS

Arnetzl GV, Payer M, Falkensammer F, Arnetzl G. Effect of double conical abutment screw on implant preload. *Clin Oral Impla Res* 2015;27:553-7.

ASTM International. Designation: F 136 – 08: Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications. West Conshohocken, PA; 2008a.

ASTM International. Designation: F 67 – 06: Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications. West Conshohocken, PA; 2008b

Bauer S, Schmuki P, Von der Mark K, Park J. Engineering biocompatible implant surfaces: Part I: Materials and surfaces. *Prog Mater Sci* 2013;58(3):261-326.

Bilessimo LD, Cavaler LCC, Schaeffer L. Development of a Tool for Indirect Extrusion of a Preform in Commercially Pure Titanium Gr 4 for Dental Implants. *IJMET* 2012;8(2)85-103.

Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:48-63.

Binon P. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94.

Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J prosthet dent* 1998;79(4):430-432.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983 Sept;50(3):399-410.

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):435-439

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):592–599.

Carvalho PSP, Ponzoni, D. Aspectos biológicos da osseointegração In: GOMES, L. A. Implantes osseointegrados técnica e arte. São Paulo: Santos. 2002. p.19.

Cerutti-Kopplin D, Neto DJR, do Valle AL, Pereira JR. Influence of reverse torque values in abutments with or without internal hexagon indexes. *J Prosthet Dent* 2014;112(4):824-7.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):195-202.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rüggeberg FA. Examination of the implant—abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):268-75.

Coppedê AR, Faria ACL, Mattos MDGCD, Rodrigues RCS, Shibli JA, Ribeiro RF. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Imp* 2013;28(6):321-9.

Cordioli G, Castanga S, Consolati E. Single-tooth implant rehabilitation: a retrospective study of 67 implants. *Int J Prosthodont* 1994;7(6):525-31.

Davi LR, Golin AL, BernardesSR, Araújo CAD, Neves FD. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res* 2008;22(2):125-131.

De-Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum G, Theuniers G, De-English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent* 1992;1:273-82.

Dixon, DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74(3):270-8.

Elias CN, Meyers MA, Valiev RZ, Monteiro SN. Ultrafine grained titanium for biomedical applications: An overview of performance. *JMRT* 2013a;2(4):340-50.

Elias CN, Roestel J, Zucareli MA, Campaneri C, Resende CR. Implantes de titânio comercialmente puro com alta resistência mecânica para aplicações em Odontologia. *Implant News* 2013b;10(6):74-81.

Elias CN, Fernandes DJ, Resende CR, Roestel J. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. *Dent Mater* 2015;31(2):e1- e13.

Erneklint C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An In Vitro Load Evaluation of a Conical Implant System with 2 Abutment Designs and 3 Different Retaining-Screw Alloys. *J oral maxillofac implants* 2006;21:733-7.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998a; 106: 721-64.

El Askary et al. Esthetic considerations in anterior single tooth replacement. *Implant Dent* 1999a: p. 667.

Gepreel MAH, Niinomi M. Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;20:407-15.

Gomes ÉA, Tiozzi R, Faria L, Cláudia A, Rodrigues R, Faria Ribeiro R. Torque loss under mechanical cycling of long-span zirconia and titanium-cemented and screw-retained implant-supported CAD/CAM frameworks. *Clin Oral Implan Res* 2014; 25(12):1395-402.

Gosavi SS, Gosavi SY, Alla R. Titanium: A Miracle metal in dentistry. *Trends Biomater Artif Organs* 2013;27(1):42-6.

Graf H, Zander HA. Tooth contact patterns in mastication. *J Pros Den* 1963;13(6):1055-66.

Hjalmarsson L, Smedberg JI. A 3-Year Retrospective Study of Cresco Frameworks: Preload and Complications. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(4):189-99.

Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):599-607.

Jemt T, Lekholm U, Grondahl K. A 3 year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Period Rest Dent* 1990;10(5):340-349.

Jorge JRP, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assunção WG. Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives. *J Indian Prosthodont Soc* 2013a;13(2):71-77.

Jorge JRP, Barao VAR, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Imp* 2013b.28(2):415-22.

Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement-and screw-retained implant restorations. *J prosthet dent* 2007;97(3):137-140.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):604-10.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004;91(4):326-34.

Kraisat A, Bagain ZH, Smadi LS, Nomura S, Miyakawa O, Elnasses Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8(2):95-9.

Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Odaki, M., Nemoto, K. and Aida, M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res* 2005;75(2):457-63.

Kwon JH, Han CH, Kim SJ, Chang JS. The change of rotational freedom following different insertion torques in three implant systems with implant driver. *J Adv Prosthodont* 2009; 1(1):37-40.

Lundgren D, Laurell L, Falk H, Bergendal T. Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1987;58(2):197-203.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33(1):75–78.

McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont* 1999;8(1):40-3.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42(1):71-89.

Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surfasse and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Ist Super Sanità* 2012;48(1):53-8.

Möllersten LP, Lockowandt P, Lidén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant system: An *in vitro* test. *J Prosthet Dent* 1997;78(6):582-91.

Moris M, Cristina I, Faria L, Cláudia A, Faria Ribeiro R, Silveira Rodrigues RC. Torque loss of different abutment sizes before and after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015;30(6):1256-61.

Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco, A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech behav biomed mater* 2014;29: 295-308.

Murphy TR. The timing and mechanism of the human masticatory stroke. *Arch oral biol* 1965;10(6):981-93.

Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):159-66.

Öhrnell LO, Hirsch JM, Ericsson I, Brånemark PI. Single-tooth rehabilitation using osseointegration: A modified surgical and prosthodontic approach. *Quintessence Int* 1988;19(12):871-6.

Outhwaite WC, Twiggs SW, Fairhurst CW, King GE. Slots vs. pins: a comparison of retention under simulated chewing stresses. *J Dent Res* 1982;61(2):400-2.

Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;18(s3):97–113.

Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HWA. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci.* 2011; 9(4):414-20.

Rowe, Philip. *Essential statistics for the pharmaceutical sciences*. Chichester, England: John Wiley & Sons Ltda, 2007.

Sadid-Zadeh R, Kutkut A, Kim H. Prosthetic failure in implant dentistry. *Dent Clin N Am* 2015;59(1):195-214.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):295-302.

Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res Part A* 2014;102(2):552-574.

Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13(5):409-31.

Tan K, Nicholls J. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(3):367-77.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002;88(1): 89-95.

Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(4):681-90.

Worthington P, Bolender CL, Taylor TD. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2(2):77-84.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthetic Dent* 1990;64(2):185-94.

## APÊNDICE A

Tabulação dos dados de torque inicial e após ciclagem mecânica para todos os grupos de ciclagem.

CDP	Torque Apertamento G1-G2-G3 (N/cm)	Torque afrouxamento G1 (N/cm)	Torque afrouxamento G2 (N/cm)	Torque afrouxamento G3 (N/cm)
1	30	FRATURA	10	10
2	30	ZERO	10	10
3	30	ZERO	ZERO	20
4	30	20	FRATURA	30
5	30	10	10	20
6	30	ZERO	10	FRATURA
7	30	30	FRATURA	FRATURA
8	30	20	10	10
9	30	ZERO	ZERO	FRATURA
10	30	10	20	FRATURA
11	30	FRATURA	11	11
12	30	1	11	11
13	30	1	1	21
14	30	21	FRATURA	31
15	30	11	11	21
16	30	1	11	FRATURA
17	30	31	FRATURA	FRATURA
18	30	21	11	11
19	30	1	1	FRATURA
20	30	11	21	FRATURA