



**Wellington Lima**

**Estudo *In Vitro* da Influência do  
Tipo de Conexão Protética e suas  
Combinações na Manutenção do  
Torque de Parafusos Protéticos  
e Pilares Monocomponentes**

**Atena**  
Editora  
Ano 2020



**Wellington Lima**

**Estudo *In Vitro* da Influência do  
Tipo de Conexão Protética e suas  
Combinações na Manutenção do  
Torque de Parafusos Protéticos  
e Pilares Monocomponentes**

**Atena**  
Editora  
Ano 2020

2020 by Atena Editora

Copyright © Atena Editora

Copyright do Texto © 2020 Os autores

Copyright da Edição © 2020 Atena Editora

**Editora Chefe:** Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira

**Diagramação:** Natália Sandrini de Azevedo

**Edição de Arte:** Lorena Prestes

**Revisão:** Os Autores



Todo o conteúdo deste livro está licenciado sob uma Licença de Atribuição *Creative Commons*. Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0).

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores. Permitido o download da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

### **Conselho Editorial**

#### **Ciências Humanas e Sociais Aplicadas**

Profª Drª Adriana Demite Stephani – Universidade Federal do Tocantins

Prof. Dr. Álvaro Augusto de Borba Barreto – Universidade Federal de Pelotas

Prof. Dr. Alexandre Jose Schumacher – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso

Profª Drª Angeli Rose do Nascimento – Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro

Prof. Dr. Antonio Carlos Frasson – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. Antonio Gasparetto Júnior – Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais

Prof. Dr. Antonio Isidro-Filho – Universidade de Brasília

Prof. Dr. Carlos Antonio de Souza Moraes – Universidade Federal Fluminense

Profª Drª Cristina Gaio – Universidade de Lisboa

Profª Drª Denise Rocha – Universidade Federal do Ceará

Prof. Dr. Deyvison de Lima Oliveira – Universidade Federal de Rondônia

Prof. Dr. Edvaldo Antunes de Farias – Universidade Estácio de Sá

Prof. Dr. Eloi Martins Senhora – Universidade Federal de Roraima

Prof. Dr. Fabiano Tadeu Grazioli – Universidade Regional Integrada do Alto Uruguai e das Missões

Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná

Prof. Dr. Gustavo Henrique Cepolini Ferreira – Universidade Estadual de Montes Claros

Profª Drª Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionele delle Figlie de Maria Ausiliatrice

Prof. Dr. Julio Candido de Meirelles Junior – Universidade Federal Fluminense

Profª Drª Keyla Christina Almeida Portela – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso

Profª Drª Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins

Prof. Dr. Luis Ricardo Fernando da Costa – Universidade Estadual de Montes Claros

Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte

Prof. Dr. Marcelo Pereira da Silva – Universidade Federal do Maranhão

Profª Drª Miranilde Oliveira Neves – Instituto de Educação, Ciência e Tecnologia do Pará

Profª Drª Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa

Profª Drª Rita de Cássia da Silva Oliveira – Universidade Estadual de Ponta Grossa

Profª Drª Sandra Regina Gardacho Pietrobon – Universidade Estadual do Centro-Oeste

Profª Drª Sheila Marta Carregosa Rocha – Universidade do Estado da Bahia

Prof. Dr. Rui Maia Diamantino – Universidade Salvador

Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará

Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande

Prof. Dr. William Cleber Domingues Silva – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro  
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

### **Ciências Agrárias e Multidisciplinar**

Prof. Dr. Alexandre Igor Azevedo Pereira – Instituto Federal Goiano  
Prof. Dr. Antonio Pasqualetto – Pontifícia Universidade Católica de Goiás  
Prof. Dr. Cleberton Correia Santos – Universidade Federal da Grande Dourados  
Profª Drª Daiane Garabeli Trojan – Universidade Norte do Paraná  
Profª Drª Diocléa Almeida Seabra Silva – Universidade Federal Rural da Amazônia  
Prof. Dr. Écio Souza Diniz – Universidade Federal de Viçosa  
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul  
Prof. Dr. Fágner Cavalcante Patrocínio dos Santos – Universidade Federal do Ceará  
Profª Drª Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia  
Prof. Dr. Júlio César Ribeiro – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro  
Profª Drª Lina Raquel Santos Araújo – Universidade Estadual do Ceará  
Prof. Dr. Pedro Manuel Villa – Universidade Federal de Viçosa  
Profª Drª Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão  
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará  
Profª Drª Talita de Santos Matos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro  
Prof. Dr. Tiago da Silva Teófilo – Universidade Federal Rural do Semi-Árido  
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas

### **Ciências Biológicas e da Saúde**

Prof. Dr. André Ribeiro da Silva – Universidade de Brasília  
Profª Drª Anelise Levay Murari – Universidade Federal de Pelotas  
Prof. Dr. Benedito Rodrigues da Silva Neto – Universidade Federal de Goiás  
Prof. Dr. Edson da Silva – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri  
Profª Drª Eleuza Rodrigues Machado – Faculdade Anhanguera de Brasília  
Profª Drª Elane Schwinden Prudêncio – Universidade Federal de Santa Catarina  
Profª Drª Eysler Gonçalves Maia Brasil – Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira  
Prof. Dr. Ferlando Lima Santos – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia  
Prof. Dr. Fernando José Guedes da Silva Júnior – Universidade Federal do Piauí  
Profª Drª Gabriela Vieira do Amaral – Universidade de Vassouras  
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria  
Profª Drª Iara Lúcia Tescarollo – Universidade São Francisco  
Prof. Dr. Igor Luiz Vieira de Lima Santos – Universidade Federal de Campina Grande  
Prof. Dr. José Max Barbosa de Oliveira Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará  
Prof. Dr. Luís Paulo Souza e Souza – Universidade Federal do Amazonas  
Profª Drª Magnólia de Araújo Campos – Universidade Federal de Campina Grande  
Prof. Dr. Marcus Fernando da Silva Praxedes – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia  
Profª Drª Mylena Andréa Oliveira Torres – Universidade Ceuma  
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federaci do Rio Grande do Norte  
Prof. Dr. Paulo Inada – Universidade Estadual de Maringá  
Profª Drª Renata Mendes de Freitas – Universidade Federal de Juiz de Fora  
Profª Drª Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa  
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande

### **Ciências Exatas e da Terra e Engenharias**

Prof. Dr. Adélio Alcino Sampaio Castro Machado – Universidade do Porto

Prof. Dr. Alexandre Leite dos Santos Silva – Universidade Federal do Piauí  
Prof. Dr. Carlos Eduardo Sanches de Andrade – Universidade Federal de Goiás  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Carmen Lúcia Voigt – Universidade Norte do Paraná  
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Prof. Dr. Fabrício Menezes Ramos – Instituto Federal do Pará  
Prof. Dr. Juliano Carlo Rufino de Freitas – Universidade Federal de Campina Grande  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Luciana do Nascimento Mendes – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte  
Prof. Dr. Marcelo Marques – Universidade Estadual de Maringá  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Neiva Maria de Almeida – Universidade Federal da Paraíba  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte  
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

### **Conselho Técnico Científico**

Prof. Me. Abrãao Carvalho Nogueira – Universidade Federal do Espírito Santo  
Prof. Me. Adalberto Zorzo – Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza  
Prof. Me. Adalto Moreira Braz – Universidade Federal de Goiás  
Prof. Dr. Adaylson Wagner Sousa de Vasconcelos – Ordem dos Advogados do Brasil/Seccional Paraíba  
Prof. Me. André Flávio Gonçalves Silva – Universidade Federal do Maranhão  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Andreza Lopes – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento Acadêmico  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Andrezza Miguel da Silva – Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia  
Prof. Dr. Antonio Hot Pereira de Faria – Polícia Militar de Minas Gerais  
Prof<sup>a</sup> Ma. Bianca Camargo Martins – UniCesumar  
Prof<sup>a</sup> Ma. Carolina Shimomura Nanya – Universidade Federal de São Carlos  
Prof. Me. Carlos Antônio dos Santos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro  
Prof. Ma. Cláudia de Araújo Marques – Faculdade de Música do Espírito Santo  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Cláudia Taís Siqueira Cagliari – Centro Universitário Dinâmica das Cataratas  
Prof. Me. Daniel da Silva Miranda – Universidade Federal do Pará  
Prof<sup>a</sup> Ma. Daniela da Silva Rodrigues – Universidade de Brasília  
Prof<sup>a</sup> Ma. Dayane de Melo Barros – Universidade Federal de Pernambuco  
Prof. Me. Douglas Santos Mezacas – Universidade Estadual de Goiás  
Prof. Dr. Edwaldo Costa – Marinha do Brasil  
Prof. Me. Eduardo Gomes de Oliveira – Faculdades Unificadas Doctum de Cataguases  
Prof. Me. Eliel Constantino da Silva – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita  
Prof. Me. Euvaldo de Sousa Costa Junior – Prefeitura Municipal de São João do Piauí  
Prof<sup>a</sup> Ma. Fabiana Coelho Couto Rocha Corrêa – Centro Universitário Estácio Juiz de Fora  
Prof. Dr. Fabiano Lemos Pereira – Prefeitura Municipal de Macaé  
Prof. Me. Felipe da Costa Negrão – Universidade Federal do Amazonas  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Germana Ponce de Leon Ramírez – Centro Universitário Adventista de São Paulo  
Prof. Me. Gevair Campos – Instituto Mineiro de Agropecuária  
Prof. Dr. Guilherme Renato Gomes – Universidade Norte do Paraná  
Prof. Me. Gustavo Krahl – Universidade do Oeste de Santa Catarina  
Prof. Me. Helton Rangel Coutinho Junior – Tribunal de Justiça do Estado do Rio de Janeiro  
Prof<sup>a</sup> Ma. Jaqueline Oliveira Rezende – Universidade Federal de Uberlândia  
Prof. Me. Javier Antonio Albornoz – University of Miami and Miami Dade College  
Prof<sup>a</sup> Ma. Jéssica Verger Nardeli – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho  
Prof. Me. Jhonatan da Silva Lima – Universidade Federal do Pará  
Prof. Me. José Luiz Leonardo de Araujo Pimenta – Instituto Nacional de Investigación Agropecuaria Uruguay  
Prof. Me. José Messias Ribeiro Júnior – Instituto Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco



Profª Ma. Juliana Thaisa Rodrigues Pacheco – Universidade Estadual de Ponta Grossa  
 Profª Drª Kamilly Souza do Vale – Núcleo de Pesquisas Fenomenológicas/UFPA  
 Profª Drª Karina de Araújo Dias – Prefeitura Municipal de Florianópolis  
 Prof. Dr. Lázaro Castro Silva Nascimento – Laboratório de Fenomenologia & Subjetividade/UFPR  
 Prof. Me. Leonardo Tullio – Universidade Estadual de Ponta Grossa  
 Profª Ma. Lilian Coelho de Freitas – Instituto Federal do Pará  
 Profª Ma. Liliani Aparecida Sereno Fontes de Medeiros – Consórcio CEDERJ  
 Profª Drª Lívia do Carmo Silva – Universidade Federal de Goiás  
 Prof. Me. Lucio Marques Vieira Souza – Secretaria de Estado da Educação, do Esporte e da Cultura de Sergipe  
 Prof. Me. Luis Henrique Almeida Castro – Universidade Federal da Grande Dourados  
 Prof. Dr. Luan Vinicius Bernardelli – Universidade Estadual do Paraná  
 Prof. Dr. Michel da Costa – Universidade Metropolitana de Santos  
 Prof. Dr. Marcelo Máximo Purificação – Fundação Integrada Municipal de Ensino Superior  
 Prof. Me. Marcos Aurelio Alves e Silva – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo  
 Profª Ma. Marileila Marques Toledo – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri  
 Prof. Me. Ricardo Sérgio da Silva – Universidade Federal de Pernambuco  
 Prof. Me. Rafael Henrique Silva – Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados  
 Profª Ma. Renata Luciane Polsaque Young Blood – UniSecal  
 Profª Ma. Solange Aparecida de Souza Monteiro – Instituto Federal de São Paulo  
 Prof. Me. Tallys Newton Fernandes de Matos – Faculdade Regional Jaguaribana  
 Prof. Dr. Welleson Feitosa Gazel – Universidade Paulista

<b>Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)</b>	
L732e	<p>Lima, Wellington.            Estudo in vitro da influência do tipo de conexão protética e suas combinações na manutenção do torque de parafusos protéticos e pilares monocomponentes / Wellington Lima. – Ponta Grossa, PR: Atena, 2020.</p> <p>Formato: PDF            Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader            Modo de acesso: World Wide Web            Inclui bibliografia            ISBN 978-65-5706-032-2            DOI 10.22533/at.ed.322200605</p> <p>1. Odontologia. 2. Implantes dentários. I. Título.  <span style="float: right;">CDD 617.6</span></p>
<b>Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422</b>	

Atena Editora  
 Ponta Grossa – Paraná - Brasil  
[www.atenaeditora.com.br](http://www.atenaeditora.com.br)  
 contato@atenaeditora.com.br

## AGRADECIMENTOS

A Deus, pela oportunidade de existência, pela saúde e sabedoria e por me guiar com segurança e sempre me acompanhar pelos milhares de quilômetros percorridos.

À minha esposa Christiana, grande companheira e motivadora, que nunca mediu esforços para fazer desta uma vitória NOSSA!

Aos meus filhos: Benjamim, Cecilia e Sofia, que mesmo sem entenderem sua importância foram pilares desta conquista.

Aos meus pais, Francisco Pereira de Lima e Lurdes Maria de Lima, que sempre me incentivaram a seguir meu caminho, me ensinaram a ser quem sou e acima de tudo, pelas pessoas que são.

Aos meus irmãos, Washington e Jacqueline, sempre na função de Irmãos.

Aos colegas do curso de Doutorado, pela amizade, dedicação e empenho para o bom aproveitamento das aulas e os bons momentos de confraternização.

Aos colegas Professores do Curso de Odontologia da UNISEP – Francisco Beltrão/PR, que sempre me apoiaram, principalmente em minhas ausências, devido às viagens para o Doutorado.

Aos alunos do Curso de Odontologia da UNISEP – Francisco Beltrão/PR, que souberam entender minhas ausências e motivaram minhas conquistas.

A todos os professores com quem tive contato, que sem exaltar, compartilharam seus conhecimentos e experiências.

Ao professor Carlos Eduardo Francischone, uma pessoa conhecida, reconhecida, e de conhecimento inquestionável, que aceitou fazer a orientação deste trabalho e tornar sonho em realidade, mas além de tudo, uma pessoa que se mostrou muito mais que um colega de profissão, um novo amigo que cultivo nos campos da vida.

Aos meus sogros, José Avacir Salvador e Maria da Luz Salvador, pelo apoio incondicional em minhas ausências.

Aos Professores Bruno Salles Sotto Maior, Renato Savi de Carvalho, membros da banca de Qualificação e Defesa de minha Tese.

Ao Professor Jorge Abel Flores, grande amigo da família com quem tenho contato desde minha infância e início de sua vida profissional, podendo acompanhar todas suas conquistas e descobrindo o Grande Homem e Brillhante profissional que é; Uma pessoa em quem posso me espelhar.

Ao Professor Emyr Stringhini Junior, um professor de conhecimento e dedicação gigantescos com quem aprendo mais a cada dia, além de um fantástico colega de trabalho dentro da UNISEP.

Aos colegas Alcides, da Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB), Vicente, protético e aluno de Odontologia da UNISEP, aos Laboratórios Dentarium e BioArt, pelo apoio nas pesquisas.

A todos os que, de uma forma ou de outra, contribuíram para o desfecho de meus trabalhos, meus sinceros agradecimentos.



“Que o teu trabalho seja perfeito para que, mesmo depois da tua morte, ele permaneça”.

Leonardo da Vinci

## SUMÁRIO

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	2
DIVULGAÇÃO E TRANSFERÊNCIA DO CONHECIMENTO .....	3
INTRODUÇÃO .....	4
REVISÃO DA LITERATURA.....	6
PROPOSIÇÃO .....	24
MATERIAIS E MÉTODOS .....	25
RESULTADOS .....	34
DISCUSSÃO .....	41
CONCLUSÃO .....	48
REFERÊNCIAS.....	49
ANEXO.....	53
SOBRE O AUTOR .....	54

O propósito dessa pesquisa foi analisar a resistência ao torque reverso de parafusos protéticos e pilares protéticos monocomponentes instalados em prótese fixa de três elementos, sobre conexões de hexágono externo, cone morse e combinação dessas conexões, ambos da marca Anthogyr. Foram confeccionadas seis próteses fixas de três elementos, em metalo-cerâmica, ancoradas por dois implantes, divididas em três grupos, com dois conjuntos de próteses em cada grupo: Grupo I: prótese fixa de três elementos, com dois implantes implante hexágono externo, com pântico unindo pilares; Grupo II: prótese fixa de três elementos, com dois implantes cone morse, com pântico unindo pilares; Grupo III: prótese fixa de três elementos, com um implante cone morse e um implante hexágono externo, com pântico unindo pilares. As amostras foram confeccionadas e as peças protéticas foram fixadas por meio de parafusos de titânio, os quais receberam um torque de 10 N.cm. Os pilares protéticos receberam um torque de 20N.cm. As próteses fixas foram submetidas à ciclagem mecânica mastigatória programada a 1.000.000 de ciclos e 2Hz de velocidade com carga de 50N. Ao final das ciclagens as amostras sofriam o torque reverso e os valores encontrados foram submetidos à análise estatística utilizando-se dos testes de Shapiro-Wilk, Levene, t de Student, Tukey e Pearson, conforme a conveniência. Os resultados mostraram que o torque reverso dos parafusos protéticos não foi significativamente afetado independentemente do grupo testado, porém, para os pilares protéticos, quando houve combinação dos dois tipos de conexão, houve uma diferença no torque reverso dos dois pilares, sendo significativamente menor no componente com conexão de hexágono externo. Sendo assim, os resultados mostram que a união de sistemas parece interferir no valor do torque reverso de pilares protéticos.

**PALAVRAS-CHAVE:** Implantação Dentária. Torque reverso. Parafuso protético. Parafuso do pilar. Pilar protético

The purpose of this research was to analyse the resistance to the reverse torque of prosthetic screws and prosthetic abutments installed in fixed prosthesis of three elements, on connections of external hexagon, morse cone and combination of these connections, both brand Anthogyr. Six fixed prostheses of three elements, in metal-ceramic, were manufactured and anchored by two implants, divided into three groups, with two sets of prostheses in each group: Group I: fixed prosthesis of three elements, with two external hexagon implants, with a pontic; Group II: fixed prosthesis of three elements, with two implants morse cone implants, with pontic joining pillars joining pillars; Group III: fixed prosthesis of three elements, with a morse cone implant and an external hexagon implant, with a pontic joining pillars. The sample were made and the prosthetic pieces were fixed by means of titanium screws, which received a torque of 10N.cm. The prosthetic abutments received a torque of 20N.cm. Fixed prostheses were submitted to mechanical masticatory cycling programmed at 1,000,000 cycles and 2HZ velocity at 50N load. At the end of the cycles the samples underwent the reverse torque and the values found were submitted to statistical analysis using the Shapiro-Wilk, Levene, Student t, Tukey and Pearson tests, according to convenience. The results showed that the reverse torque of the prosthetic screws was not significantly affected independently of the group tested, but for the prosthetic abutments, when there was a combination of the two types of connection, there was a difference in the reverse torque of the two abutments, being significantly smaller in the component with external hexagon connection. Thus, the results show that the union of systems seems to interfere in the value of the reverse torque of prosthetic pilar.

**KEYWORDS:** Dental Implantation. Reverse torque. Prosthetic screws. Pillar screw. Prosthetic abutment.

# DIVULGAÇÃO E TRANSFERÊNCIA DO CONHECIMENTO

Foram realizados testes em laboratório utilizando implantes dentários e próteses feitas unindo dois implantes, sendo que entre os implantes havia o espaço equivalente a falta de um dente. Os implantes utilizados apresentavam dois formatos de encaixe para as peças que são a base da prótese, sendo um chamado de Hexágono Externo e outro de Cone Morse. As próteses e as peças que uniam as próteses aos implantes foram apertadas com uma determinada força. O objetivo dos testes era saber se confeccionar uma prótese unindo implantes com formatos diferentes de encaixe poderia interferir no valor medido ao soltar as peças após testes em uma máquina que reproduz a força e a quantidade de mastigação de uma pessoa. Os testes mostraram que unir implantes com tipos diferentes de encaixe pode favorecer em soltar tanto as próteses quanto as peças que unem a prótese ao implante.

A introdução dos implantes osteointegráveis por Branemark, nos anos 1960 e 1970, com os sistemas de Hexágono Externo (HE), fez com que as reabilitações ficassem mais fáceis e cada vez com resultados mais estéticos (Gracis et al., 2012), mas como ainda não se conseguiu atingir a perfeição, o desenvolvimento dos sistemas de implantes continua evoluindo, e hoje já existem diversos sistemas de conexões no mercado além do HE, e entre eles o chamado Cone Morse (CM).

Para a reabilitação protética, tendo como base estes implantes, o profissional deverá utilizar pilares protéticos, que são as peças que se conectam ao implante por meio de um parafuso, e sobre este pilar protético será instalada uma peça protética, a qual poderá ser parafusada ou cimentada no pilar protético (Dias et al., 2009).

Os encaixes do pilar protético ao implante terão um desenho conforme o sistema do implante, onde se o implante for tipo HE, ocorrerá um assentamento do pilar protético sobre a plataforma do implante, já no sistema CM, o pilar protético possui o desenho de um cone que vai inserido no interior do implante, ficando em íntimo contato com suas paredes internas (Dias et al., 2009).

Devido a esta diversidade de sistemas presentes no mercado, não é incomum um paciente que possua sistemas diferentes de implantes e necessite de uma reabilitação protética unindo estes dois ou mais sistemas diferentes entre si.

Para que esta reabilitação ocorra com sucesso é necessária uma estabilidade da junção implante/pilar protético/peça protética, pois uma instabilidade nesta junção pode levar a uma falha do sistema e originar respostas fisiológicas e mecânicas desfavoráveis, podendo desencadear uma série de intercorrências que venham a comprometer a estabilidade e longevidade da reabilitação protética (Sahin & Ayyildiz, 2014).

O trabalho desenvolvido buscou, por meio de uma pesquisa com testes realizados *in vitro*, verificar a resistência ao torque reverso de parafusos e pilares protéticos instalados sobre implantes com conexões de hexágono externo, cone morse e combinação dessas conexões.



O conhecimento dos resultados desta pesquisa será relevante para que se busque soluções aos problemas encontrados, e que dentre estas soluções sejam priorizadas as que tragam mais vantagens e estabilidade dos tratamentos reabilitadores sobre implantes

# REVISÃO DA LITERATURA

Para Gratton et al. (2001), a reabilitação de um único elemento dental perdido já é uma situação complicada, pois o profissional deve considerar uma variedade de fatores do paciente e formas de tratamento antes de apresentar a solução protética ideal para o caso.

Gracis et al. (2012) relataram que desde a introdução do sistema de Branemark de implantes osteointegráveis dentários para a comunidade científica nos anos 1960 e 1970, um grande número de sistemas de implante têm sido desenvolvidos e têm se tornado disponíveis para os profissionais, e diante da busca pela melhor opção de reabilitação, Mangano et al. (2009) demonstraram que as evidências já apresentadas, somadas aos desenvolvimentos na implantodontia, mudaram as modalidades de tratamento ao longo dos últimos anos (Sahin, Ayyildiz, 2014).

Segundo Dias et al. (2009), os implantes osteointegrados surgiram originalmente para reabilitar pacientes edêntulos, mas logo passaram a fazer parte dos planejamentos de próteses parciais e, posteriormente, de próteses unitárias, com um sucesso da integração de implantes unitários semelhantes ao do paciente totalmente desdentado (Gratton et al., 2001)

Para Fernandes et al. (2011) e Jorge et al. (2013), as próteses implanto-suportadas devem possuir componentes com propriedades capazes de suportar as variações das forças mastigatórias por longos períodos, pois pode ocorrer ao longo do tempo uma fadiga do sistema como um todo, e para estudar estas condições clínicas testes laboratoriais, como a ciclagem mecânica para simulação da mastigação, podem contribuir.

Fernandes et al. (2011) mostraram que a prótese implanto-suportada é constituída por um componente intermediário chamado de *pilar protético*, que é unido ao implante através de um parafuso de fixação, formando uma unidade chamada junta parafusada. Este parafuso de fixação receberá uma força chamada de torque, que vai exercer uma força compressiva de aperto entre as partes, chamada de pré-carga, que tem como objetivo manter os componentes juntos e dar estabilidade à prótese. O grau de integração mecânica dentro das interfaces protéticas é crucial para o sucesso (Gratton et al., 2001)

Um problema mecânico comumente relatado, segundo Dias et al. (2009), e que afeta principalmente as restaurações com implantes unitários é a instabilidade na junção implante-*abutment* (I-A), especificamente, o afrouxamento ou fratura do parafuso do pilar protético ou de fixação da prótese, sendo que diversos fatores podem influenciar na estabilidade da junção I-A. Estes incluem torque, pré-carga e desenho do implante. Além disso, fatores como fadiga do parafuso e a desadaptação dos componentes afetam a pré-carga e a estabilidade da junção. Quando há desadaptação na junção I-A ou quando há contaminação por detritos, a pré-carga é significativamente reduzida.

Um estudo foi realizado por Goodacre et al. (1999), onde verificaram que complicações mecânicas incluem afrouxamento do parafuso, fraturas dos parafusos, fraturas do implante, fraturas do material de revestimento e fraturas de prótese, sendo que o afrouxamento do parafuso de pilar foi relatado em um grande número de estudos e variou entre 2% e 45% dos pilares. Observaram também que houve uma diferença na incidência de afrouxamento entre tipos de próteses, sendo a taxa mais alta encontrada com coroas individuais seguidos por *overdentures*.

Park et al. (2012) citaram que as próteses sobre implante são classificadas em parafusadas e cimentadas. Como parafusos são usados para conectar a prótese sobre o implante, uma prótese parafusada é relativamente fácil de se usar, segura e efetiva, além de apresentar uma melhor retenção, mesmo com componentes curtos, pois eles podem ser facilmente recuperados quando necessário.

Uma das características que tem sido objeto de debate entre os sistemas é o desenho da ligação que permite a conexão entre prótese e implante, pois o hexágono externo do sistema Branemark tem demonstrado que pode permitir micro movimentos do pilar, causando, assim, instabilidade da articulação, o que pode resultar no afrouxamento do parafuso do pilar ou mesmo fratura devido à fadiga (Gracis et al., 2012)

Segundo Jorge et al. (2013), apesar de próteses implanto-suportadas terem se mostrado eficientes, elas ainda estão sujeitas a falhas e complicações, sendo que estas complicações podem ser de ordem biológica ou mecânica, como afrouxamento do parafuso que conecta a prótese ao implante, conforme citado por Spazzin et al. (2010), Barbosa et al. (2011), Fernandes et al. (2011), Sahin & Ayyildiz (2014), e este afrouxamento pode comprometer a integridade do implante e do pilar, além de afetar a saúde do tecido mole adjacente (Dhingra et al., 2013).

De Lima Stevão (2005) mostrou que com relação à estabilidade da prótese, os implantes que ofertam a possibilidade de polígonos internos para a confecção da restauração protética, tendem a uma maior segurança para o parafuso protético, prevenindo um deslocamento lateral e menor efeito de movimentação vertical resultante do afrouxamento do parafuso de retenção (protético).

De Jesus Tavares et al. (2011) citaram que os estudos têm mostrado que os implantes têm sido largamente utilizados, e os problemas associados com a integridade do parafuso do implante e pilar associados parecem ter aumentado (Gratton et al., 2001) sendo o problema mais frequente a perda de retenção do parafuso que conecta a prótese ao implante (Gratton et al., 2001; Jorge et al., 2013; De Jesus Tavares et al., 2011) podendo ser causada por diferentes fatores e/ou interação de fatores, como uma diminuição na pré-carga no encaixe do parafuso e força de travamento deficiente, falha na retenção do parafuso após inserção inicial, variáveis induzidas pelo operador durante a aplicação do torque, dificuldade de acesso na região posterior, e variação de torque gerado pelos diferentes mecanismos, desenho geométrico e superfície do parafuso (Binon, 1994)

Um estudo de revisão da literatura foi realizado por Mizutani et al. (2015), onde concluíram que é natural e não intencional que todo o parafuso sofra o fenômeno de afrouxamento quando em função, e citou que as principais causas do afrouxamento dos parafusos são: sobrecarga, extensão do cantilever posterior, torque inadequado, falta de adaptação, ampla liberdade rotacional, falta de passividade da prótese, implante em número e distribuição inadequada, incorreta distribuição de cargas, dificuldade de acesso em regiões posteriores da boca para aperto dos parafusos e variedades de torques produzidos por aparelhos mecânicos.

Para Sapazzin et al. (2010) e Bhering et al. (2013), o afrouxamento do parafuso por si só não é uma complicação, mas pode induzir complicações mais graves a outros componentes, como deslocamentos da prótese e, certamente, causar perda de função (Piermatti et al., 2006), motivo este que tornou atual e relevante a avaliação do desajuste e destorque dos parafusos protéticos (Bhering et al., 2013).

Segundo Kim et al. (2012), a perda de parafuso tem sido observada em todos os tipos de próteses, unitárias e múltiplas, ocorrendo com maior frequência com próteses unitárias (Piermatti et al., 2006). Segundo Guichet et al. (2002), isso ocorre porque as próteses unidas apresentam uma distribuição de cargas quando comparadas às coroas individualizadas, compartilhando as cargas oclusais e distribuindo as tensões entre os implantes de forma mais uniforme.

Para Sapazzin et al. (2010), próteses implanto-suportadas múltiplas que não apresentem um encaixe perfeito, poderão criar tensões estáticas residuais, e sua magnitude depende da amplitude do desajuste, sugerindo que este estresse do residual estático poderia mudar o comportamento da junta parafusada quanto à sua estabilidade em próteses múltiplas quando comparada com implantes unitários. Há informações muito limitadas sobre os efeitos de reaperto algum tempo depois de se instalar os parafusos protéticos na estabilidade articular em próteses múltiplas. Com base em resultados de alguns estudos realizados pelo autor, pode-se sugerir que o retorque parece ser uma boa possibilidade de aumentar a estabilidade de parafusos

de titânio, e este procedimento deve ser realizado rotineiramente durante o uso de parafusos de titânio em próteses múltiplas.

Para Sahin & Ayyildiz (2014), o parafuso é apertado com uma certa força binária representada na N.cm, de acordo com as instruções dos fabricantes, sendo que esta força é transferidos ao longo da interface do pilar, superfícies das roscas do parafuso e as superfícies do implante. Durante o primeiro processo de aparafusar, a energia de torque é gasta unindo as superfícies de contato entre implante e pilar, porém, a incompatibilidade entre a superfície do implante e do componente pode causar estresse rápido que acaba com afrouxamento do parafuso e também infiltração, sendo que em coroas unitárias o afrouxamento do parafuso é ainda mais comum.

Piermatti et al. (2006) informaram que ao se apertar o parafuso do pilar, ocorre o encaixe do conjunto das interfaces do pilar e implante em uma unidade chamada encaixe parafusado. O parafuso solta somente se as forças agindo para separar o conjunto são maiores do que as forças que mantêm o pilar e o implante juntos. A força de retenção entre pilar e implante é chamada força de aperto. Assim, para manter o encaixe, as forças de separação comuns devem ser menores do que o limiar do estabelecido pela força de aperto. Se a junta não solta quando uma força é aplicada, o parafuso não solta. Para manter o parafuso do pilar apertado, a força de aperto deve ser maximizada, e as forças de separação do encaixe devem ser reduzidas.

Segundo Spazzin et al. (2009, 2010), profissionais ou pacientes não percebem o afrouxamento de um parafuso em prótese múltiplas, o que implica em sobrecarga em um outro parafuso que também pode afrouxar. Estas sequências contínuas podem favorecer a ocorrência de falhas, resultando em fraturas ou perda de tecido ósseo ao redor dos implantes que ainda têm componentes com parafusos apertados, devido à sobrecarga de estresse sobre a união de parafuso e interface osso-implante.

Um estudo realizado por Gratton et al. (2001), com a avaliação de três anos, de 16 pacientes reabilitados com 23 implantes unitários revelou que 57% dos parafusos protéticos tornaram-se instáveis durante o primeiro ano, 30% tornaram-se instáveis durante o segundo ano, e 5% tornaram-se instáveis durante o terceiro ano, e apenas 35% dos parafusos permaneceram estáveis ao longo de todo o período de acompanhamento.

Segundo González et al. (2014), o parafuso e o nível de torque empregado têm um importante papel na estabilidade da junção frente a cargas cíclicas, sendo que quanto maior o torque aplicado sobre o parafuso de retenção do intermediário, menor a micro movimentação entre as peças, sendo que a função do parafuso seria criar uma força de união entre as partes, suficiente para evitar desaperto frente a vibrações, impactos ou cargas cíclicas externas.

Segundo Bhering et al. (2013), o processo de afrouxamento dos parafusos de

retenção ocorre em duas fases. Em primeiro lugar, as forças externas, como as cargas mastigatórias, que podem causar deslizamento do parafuso e consequente redução do stress acumulado nas roscas do parafuso, conhecido como pré-carga. A segunda etapa do afrouxamento do parafuso envolve as reduções da pré-carga para um nível crítico, capaz de causar danos ao parafusado.

Apontamentos feitos por Dhingra et al. (2013) apontaram que para que o parafuso articular tenha estabilidade são necessários alguns requisitos, os quais incluem pré-carga adequada, ajuste preciso entre as superfícies dos implantes e pilares, interface implante-pilar antirrotacional, e fricção entre a rosca de parafuso e o implante. Em uma síntese, uma força de aperto do parafuso vai desenvolver uma força de tração no parafuso, gerando uma pré-carga, com tensão. A recuperação elástica do parafuso mantém o conjunto juntos e atua como a força de aperto para a articulação. O parafuso deve funcionar dentro de sua faixa elástica, com base nas propriedades do material, durante a aplicação de binário para a pré-carga a ser ativada. Se o parafuso deforma plasticamente a qualquer momento durante a função de pré-carga a força de aperto será perdido, resultando numa pilar solto. Neste sentido, González et al. (2014) realizaram um estudo onde a análise em microscopia eletrônica de varredura mostrou que torques maiores do que os indicados pelo fabricante são capazes de promover deformação plástica na cabeça do parafuso após apertos repetidos. Os autores indicam o uso de torquímetro bem calibrado, para dar assim, consistência ao torque aplicado aos parafusos (Fernandes et al., 2011).

O parafuso do pilar de implantes tende a afrouxar sob algumas condições clínicas, sendo que durante impressão e fabricação de próteses, a repetição dos movimentos do parafuso do pilar pode causar o desgaste dos componentes e diminuir o ajuste por fricção nas peças de encaixe, podendo levar a uma instabilidade do sistema (Bhering et al., 2013).

Um estudo foi realizado por Barbosa et al. (2011), onde avaliaram a perda do binário aplicado após a utilização de parafusos novos e após sucessivos apertos (quatro no total), com o objetivo de avaliar o efeito do afrouxamento de parafusos novos conectados a *abutments* de titânio maquinados e após três apertos sucessivos, verificando seu valor de destorque. O estudo se justifica pois até à data de sua realização existiam poucos dados sobre o efeito do aperto repetido de parafusos em pilares pré-fabricados. Dentro das limitações do estudo, conclui-se que a porcentagem de perda de binário inicial é inferior quando parafusos que já sofreram a aplicação de um binário inicial foram utilizados, mantendo-se estável após a aplicação de binários sucessivos.

Sahin & Ayyildiz (2014) alegaram que forças maiores são necessárias para desapertar os parafusos com maior pré-carga, no entanto, mesmo após a realização



de torque com valores de aperto essenciais, alguns pesquisadores afirmam que ainda existem micro espaços entre estas superfícies, as quais provocam movimentos indesejáveis, resultando em falhas mecânicas relacionadas ao parafuso.

Weiss et al. (2000) realizaram um estudo com o objetivo de registrar mudanças nos valores de torque de abertura devido a vários fechamentos consecutivos em um torque constante e entre sistemas diferentes pilar/implante (A/I). Ciclos de repetição de abertura e fechamento foram realizados para simular o relaxamento e desgaste de componentes de sistemas de 7 A/I a partir de cinco fabricantes. Os valores de torque de abertura de rosca foram registrados até 200 fechamentos consecutivos a 20 N.cm. O resultado mostrou a diminuição progressiva dos valores de destorque em todos os sistemas de implantes. Sistemas com conexões cônicos e estriados morse apresentaram uma diferença significativamente maior na resistência do destorque. Diante do estudo foi concluído que a abertura repetida e fechamento de parafusos de pilar de implante causa perda progressiva da retenção de torque com variações entre sistemas, provavelmente devido a uma diminuição do coeficiente de fricção entre os componentes de acoplamento. Diante disso, é aconselhável reduzir o número de ciclos de abertura/fecho em procedimentos clínicos e laboratoriais antes do aperto final para reduzir o risco de afrouxamento do parafuso.

Um estudo realizado por Silva (2016), para avaliar a manutenção da pré-carga e ocorrência de fraturas em parafusos de pilares UCLA, para implantes de conexão hexagonal externa e cone morse, em função do torque aplicado, submetidos à ciclagem mecânica, demonstrou que o torque remanescente foi significativamente menor após a ciclagem mecânica.

Um relato de Bhering et al. (2013) mostrou que existe um consenso de que a localização e magnitude das forças oclusais afetam a quantidade e qualidade das tensões transmitidas aos componentes do sistema, e uma sobrecarga sobre os parafusos podem levar a eventual afrouxamento. Esta sobrecarga pode depender da localização do elemento no arco dentário, das características fisiológicas do paciente, do tipo de material escolhido para a superfície oclusal da prótese e de fatores relacionados à distribuição do estresse.

De Jesus Tavares et al. (2011) citaram que o tipo de conexão do implante também tem sido mencionado como uma condição diferencial para a manutenção da estabilidade da interface implante/prótese.

Para Sahin & Ayyildiz (2014), a conexão protética basicamente pode ser do tipo hexágono externo (HE), hexágono interno (HI), ou conexão cônica mais conhecida como Cone Morse (CM). Além destas possibilidades, associações ou tipos modificados destas conexões podem ocorrer. O tipo de retenção do pilar protético ao implante geralmente se faz através de um parafuso rosqueado internamente ao implante, ou seja, retenção mecânica, onde o afrouxamento pode ocorrer devido a vários fatores

tais como excentricidade das cargas aplicadas sobre a prótese durante a mastigação (Byrne et al., 2006).

Para Dias et al. (2009), a constante busca por melhoras na conexão I-A, com finalidade de melhorar o prognóstico em longo prazo das próteses unitárias, impulsionou o desenvolvimento de vários desenhos e sistemas de implantes. Sob o ponto de vista mecânico e protético, os estudos têm mostrado superioridade das conexões internas sobre o tradicional hexágono externo, sendo o sistema cone-morse o principal destaque. O sistema cone-morse foi criado com o objetivo de se ter uma maior estabilidade de junção através da resistência friccional entre os componentes.

Bezerra (2014) citou que em um levantamento estatístico recente (setembro de 2013), realizado pela empresa Pré-Teste Pesquisadores Associados, um total de 607 profissionais que atuam na área de reabilitação oral sobre implantes foram questionados sobre o tipo de plataforma protética que utilizam em sua clínica diária. Os resultados apontaram que, para os casos de próteses unitárias, 51,4% utilizam cone-morse, 25,4% utilizam hexágono interno e 23,2% utilizam o hexágono externo. Entretanto, quando questionados sobre próteses múltiplas, os dados apresentaram resultados bastante distintos: 59,4% utilizam hexágono externo, 25,1% utilizam cone-morse e 15,5% utilizam hexágono interno. Outro dado importante apresentado por este relatório foi a evolução deste cenário no período de 2005 a 2013, uma vez que neste intervalo de oito anos, a utilização clínica da plataforma cone-morse passou de 8,7% para 51,4% nos casos unitários e de 6,3% para 25,1% nos casos múltiplos.

As conexões internas cônicas surgiram para melhorar as propriedades biomecânicas de conjuntos implante/pilar e diminuir a incidência de falhas mecânicas, para isso, é importante que exista a tolerância entre as peças de um sistema de implantes (González et al., 2014).

De acordo com Kitagawa et al. (2005), estudos comparativos têm mostrado que os implantes com conexões internas cônicas têm resistência superior ao afrouxamento de parafuso, quando comparados com implantes hexagonais externo. Isto se deve, segundo Gracis et al. (2012), a uma melhor distribuição de forças em relação às conexões externas devido à sua capacidade de dissipar as cargas laterais profundamente dentro do implante, devido à ligação rígida e profunda, o que cria um corpo unificado de resistência conjunta, assim, exibindo uma distribuição de carga mais favorável na área de conexão.

A interface implante/ pilar cônico está se tornando mais popular devido à confiabilidade mecânica de retenção que ela proporciona, fazendo com que se estude mais sobre o assunto (Bozkaya, Müftü, 2005).

Intermediários cônicos internos apresentam valores de resistência mecânica maiores do que implantes de hexágono externo, mostrando que o tipo de interface

pilar/implante está diretamente relacionado com a resistência do parafuso (Khraisat et al., 2002).

Para González et al. (2014), no caso das junções cônicas internas, o componente deve apresentar ótima pré-carga e, principalmente, capacidade de resistência ao desaperto de parafuso, ou seja, elevado torque de remoção, capacidade essa que é promovida pelo efeito cone morse. O coeficiente friccional e a pré-carga dessas peças devem se manter elevados para manutenção da eficiência do mecanismo de retenção.

Al-Turki et al. (2002) e Kim et al. (2012) consideraram em dois grandes grupos de conexão de implantes, interno e externo, uma maior estabilidade entre implante/ componente foi relatada em conexões internas. Para Jorge et al. (2013), vários fatores mostram que o desenho estrutural da conexão do implante é um fator de influência no torque, diminuição na pré-carga e soltura do parafuso, com uma prevalência de estudos indicando uma superioridade nas conexões internas. Segundo González et al. (2014), os implantes dentários com junções internas e maior superfície em contato foram desenvolvidos como outra opção para reduzir os índices de desaperto de parafusos, devido à maior área de contato pilar/implante.

Sakamoto et al. (2016) realizaram um estudo com sistemas de conexão internas e externas, onde os implantes receberam uma determinada carga, 100 ou 300 N, e foram submetidos a testes cíclicos. Em seguida foram observadas as consequências destas forças nos componentes dos implantes. Observou-se que em ambos houve uma diminuição no valor do torque reverso.

Para Pintinha et al. (2013), a incorporação de uma conexão cônica entre implante e pilar aumentou drasticamente a habilidade do sistema de resistir às forças de deformação, e o mecanismo de encaixe da interface cônica, também referida como travamento positivo ou geométrico, é responsável pela proteção das roscas do pilar contra as cargas funcionais excessivas.

Segundo levantamento feito por Steinebrunner et al. (2008), infelizmente, companhias de implantes não mostram dados específicos sobre as complicações de seus sistemas, especificamente em relação ao desenho da conexão entre o implante e o componente.

Um trabalho de revisão de bibliografia foi realizado por Dias et al. (2009), com o objetivo de comparar os vários tipos de conexões externas e internas disponíveis, na tentativa de estabelecer qual tipo de conexão apresenta um melhor comportamento biomecânico em próteses unitárias. De acordo com a bibliografia consultada pode-se concluir que: a busca por melhores índices de sucesso nas próteses sobre implantes unitárias levou ao desenvolvimento de novos desenhos de conexão I-A; de um modo geral pôde se observar um melhor desempenho das conexões internas em relação às externas com destaque para o sistema cone morse; quanto menor a tolerância

dos fabricantes durante a fabricação dos componentes, mais preciso e estável será o encaixamento I-A e menores serão os índices de falhas mecânicas; o complexo I-A deve ter sempre uma tolerância menor que a tolerância biológica para que o ponto mais frágil do complexo osso-implante-prótese seja localizado no parafuso.

Para Asvanund & Morgano (2011), a estabilidade de uma prótese implanto-suportada depende da integridade do parafuso de conexão, e uma alta incidência de afrouxamento do parafuso foi encontrada em conexões do tipo externa (maior que 40%), enquanto que conexões do tipo interno apresentaram uma incidência muito menor (3,6 a 5,3%), sendo que este afrouxamento ocorre com maior frequência em peças unitárias.

Baseado nas citações de Binon (2000) e Kim et al. (2012) afirmaram-se que as conexões internas resultam em uma interface mais estável, porque existe íntimo contato entre as paredes do implante e o pilar, o que favorece uma distribuição de cargas protegendo o parafuso de retenção e resultando numa conexão mais estável.

Considerando dois grandes grupos de conexão de implantes, interno e externo, uma maior estabilidade entre implante/componente foi relatada em conexões internas, onde as paredes do componente estão em maior contato com a superfície interna do implante, reduzindo a possibilidade de micro-movimentos durante a carga (Al-Turki et al., 2002),

Conforme mostra Wuo (2008), os implantes cone morse apresentam um travamento e vedamento por meio de atrito entre as paredes internas do implante e a parede externa do pilar protético, fazendo com que o afrouxamento do parafuso seja menos problemático neste tipo de componente protético, podendo, inclusive, aumentar o torque de remoção (desaperto) do pilar protético em relação ao torque de aperto, e caso isso ocorra, é denominado “solda fria”. Tal aumento pôde ser analisado em um estudo realizado por Haack et al. (1995), quando, buscando avaliar o destorque de componentes sólidos de dois estágios, cujo torque inicial foi de 25N. cm, utilizando três sistemas diferentes de implantes, todos com conexão cone morse, observaram que o torque de apertamento foi menor que o destorque, sendo que não houve diferença significativa entre os sistemas.

Kitagawa et al. (2005) utilizaram o método de elemento finito para comparar a influência das conexões tipo hexágono externo (sistema Brånemark) e cone-morse (sistema Ankylos) sobre o afrouxamento de parafusos, onde foi observada a maior estabilidade da interface I-A no sistema cone morse.

Relatam Bozkaya & Müftü (2005), que alguns fatores apresentam influência quando se considera os parâmetros que afetariam o torque de desaperto em implantes tipo cone morse, tais como a altura do contato, o ângulo do cone, as propriedades dos materiais, o coeficiente de fricção, o diâmetro entre as peças e o raio do implante.

Mostra Junqueira et al. (2013), que o sistema Branemark foi introduzido no mercado com um hexágono exterior para facilitar a inserção do implante e vários sistemas concorrentes têm usado bem este projeto durante anos. Mesmo que houvesse algumas falhas, e outros projetos de conexões tenham sido introduzidos para superar essas falhas, muitos pacientes receberam este tipo de conexão. Atualmente, não existe falta de provas conclusivas a respeito do afrouxando do parafuso de pilares de implantes de hexágono externo, principalmente aqueles relacionados a próteses unitárias.

Para Pohlmann (2012), os implantes de interface protética hexagonal alcançaram sucesso clínico na maxila e mandíbula. Porém, foram encontrados alguns problemas neste sistema, tais como a reabsorção óssea marginal e a soltura e/ou fratura de parafusos, que ocorre devido à influência do desenho da conexão protética, alterando sua integridade mecânica na força de união e na estabilidade da junção. Para amenizar estas desvantagens, vários desenhos têm sido criados e testados. A conexão cone Morse apresentou, em diversas pesquisas, grande vantagem quanto à estabilidade mecânica quando comparada a conexão do hexágono externo. O componente protético cone Morse reduziu a possibilidade de micro movimentação durante as cargas, produzindo a chamada “solda fria” no torque dos componentes, aumentando o embricamento entre as peças do sistema,

Segundo Pintinha et al. (2013), conexões de hexágono externo podem apresentar algumas ocorrências típicas do sistema, tais como a quebra ou o desaperto do parafuso, e com o objetivo de minimizar estas ocorrências, surgiram as conexões internas, sendo o hexágono interno e o cone Morse os principais tipos de configuração implante/pilar protético, onde o cone morse é um mecanismo de encaixe bicônico (um cone adaptado dentro de outro cone), cuja efetividade é significativamente aumentada devido à pré-carga gerada pelas superfícies de contato do cone e do parafuso do intermediário (pilar protético), resultante de um torque controlado, criando uma resistência friccional. Os implantes com conexão cone morse apresentam algumas vantagens em relação aos demais sistemas, como uma melhor estabilidade mecânica do pilar, minimizando a ocorrência de micro movimentos, causando redução na incidência de afrouxamento e fratura dos parafusos; melhor fixação anti-rotacional e maior resistência do conjunto implante/pilar, pois a íntima união entre os dois praticamente torna a sua resposta em mecânica de corpo único.

De acordo com Schwarz (2000), muitos estudos clínicos retrospectivos têm relatado uma alta incidência de afrouxamento do parafuso e/ou fratura associada com o implante tipo hexágono externo de duas fases, tanto para pacientes totalmente desdentados quanto parcialmente, incluindo unitários, e diante do fatos, realizou um estudo onde comparou as complicações mecânicas de implantes Branemark de hexágono externo e implantes Straumann tipo cone morse com paredes de 8º

de inclinação em relação às suas complicações mecânicas (desaperto e fratura de parafusos, e fraturas dos implantes) e suas prováveis causas. O autor observou que o pilar sólido cimentado do implante Straumann não apresentou problemas de desaperto e/ou fratura de parafuso do pilar. Por não existir uma junta parafusada em nível da crista alveolar, as paredes das partes cônicas amortecem e absorvem vibrações e, portanto, protegem o parafuso do pilar.

O afrouxamento do parafuso de pilar de próteses parciais fixas unitárias e múltiplas conectadas a implantes de hexágono externo é comumente encontrado. Para evitar este afrouxamento, Binon (1998) testou uma técnica que tem sido relatado para evitar o afrouxamento do parafuso do pilar, que consiste em um protocolo de aperto do parafuso do pilar, a adição de rebaixos na superfície interna da câmara de acesso ao parafuso, a injeção de material de moldagem, e da condensação de uma bola de algodão no material antes definido. Para tal teste foi utilizada uma amostra usando componentes idênticos e um protocolo de ensaio, com o parafuso recebendo um torque inicial de 20 N.cm. Com base nos dados obtidos, a técnica recomendada não aumenta a resistência ao afrouxamento do parafuso, sendo assim, o procedimento avaliado neste artigo não pode ser invocado para evitar que parafusos de pilar se soltem. A longo prazo a estabilidade do parafuso só pode ser obtido quando houver a otimização do controle de todos os fatores críticos.

Bullen (2012) realizou um estudo com o objetivo de avaliar os valores de diferentes técnicas de destorque dos parafusos de titânio em pilares personalizáveis sobre implantes com hexágono externo. A amostra consistiu em trinta corpos de prova compostos pelo conjunto implante de hexágono externo (3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento), pilar personalizável e parafuso de titânio com encaixe para chave quadrada, que foram distribuídos aleatoriamente em três grupos (n = 10): Grupo 1 - técnica convencional, com a aplicação de torque de 30 N.cm; Grupo 2 - técnica descrita por Breeding e Dixon, com a aplicação de um primeiro torque de 30 N.cm e, após 10 minutos, a aplicação de um novo torque com o mesmo valor inicial; e, Grupo 3 - técnica preconizada por Sella e Vasconcellos, com a aplicação de 30 N.cm, mantendo o torque durante 20 segundos. Os corpos de prova foram fixados em uma base metálica e a mesma foi presa à base do equipamento universal de ensaio. Uma chave digital foi acoplada na célula de carga metálica, a qual possuía sensores que eram controlados por computador com o software ATMP2.2, a fim de controlar o valor do torque de 30 N.cm a uma velocidade de 1 N.cm/s, de acordo com a técnica de cada grupo experimental. Após 10 minutos da aplicação do torque, a máquina de ensaio foi programada para a aplicação do destorque, que foi realizado com os mesmos dispositivos utilizados para a aplicação do torque, com a mesma velocidade. Os valores de destorque dos três grupos foram submetidos à análise estatística pelo teste ANOVA e comparações individuais foram realizadas pelo teste



HSD de Tukey. Os resultados encontrados mostraram que as médias dos destorques encontrados foram de 27,95 N.cm (DP  $\pm$  0,99) para o Grupo 1; 28,32 N.cm para o Grupo 2 (DP  $\pm$  0,68); e, 26,89 N.cm (DP  $\pm$  1,03) para o Grupo 3. Não houve diferença estatística entre os Grupos 1 e 2, porém, o Grupo 3 apresentou os menores valores de destorque, quando comparado com os outros grupos. Diante dos resultados pode-se concluir que os valores de destorques obtidos em relação aos valores de torque foram menores para todos os grupos testados. Numericamente o grupo 2 apresentou valores maiores de destorque, porém, sem diferença estatística quando comparada com o grupo 1. O grupo 3 apresentou os menores valores de destorque, ou seja, menores valores de pré-carga.

Após estudos, Junqueira et al. (2013) afirmaram que o afrouxamento dos parafusos de união, principalmente com os implantes hexágono externo com próteses unitárias, tem sido um problema técnico que ocorre nos primeiros dois anos de uso, onde fatores mecânicos, como o ajuste implante-pilar e a pré-carga do parafuso do pilar estão envolvidos no sucesso da reabilitação com implante. A perda de pré-carga durante a carga oclusal favorece o desajuste da conexão implante-pilar e pode causar afrouxamento do parafuso e fratura. A estabilidade entre o pilar e o implante com conexão tipo hexágono externo foi melhorada, alterando as ligas de parafusos e suas superfícies e aplicando os valores de torque adequadas para estabelecer maior pré-carga inicial.

Hoyer et al. (2001) visualizaram que como implicações clínicas, mesmo dentro das limitações do estudo que ele realizou, implantes tipo hexágono externo, de diferentes diâmetros, tiveram falhas de desadaptação, mostrando que mesmo pequenas alterações no material podem afetar dramaticamente a superfície de acoplamento entre o pilar e o implante.

Para Mangano et al. (2009), os implantes com hexágono externo são mais propensos a terem afrouxamento do parafuso do componente devido a todas as forças exercidas sobre o componente estarem concentradas principalmente sobre o parafuso, ao contrário dos implantes com conexão interna, como o cone morse, onde o atrito interno ajuda a absorver as forças juntamente com o parafuso.

Por meio de um trabalho realizado por Guimarães (2015), com o objetivo de avaliar a influência da proporção coroa/implante e da conexão protética no afrouxamento do parafuso protético, e a partir das análises dos resultados obtidos, foi possível concluir que, quando submetidos a teste *in vitro*: a) o sistema Cone Morse apresenta maior estabilidade mecânica do que o sistema de hexágono externo, devido ao embricamento friccional da conexão. Contudo, apresenta a maior diferença entre pré-torque e torque reverso; b) o sistema de Hexágono Externo apresenta o menor afrouxamento do parafuso protético quando comparado com o sistema Cone Morse, independente da proporção; c) o aumento da proporção coroa/implante influencia

positivamente o embricamento mecânico no sistema Cone Morse e negativamente no sistema de Hexágono Externo, diminuindo neste o torque-reverso no parafuso protético.

Mertz et al. (2000) realizaram uma análise de elementos finitos com o objetivo de entender melhor a mecânica dos sistemas tipo HE e CM, sendo observado que a conexão cônica passou por um efeito cunha, enquanto o estresse se concentrou nas duas primeiras roscas do parafuso do abutment, gerando de estresse significativamente maiores na conexão HE.

Conexões internas cônicas têm sido utilizadas para diminuir micro movimentos, reduzir a carga de afrouxamento do componente e fratura. No entanto, a preocupação para a soldagem a frio conexões parafusadas no desenho do implante tem sido identificada como uma fonte potencial de falta de recuperabilidade, diante disso Norton (1999), realizou um estudo comparativo onde foi avaliado o torque de afrouxamento, como uma porcentagem do torque de aperto, para os sistemas de implantes ITI Straumann e Astra Tech (3.5 e 4.0 mm de diâmetro), que utilizam 8 graus e 11 graus no cone interno, respectivamente. Os implantes e pilares de cada sistema foram montadas em um dispositivo de torque, e uma gama de torques de aperto foi aplicado. Torques de afrouxamento foram então medidos, e a influência de ângulo de cone, área de superfície interfacial, a contaminação com saliva, e atraso de tempo para afrouxamento foram todos avaliados. Diante dos testes verificou-se que o torque de afrouxamento superou o torque de aperto apenas nos níveis mais altos, pouco antes de componente falhar, quando a deformação plástica se esperava. Para todos os níveis clinicamente relevantes de torque, tanto em local seco quanto em ambiente banhado em saliva artificial a 37°C, o torque afrouxamento sempre foi visto como sendo de 80% a 90% do binário de aperto, o que demonstra que a soldadura a frio não ocorreu. Houve uma alta correlação entre afrouxamento e torque de aperto para todos os sistemas testados. Diante disso pôde-se concluir que este estudo confirmou que parafusos cônicos, mesmo tendo demonstrado uma maior estabilidade clínica, não fez solda à frio com níveis clinicamente relevantes de torque e, portanto, são recuperáveis.

Para averiguar a resistência a fadiga Khraisat et al. (2002) compararam implantes do sistema Brånemark (hexágono externo) e ITI (cone Morse). O parafuso do pilar em todos os espécimes Brånemark fraturado entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos com um desvio padrão de 224.477 ciclos, enquanto todos os espécimes ITI teve nenhuma falha até 1.800.000 ciclos. O teste exato de Fisher mostrou uma diferença altamente significativa entre os dois grupos (p.000582). Dentro dos limites deste estudo *in vitro*, as seguintes conclusões podem ser tiradas: para o sistema Brånemark, mesmo que a geometria e a composição do parafuso do pilar foram modificados, o parafuso foi o elo mais fraco no conjunto. Para o sistema ITI, a conexão cônica mostrou maior

resistência à fadiga em relação ao hexágono externo.

Um estudo *in vitro* foi realizado por Piermatti et al. (2006), para examinar a relação entre o encaixe do componente no implante, o desenho do parafuso, e o valor do torque para estabilizar o encaixe, e o resultado mostrou que o desenho do encaixe (conexão interna e conexão externa) não foi um fator significativo para a perda de torque, sendo que o que demonstrou importância foi o desenho do parafuso.

Piermatti et al. (2006) citaram que sugestões para manter uma conexão parafusada apertada incluem compostos de rosca anti-vibração, intertravamentos mecânicos diretos, mudanças no desenho do parafuso e controle de torque. Todas estas abordagens ajudaram a minimizar o problema de afrouxamento do parafuso. Nada, no entanto, eliminou completamente o problema. Estudos clínicos que relatam que entre 6% e 31% dos parafusos estavam soltos na primeira vistoria pós-inserção, e um aumento da incidência de afrouxamento foi relatado para restaurações na área pré-molar em relação ao incisivo. Entretanto, essas diferenças pode ser o resultado das variações do desenho protético, bem como das forças mastigatórias.

Mostra Cardoso et al. (2007), que a manutenção da estabilidade da conexão parafusada é fundamental para sucesso a longo prazo das reabilitações implanto-retidas. Contudo, em estruturas protéticas envolvendo múltiplos implantes, a presença de desajustes marginais pode afetar negativamente esta estabilidade. O objetivo deste estudo foi avaliar a força imediata necessária para o destorque de parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas com diferentes níveis de desajuste marginal. A partir de matriz metálica contendo três réplicas de pilares cônicos dispostos 10 mm de centro a centro, foram confeccionadas dez estruturas fundidas em monobloco utilizando-se titânio comercialmente puro. Para cada estrutura, foi quantificada a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos utilizando-se torquímetro digital de precisão. Ainda, através do teste do parafuso único e visualização direta em microscópio de medição (120 x), foi calculado o valor médio de desajuste marginal. A força de destorque imediata e os desajustes marginais foram verificados em duas situações experimentais distintas: Situação (MM) – com as peças parafusadas diretamente sobre a matriz metálica; e Situação (MI) – com as peças parafusadas sobre um modelo index simulando desajuste mínimo. O valor médio de desajuste marginal para a situação MM foi de 188  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm$  61,5) e para a MI, de 66  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm$  18,5). A média de força de destorque dos parafusos protéticos para a situação MM (5,81  $\pm$  0,77 N.cm) foi significativamente inferior à situação MI (7,42  $\pm$  0,93 N.cm) ( $p < 0,05$ ). O maior nível do desajuste marginal reduziu significativamente a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos.

Fortes et al. (2008) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o torque de afrouxamento de intermediários sólidos conectados a implantes realizados em dois estágios cirúrgicos com conexão cone Morse, em relação a condição inicial de

torque de apertamento de 25 N.cm, após ensaio de ciclagem mecânica e comparar a existência da diferença no torque de afrouxamento entre os sistemas Ankylos (Dentsply/Mannheim/Alemanha) e Conexão AR Morse (Conexão/São Paulo, Brasil). Os dados coletados foram disposto em uma tabela. A média do torque de afrouxamento do grupo A (Ankylos) foi de 9,6% acima do torque de apertamento preconizado pelo fabricante e a média de afrouxamento do grupo C (Conexão AR Morse) foi de 7,6% acima do torque de apertamento do preconizado pelo fabricante. Com estes resultados os autores concluíram que a média de torque de afrouxamento dos intermediários ficou acima do torque de apertamento de 25 N.cm, preconizado pelo fabricante, e não houve diferença significativa entre as médias do torque de afrouxamento dos *abutments* dos grupos analisados, após ensaio de ciclagem mecânica.

Com o objetivo de revisar a literatura comparando as propriedades mecânicas, biológicas e estéticas dos sistemas de implante com conexão implante-*abutment* do tipo cone morse e hexágono externo Freitas et al. (2009) realizaram um estudo onde mostraram as vantagens, desvantagens e indicações de cada sistema. Os autores relataram através desta pesquisa que os implantes de conexão hexagonal por serem utilizados desde o protocolo de Brånemark apresentam maior média de sucessos. Como vantagens deste tipo de conexão listam-se: um maior número de opções protéticas e maior número de profissionais que dominam a técnica. Sua melhor indicação seria para casos de próteses múltiplas, incluindo protocolos de carga imediata, porém quando bem indicados servem para qualquer tipo de tratamento. Já os implantes Cone Morse apresentam como vantagens: maior estabilidade mecânica e resistência a movimentos rotacionais, distribuição mais uniforme das cargas oclusais sobre o intermediário e melhor transmissão das mesmas para o tecido de sustentação, redução da tensão exercida sobre o parafuso e conseqüentemente diminuição de afrouxamento do mesmo, redução do *gap* com menor invasão bacteriana interface pilar/implante, e baixo potencial de perda óssea, o que também ajuda manter a integridade do espaço peri-implantar. Tem como indicação as próteses unitárias, já que dificultam o afrouxamento do parafuso ainda mais nas regiões posteriores, de maior incidência de força. Apesar de suas diferenças, os dois sistemas de conexões têm sua eficiência comprovada na literatura científica e ambos podem ser indicados para reabilitações unitárias, parciais ou totais, proporcionando resultados satisfatórios nos aspectos mecânicos, biológicos e estéticos. Por fim, os autores lembram que os fatores de maior relevância para o índice de sucesso são: a experiência clínica do profissional e o uso de sistemas de implantes de qualidade cientificamente comprovada.

Gehrke et al. (2011) realizaram um estudo que teve por objetivo avaliar e comparar o torque de afrouxamento de munhões retos de duas peças conectados

a implantes com conexão de hexágono interno (grupo 1) e de pilares sólidos retos conectados a implantes cone morse (grupo 2), após ciclagem mecânica, e a partir dos resultados obtidos nos valores de destorque dos parafusos dos componentes protéticos do grupo 1 (hexágono interno) e grupo 2 (cone morse), e dentro das limitações do estudo, concluiu-se que: existe diferença do torque de remoção entre os grupos estudados, depois do ensaio de fadiga, observada através da análise da porcentagem de destorque; existe uma correlação consistente entre a diminuição do torque e o ensaio de fadiga aplicado, observada no grupo 1, já que as cargas diminuíram significativamente o torque de afrouxamento; as amostras com pilar sólido reto do implante conexão Morse (grupo 2), mostraram um aumento nos valores de destorque quando comparado aos valores iniciais de torque de apertamento, demonstrando uma melhora significativa no desempenho, após a ciclagem mecânica; e, no grupo 2 (conexão cone Morse) houve um aumento expressivo do valor de destorque após a ciclagem, em relação ao grupo 1 (hexágono interno), sugerindo uma maior proteção do parafuso de fixação do componente em função da solda fria que ocorre após o torque de aperto, e menor perda de pré-carga.

Como objetivo de avaliar diferentes torques aplicados em *abutments* de implantes cone morse, Gehrke et al. (2016) realizaram um estudo onde aplicaram torques de 25 N.cm, 30 N.cm, 35 N.cm e 40 N.cm. Após análise microscópica observaram que quanto maior o torque maior o contato linear entre implante e *abutment*, reduzindo a desadaptação entre as peças. Os resultados também mostraram que 35N.cm é o melhor torque para este tipo de conexão, com um cone de 11°.

De Souza (2011) realizou um trabalho com o objetivo de verificar através da análise fotoelástica em corpos de prova a concentração de tensões geradas pelos implantes submetidos à carga axial através das franjas formadas na resina após a incidência de carga, tendo como variável três tipos de conexão implante-intermediário protético (hexágono interno, hexágono externo e cone morse). Pelos resultados pode-se dizer que a conexão cone morse é a que melhor distribui a tensão ao longo de todo implante, sem área de maior concentração, principalmente na região apical. Já as conexões de hexágono interno e externo possuem bastante concentração na região apical e cervical, sendo esta mais acentuada no hexágono externo. Sabendo que uma distribuição homogênea das tensões e a mínima formação de carga, tentando reproduzir o mais próximo possível a situação de um dente natural, são os objetivos a serem alcançados numa reabilitação com implante; além de minimizar a possibilidade de soltura e até fraturas nos componentes protéticos e acarretar danos ao osso receptor do implante, podemos concluir que a conexão cone morse é a mais indicada, seguido da conexão tipo hexágono interno e por fim a do tipo hexágono externo.

Um estudo foi realizado por Pereira et al. (2016), com o objetivo de avaliar

o torque de remoção e a penetração *in vitro* de biofilme nas juntas de *abutment* cone morse e hexagonal após testes de fadiga, onde sessenta implantes dentários foram divididos em dois grupos: (1) cone morse e (2) hexágono externo. Os ensaios de fadiga nos conjuntos implante-pilar foram realizados a uma força normal (FJ de 50 N a 1,2 Hz durante 500.000 ciclos em meio de crescimento contendo saliva humana durante 72 horas). Os resultados mostraram que os valores médios de torque de remoção, tamanho de microgap e densidade de biofilme registrados nas juntas cônicas de Morse foram menores em comparação aos registrados em juntas implante-pilar hexágono externo após testes de fadiga em ambiente oral simulado por 72 horas.

Fernandes et al. (2011) mostraram que a partir dos resultados obtidos dos valores de destorque dos parafusos dos componentes protéticos e dos grupos munhão reto de duas peças do implante HI e pilar reto sólido do implante Cone Morse e dentro das limitações do estudo realizado encontrou-se que, após ciclagem mecânica do ensaio de fadiga, existe diferença do torque de remoção entre os grupos estudados, observada através da análise da porcentagem de destorque, e existe uma correlação consistente entre a diminuição do torque e o ensaio de fadiga aplicado, observada nos grupos munhão reto do implante HI, já que as cargas diminuíram significativamente o torque de afrouxamento. As amostras com pilar sólido reto do implante conexão Morse, mostraram um aumento nos valores de destorque quando comparado aos valores iniciais de torque de apertamento, demonstrando uma melhora significativa no desempenho, após a ciclagem mecânica, e na conexão Morse houve um aumento expressivo do valor de destorque após a ciclagem, em relação à conexão HI, sugerindo uma maior proteção do parafuso de fixação do componente em função da solda fria que ocorre após o torque de aperto, e menor perda de pré-carga.

Com o objetivo de avaliar a manutenção do torque de retenção de parafusos de retenção de titânio, Jorge et al. (2013) realizaram testes de ciclagem em três grupos: cone Morse, hexágono externo com componente cônico e hexágono externo com componente tipo UCLA, utilizando um equipamento calibrado para realizar 1.000.000 de ciclos, com 2Hz de frequência e uma força de 130+/-10 N de força, que segundo o autor equivalem a 5 anos de uso pelo paciente, e ao final do teste chegou à conclusão de que todos os grupos apresentaram uma redução significativa de torque medido antes e após a ciclagem mecânica quando comparados com o torque de inserção, porém, dentre os grupos, o sistema Morse foi o que apresentou menor perda de torque.

Sabendo que o adequado posicionamento tridimensional dos implantes é indispensável para garantir a previsibilidade no tratamento com implantes dentários, Tabuse et al. (2014) realizaram um estudo para analisar comparativamente o



comportamento mecânico do sistema prótese/implante em região anterior de maxila, diferindo os sistemas de encaixe e posicionamento dos implantes. Utilizando um modelo prótipado de maxila, as situações estudadas foram: Grupo IC - implantes nos incisivos centrais e cantilever nos incisivos laterais; Grupo IL - implantes nos incisivos laterais e pânticos nos incisivos centrais; Grupo ICIL - implantes no incisivo central e no incisivo lateral, intercalados com elementos suspensos. Para cada situação estudada, foram utilizadas as três conexões protéticas: hexágono externo, hexágono interno e cone-morse. O ensaio de ciclagem mecânica foi realizado com a aplicação de 100 N de carga e frequência de 15 Hz no cíngulo dos incisivos a 45° com o longo eixo do dente, para simular o movimento mastigatório. O resultado obtido mostrou que no ensaio de ciclagem mecânica, todos os modelos de todos os grupos com os três tipos de conexões protéticas atingiram 1.000.000 de ciclos sem que ocorresse ruptura do parafuso do componente protético ou da estrutura metálica. Com a metodologia e as condições empregadas, pode-se concluir que o comportamento mecânico das reabilitações implantossuportadas foi semelhante para os diferentes posicionamentos dos implantes e diferentes conexões protéticas.

Gehrke et al. (2016) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito e o desempenho do implante-*abutment* com o projeto de cone morse (MT), hexágono externo (EH) e Interno-hexágono (IH) submetido ao ciclo de carga. Utilizaram-se quarenta implantes dentários e quarenta pilares pré-fabricados de titânio para próteses cimentáveis de cada tipo de ligação: grupo de cones Morse (grupo MT), grupo hexagonal externo (grupo EH) e grupo hexagonal interno (grupo IH). Metade das amostras foi avaliada antes e metade depois de um teste de ciclagem (360.000 ciclos a uma carga de 150 N e uma frequência de 4 Hz). As amostras foram cortadas nos seus eixos longitudinais e transversais de contato para análise das interfaces. Utilizaram-se análises de variância unidirecionais (ANOVAs), análises post-hoc de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ) e teste t ( $p < 0,05$ ) para determinar as diferenças estatísticas. Pelos resultados obtidos observou-se que não houve diferenças significativas entre os grupos em relação ao desajuste longitudinal antes ou após as aplicações de carga ( $p > 0,05$ ). No entanto, observou-se diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,0001$ ) nos cortes transversais, onde o grupo MT demonstrou ajuste completo após o ciclo de carga. Como conclusões e implicações clínicas constatou-se que a aplicação da carga de ciclagem nos três implantes / *abutment* avaliados mostrou que ocorre uma acomodação das peças na direção longitudinal, diminuindo e/ou eliminando o *gap* observado inicialmente (antes da carga). No entanto, na direção transversal apenas o grupo MT mostrou uma acomodação completa no conjunto.

# PROPOSIÇÃO

O propósito dessa pesquisa foi analisar a resistência ao torque reverso de parafusos protéticos e pilares protéticos monocomponentes instalados sobre implantes em prótese fixa de três elementos, utilizando conexões de hexágono externo, cone morse e combinação dessas conexões.

# MATERIAIS E MÉTODOS

O projeto foi apresentado ao Comitê de Ética da Instituição São Leopoldo Mandic, sendo dispensado de ser submetido à análise por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, conforme documento anexo. Protocolo número 2015/0473.

## Materiais

Para a pesquisa foram utilizados os seguintes materiais:

- a. Seis Implantes Axion PX Anthogyr Ø 4.0 x 12 mm (referência PX 40120) (LOT 14-016514 (uma unidade)) (LOT 14-016977 (cinco unidades)) (Fab.04-2014/Val.04-2019);
- b. Seis Implantes Anthofit Hexágono Externo Straight (HE) Anthogyr Ø 4.1 x 13 mm (referência HEIM 40130) (LOT 13-302877) (Fab.01-2013/Val.01-2018);
- c. Pilares Cônicos Hexágono Externo (Pilier Conique HE) Ø 4.1 H3-0 (referência HECO002) (LOT 14-025928, Fab.08-2014) (LOT 12-291122, Fab.09-2012);
- d. Pilares Multi-Unit Axiom 0° H2 (referência OPMU0 – 2) (LOT 14-017649) (Fab.04-2014/Val.04-2019);
- e. Seis Munhões Calcináveis (Moignon Calcinable) OI/HE Ø4 (referência OICO009) (LOT 14-025425) (Fab.08-2014);
- f. Seis Cilindros Calcináveis (Chape Calcinable Multi) (referência MUC300) (LOT 14-019920) (Fab.05-2014);
- g. Doze parafusos protéticos que acompanhavam os componentes;
- h. Parafusos Protéticos sobressalentes;
- i. Porcelana marca Dentsply® cor opaco A3, dentina A3, incisal A3 e Glaze;
- j. Resina acrílica JET- Clássico® incolor;
- k. Seis anéis de PVC com medidas de 25 mm de diâmetro externo, 23 mm de diâmetro interno e 15 mm de altura.

## Métodos

Foram confeccionadas seis próteses fixas de três elementos, em metalocerâmica, ancoradas por dois implantes como pilares, divididas em três grupos:

- a. Grupo I: prótese fixa de três elementos cada, com dois implantes hexágono externo (Anthofit Hexagono Externo, Anthogyr, Sallanches, França), com pântico unindo pilares;
- b. Grupo II: prótese fixa de três elementos cada, com dois implantes cone morse (Axion PX, Anthogyr, Sallanches, França), com pântico unindo pilares;
- c. Grupo III: prótese fixa de 3 elementos cada, com um implante cone morse (Axion PX, Anthogyr, Sallanches, França) e um implante hexágono externo (Anthofit Hexagono Externo, Anthogyr, Sallanches, França) , com pântico unindo pilares.

Cada grupo foi composto por duas amostras, as quais receberam um número de identificação. Cada amostra foi submetida ao teste cinco vezes, trocando os parafusos protéticos e os pilares protéticos ao final de cada ciclagem, gerando um n=10. Todos os testes foram realizados pelo mesmo operador.

### *Confecção dos Corpos de Prova*

Primeiramente foram colocados os seis pares de implantes, conforme os grupos I, II e III citados anteriormente, em uma base de cera com distância de 15 mm entre o centro dos implantes.

Em seguida foram conectados os pilares protéticos, onde cada Implante Anthofit Hexagono Externo Straight (HE) Anthogyr recebeu um componente Pilar Cônico Hexagono Externo (Pilier Conique HE) e cada implante Axion PX Anthogyr recebeu um componente Multi-Unit Axiom 0° H2 (figuras 1, 2, 3).



Figura 1 – Implantes Cone Morse com componentes.

Fonte: Aatoria própria.

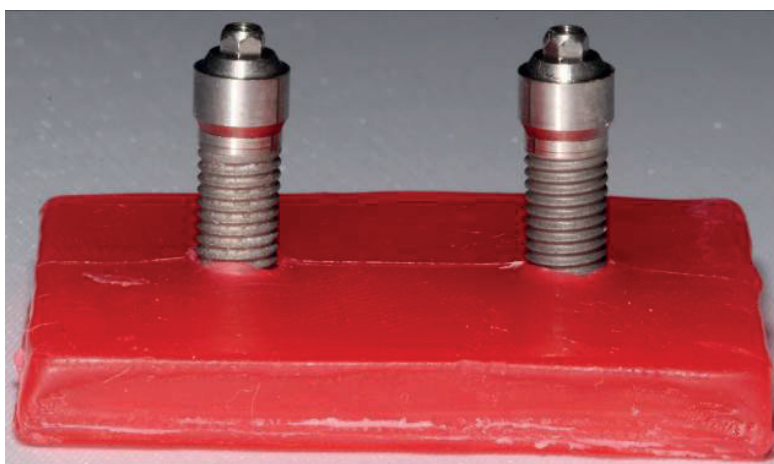


Figura 2 – Implantes Hexágono Externo com componentes.

Fonte: Aatoria própria.

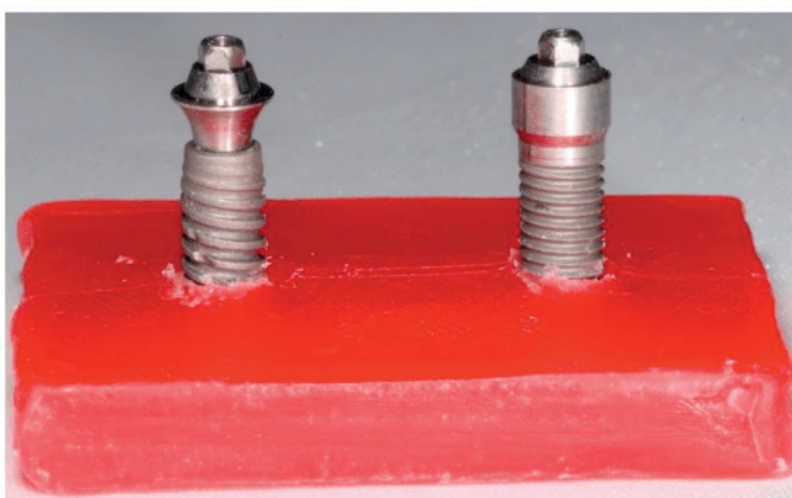


Figura 3 – Implantes Cone Morse e Hexágono Externo com componentes.

Fonte: Aatoria própria.

Para a confecção das estruturas metálicas foram conectados os componentes

calcináveis aos pilares, os quais já estavam conectados aos implantes e o material foi enviado ao Laboratório DENTARIUM – Prótese Odontológica, da cidade de Pato Branco/PR, sob a responsabilidade do TPD Alaerte Cardoso (CRO 820/PR), para confecção das estruturas metálicas.

Os componentes calcináveis foram escaneados pelo sistema CAD/CAM AMANGIRRBACH. Baseado neste escaneamento, foi desenhada uma prótese fixa de 3 elementos com anatomia para ser uma base metálica, sobre a qual seria aplicada a porcelana.

Feito o desenho, a máquina foi programada para usinar a peça em cera Amann Girrbach - White . Em seguida a peça foi colocada sobre os componentes calcináveis e realizada a união entre a peça e o componente utilizando cera. Os componentes foram desparafusados dos pilares e as peças foram fundidas em liga metálica FIT CAST.

O resultado é mostrado na figura 4.



Figura 4 – Base de metal para aplicação de cerâmica.

Fonte: Autoria própria.

Sobre o metal das próteses foi aplicada Cerâmica marca Dentsply, com cor A3 opaca no fundo, seguida da cor A3 dentina, e o recobrimento com a cor A3 incisal, e finalmente a aplicação do glase. Os elementos ficaram com tamanho final de 9 mm de comprimento, e a largura mesio-distal de 9,5 mm para os molares e 7,5 mm para os pré-molares.

Após a finalização das próteses cada par de implantes foi levado para um tubo de PVC medindo 25 mm de diâmetro externo, 15 mm de altura e com 23 mm de diâmetro interno, onde os implantes foram posicionados com uma inclinação de 60° em relação ao solo, com a ajuda de delineadores, de modo que ao ser preenchido o tubo com a resina acrílica os componentes ficassem totalmente fora da resina.

Em seguida os tubos foram preenchidos com a resina acrílica transparente.

Aguardou-se um período de 72 horas para dar torque aos componentes, com o objetivo de se obter uma polimerização completa da resina.

Para a fixação inicial foi utilizada chave digital sextavada de 1,2 mm. Em seguida os modelos de prova foram levados até uma superfície rígida para serem imobilizados, e cada pilar protético monocomponente recebeu torque de 20 N.cm.

Uma semana após a confecção completa dos corpos de prova, no local da pesquisa, os mesmos foram colocados sobre uma superfície rígida e as próteses foram removidas. Os pilares protéticos receberam torque de 20 N.cm, aguardou-se um período de tempo de 30 minutos e um novo torque de 20 N.cm foi aplicado. Em seguida as próteses fixas foram reposicionadas e receberam um torque de 10 N.cm. Aguardou-se um período de 30 min e um novo torque de 10 N.cm foi aplicado. Finalizado este processo (figura 5) os corpos de prova foram levados à máquina de ciclagem mecânica.



Figura 5 – Corpos de prova prontos para os testes.

Fonte: A autoria própria

### *Condições experimentais*

Os pilares protéticos receberam torque de 20 N.cm e os parafusos das próteses de 10 N.cm com o auxílio de um Torquímetro de precisão da Marca Tohnichi AS, do Japão, o qual foi devidamente calibrado para os testes (figuras 6, 7, 8).



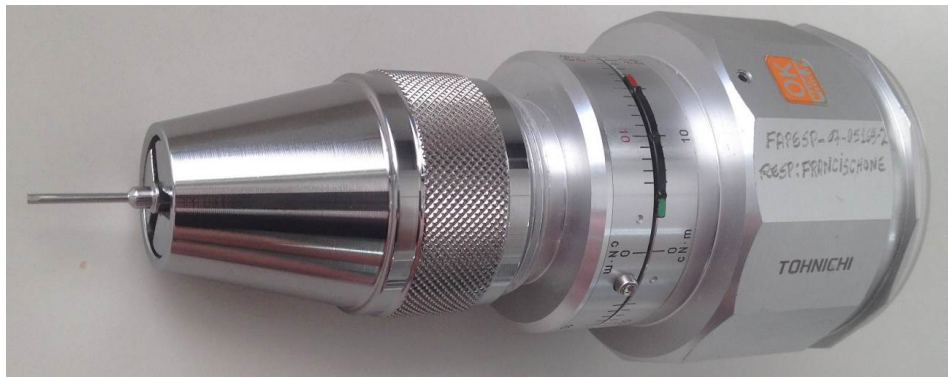


Figura 6 – Torquímetro com conector e sua chave.

Fonte: Autoria própria



Figura 7 – Torquímetro acionado até 20N.cm.

Fonte: Autoria própria



Figura 8 – Torquímetro acionado até 10N.cm.

Fonte: Autoria própria



O ensaio de ciclagem mecânica foi realizado no Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (USP) na cidade de Bauru, estado de São Paulo, Brasil, onde uma máquina de ciclagem mecânica para testes de fadiga, marca BIOPDI (São Carlos/SP), realizou os testes de fadiga mecânica, aproximando os ensaios às condições encontradas na boca humana (figuras 9, 10).

Essa máquina de ensaios mecânicos é composta de seis cilindros pneumáticos alinhados. A velocidade de impulsão dos cilindros e sua frequência são controladas por uma caixa de comando que, ao acionar o sistema, move os pistões localizados na parte interna destes cilindros, comprimindo o corpo de prova com a força e a frequência estabelecidas pelo pesquisador.

Os corpos de prova foram encaixados nos nichos de acordo com as características inerentes ao equipamento de modo que a ponta do cilindro pneumático que exerce a força fique no centro da parte oclusal da cúspide Vestibular do pântico.



Figura 9 – Máquina para testes de fadiga por ciclagem mecânica.

Fonte: A autoria própria.



Figura 10 – Máquina para testes de fadiga por ciclagem mecânica com os corpos de teste adaptados.

Fonte: Autoria própria

Em seguida a prótese fixa foi submetida ao teste de fadiga por ciclagem mecânica, programada a 1.000.000 de ciclos e 2 Hz de velocidade (Jorge et al., 2013). com carga de 50 N (Khraisat et al., 2002), equivalente a 1 BAR na máquina. Segundo Okeson (2013), estima-se que uma pessoa normal realize em torno de 1.800 ciclos mastigatórios por dia, chegando-se à conclusão de que 1.000.000 de ciclos equivalem a aproximadamente 19 meses de mastigação.

Finalizado o número de ciclos previstos, os parafusos das próteses fixas e dos componentes protéticos receberam a ação de torque reverso.

### *Avaliação do torque reverso*

Após a finalização de todos os ciclos das amostras, com o auxílio de um medidor analógico de torque, Torquímetro de precisão (Marca Tohnichi AS, do Japão), foram realizados os torques reversos dos parafusos das próteses e dos pilares protéticos monocomponentes.

Para mensuração do torque reverso, o medidor analógico de torque foi acionado em sentido anti-horário até a liberação do parafuso de retenção, permitindo a verificação do valor de torque utilizado para a soltura do parafuso ou do pilar protético. Os valores obtidos foram registrados e submetidos à análise estatística.

Cada Grupo (I, II e III), teve registrado o valor de torque reverso de 10 (dez) parafusos referente a cada sistema de conexão (HE ou CM) do grupo.

### *Análise Estatística*

Os dados de torque reverso dos parafusos e dos pilares protéticos foram avaliados quanto ao atendimento das pressuposições de normalidade

e de homogeneidade de variância pelos testes de Shapiro-Wilk e de Levene, respectivamente.

Para comparar o torque reverso dos parafusos e pilares protéticos sobre dois implantes com conexões exclusivamente hexágono externo ou cone morse ou ainda sobre a combinação de ambos foram empregados teste t de *Student*.

Análises de variância a um critério foram aplicadas para comparar os valores de torque reverso na região de pré-molares e de molares ao se utilizar os conjuntos em que houve implantes com conexões exclusivamente hexágono externo ou cone morse ou ainda a combinação de ambos. As comparações múltiplas subsequentes foram realizadas por testes de Tukey.

A correlação entre os valores de torque reverso dos parafusos e dos pilares protéticos foi investigada por meio de testes de Pearson.

Os cálculos estatísticos foram conduzidos no programa SPSS 23 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA), tendo sido adotado o nível de significância de 5%.

# RESULTADOS

Os valores de torque reverso geraram a tabela 1 para os Parafusos Protéticos e a tabela 2 para os Pilares Protéticos Monocomponentes.

Valores de torque reverso dos Parafusos Protéticos					
Grupo I Amostras 3 e 6		Grupo II Amostras 2 e 5		Grupo III Amostras 1 e 4	
Pré-Molar	Molar	Pré-Molar	Molar	Pré-Molar	Molar
HE	HE	CM	CM	CM	HE
7,5	6,5	8,0	7,5	8,5	6,0
8,5	7,5	8,5	8,0	6,5	6,0
8,0	6,5	8,0	6,5	7,5	5,0
6,5	6,0	7,0	5,0	5,0	4,0
7,0	5,5	5,0	6,0	4,5	4,0
8,0	7,5	6,5	6,5	7,0	5,5
7,0	8,5	7,5	7,0	8,5	7,5
6,5	7,0	5,0	4,0	4,0	4,5
6,0	7,0	7,0	7,0	7,0	6,0
6,5	6,5	5,0	5,0	3,5	5,5
<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>
7,2	6,9	6,8	6,3	6,2	5,4

Tabela 1 – Valores de torque reverso dos Parafusos Protéticos.

Fonte: Autoria própria.

Valores de torque reverso dos Pilares Protéticos Monocomponentes					
Grupo I Amostras 3 e 6		Grupo II Amostras 2 e 5		Grupo III Amostras 1 e 4	
Pré-molar	Molar	Pré-molar	Molar	Pré-molar	Molar
HE	HE	CM	CM	CM	HE
18,0	17,5	25,5	23,0	23,5	15,0
15,5	15,0	24,0	19,5	19,0	14,5
18,0	16,5	26,0	22,0	17,0	13,0
17,5	17,5	20,0	23,0	19,0	14,0
16,5	15,5	19,5	25,5	19,0	14,5
17,0	17,0	28,0	29,5	21,5	11,0
16,5	15,5	24,5	26,0	16,0	15,0

15,5	15,5	21,0	24,5	19,5	13,5
18,0	18,0	22,0	25,0	21,0	16,0
16,0	15,5	18,5	21,0	17,5	14,0
<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>MÉDIA</b>
16,9	16,4	22,9	23,9	19,3	14,1

Tabela 2 – Valores de torque reverso dos Pilares Protéticos Monocomponentes.

Fonte: Autoria própria.

Testes t de *Student* revelaram que o torque reverso dos parafusos protéticos não foi significativamente afetado pelo fato das próteses fixas terem sido assentadas sobre dois implantes com conexão de hexágono externo, dois cone morse ou sobre um implante de cada tipo de conexão (tabela 3 e gráfico 1).

Componente	Prótese sobre dois implantes de conexão		
	HE – HE	CM – CM	CM – HE
Parafuso protético	7,2(0,8) – 6,9(0,9)	6,8(1,3) – 6,3(1,3)	6,2(1,8) – 5,4(1,1)
Teste t de Student	p = 0,432*	p = 0,400*	p = 0,249*
Perda de torque em relação ao torque inicial de 10 N.cm	28%(HE) – 31%(HE) Média 29,5%	32%(CM) – 37%(CM) Média 34,5%	38,0%(CM) 46,0% (HE)
Pilar protético	16,9(1,0) – 16,4(1,1)	22,9(3,2) – 23,9(2,8)	19,3(2,2) – 14,1(1,4)
Teste t de Student	p = 0,298*	p = 0,467*	p < 0,001 <sup>‡</sup>
Perda de torque em relação ao torque inicial de 20 N.cm	15%(HE) – 18%(HE) Média 16,5%	Não houve perda, mas ganho 14%(CM) – 19%(CM) Média 17%	3,5% (CM) 29,5% (HE)

Tabela 3 – Média e desvio padrão dos valores de torque reverso, em N.cm, de parafusos e pilares protéticos segundo o tipo de conexão dos dois implantes sobre os quais foram assentadas próteses fixas de três elementos.

Legenda: HE: hexágono externo. CM: cone morse. Desvio padrão entre parênteses. \*: indica a inexistência de diferença significativa no torque reverso entre os dois parafusos protéticos ou entre os dois pilares. ‡: indica a existência de diferença significativa no torque reverso dos dois pilares.

Fonte: Autoria própria.

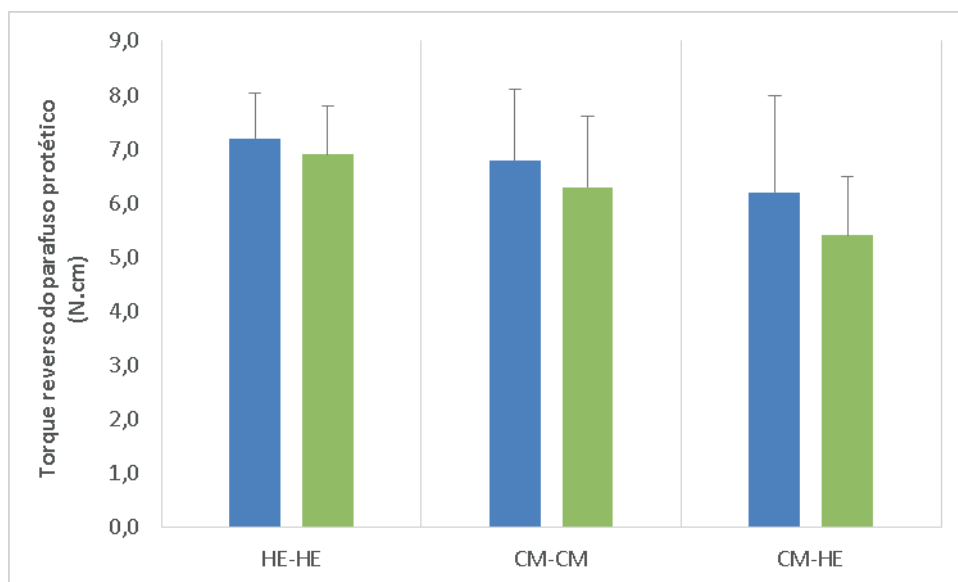


Gráfico 1 – Diagrama de colunas dos valores médios de torque reverso de parafusos protéticos segundo o tipo de conexão dos dois implantes sobre os quais foram assentadas próteses fixas de três elementos.

Legenda: HE: hexágono externo. CM: cone morse. Barras verticais sobre as colunas indicam o desvio padrão.

Fonte: Autoria própria.

Para os pilares protéticos, quando houve combinação dos dois tipos de conexão, o torque reverso foi significativamente menor no componente com conexão de hexágono externo. Especificamente, nos pilares assentados sobre a conexão de hexágono externo observou-se um torque reverso 27% menor em relação àqueles sobre a conexão cone morse. Por outro lado, quando os dois implantes eram do mesmo tipo de conexão, seja de hexágono externo ou cone morse, não houve diferença significativa entre os valores de torque reverso nos dois componentes, conforme se nota na tabela 3 e no gráfico 2.

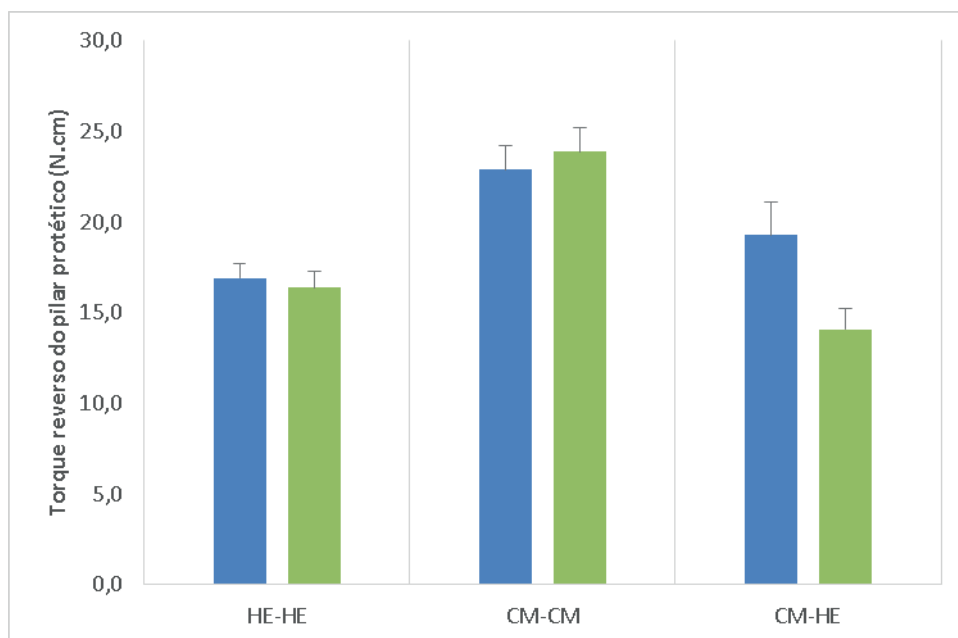


Gráfico 2 – Diagrama de colunas dos valores médios de torque reverso de pilares protéticos segundo o tipo de conexão dos dois implantes sobre os quais foram assentadas próteses fixas de três elementos.

Legenda: HE: hexágono externo. CM: cone morse. Barras verticais sobre as colunas indicam o desvio padrão.

Fonte: Autoria própria.

Quando comparados os valores de torque reverso dos parafusos protéticos na região de pré-molares de cada conjunto, a análise de variância a um critério indicou que não existiu diferença estatisticamente significativa entre os três grupos ( $p = 0,324$ ; tabela 4). Já ao se comparar os valores de torque reverso do pilar protético monocomponente também na região de pré-molares, a análise de variância a um critério mostrou que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $p < 0,001$ ). Pelo teste de Tukey, na região de pré-molares, os menores valores de torque reverso dos pilares protéticos foram encontrados no conjunto hexágono externo – hexágono externo e no grupo em que houve implantes de conexão de cone morse associada a hexágono externo, sendo que os conjuntos mencionados (HE – HE e CM – HE) não diferiram entre si, enquanto os maiores valores de torque reverso ocorreram quando o conjunto possuía dois implantes de conexão cone morse (tabela 4).



Região	Prótese sobre dois implantes de conexão	Parafuso	
		Protético	Pilar protético
Pré-molar	HE – HE	7,2 (0,8) A	16,9 (1,0) A
	CM – CM	6,8 (1,3) A	22,9 (3,2) B
	CM – HE	6,2 (1,8) A	19,3 (2,2) A
Análise de variância a um critério		p = 0,324	p < 0,001
Molar	HE – HE	6,9 (0,9) B	16,4 (1,1) B
	CM – CM	6,3 (1,3) AB	23,9 (2,8) C
	CM – HE	5,4 (1,1) A	14,1 (1,4) A
Análise de variância a um critério		p = 0,019	p < 0,001

Tabela 4 – Média e desvio padrão dos valores de torque reverso, em N.cm, de parafusos protéticos e de pilares protéticos segundo a região e o tipo de conexão dos dois implantes sobre os quais foram assentadas próteses fixas de três elementos.

Legenda: HE: hexágono externo. CM: cone morse. Desvio padrão entre parênteses. Individualizando cada região (pré-molar ou molar) e o tipo de parafuso (protético ou pilar protético), médias seguidas por letras maiúsculas distintas indicam diferença estatisticamente significativa no torque reverso ao se comparar os três conjuntos de implantes.

Fonte: Autoria própria.

Na região de molares, a análise de variância a um critério demonstrou que o tipo de conjunto influenciou de forma estatisticamente significativa nos valores de torque reverso dos parafusos protéticos ( $p = 0,019$ ). Nesta região, o teste de Tukey, revelou que o valor do torque reverso dos parafusos protéticos do conjunto cone morse – hexágono externo foi significativamente menor em relação àquele observado no conjunto com dois implantes de conexão de hexágono externo. O conjunto com dois implantes de conexão cone morse, por sua vez, apresentou valores intermediários de torque reverso do parafuso protético, pois não diferiram daqueles mensurados nos demais grupos (tabela 4). Por fim, ainda na região de molares, também foi notada diferença estatisticamente entre os conjuntos quanto ao torque reverso dos pilares protéticos ( $p < 0,001$ ). As comparações múltiplas do teste de Tukey evidenciaram que o menor torque reverso do pilar protético monocomponente na região de molares foi apresentado pelo grupo em que foram instalados implantes cone morse associado a hexágono externo. Este conjunto diferiu significativamente daquele possuindo dois implantes de hexágono externo, cujos valores de torque reverso foram estatisticamente maiores. Já no grupo com dois implantes de conexão cone morse, foram observados os maiores valores de torque reverso do parafuso do pilar protético (tabela 4).

Testes de Pearson indicaram que não houve correlação significativa entre os valores de torque reverso dos parafusos e dos pilares protéticos (tabela 5 e gráficos

3 a 5).

Grupo	Testes de Pearson		Correlação
	p valor	r <sup>2</sup>	
Prótese sobre dois implantes hexágono externo	0,702	0,008	Não significativa (muito fraca)
Prótese sobre dois implantes cone morse	0,240	0,076	Não significativa (muito fraca)
Prótese sobre um implante hexágono externo e um implante cone morse	0,133	0,121	Não significativa (muito fraca)

Tabela 5 – Resultados dos testes de correlação entre os valores de torque reverso de parafusos e pilares protéticos segundo o tipo de conexão dos dois implantes sobre os quais foram assentadas próteses fixas de três elementos.

Fonte: Autoria própria.

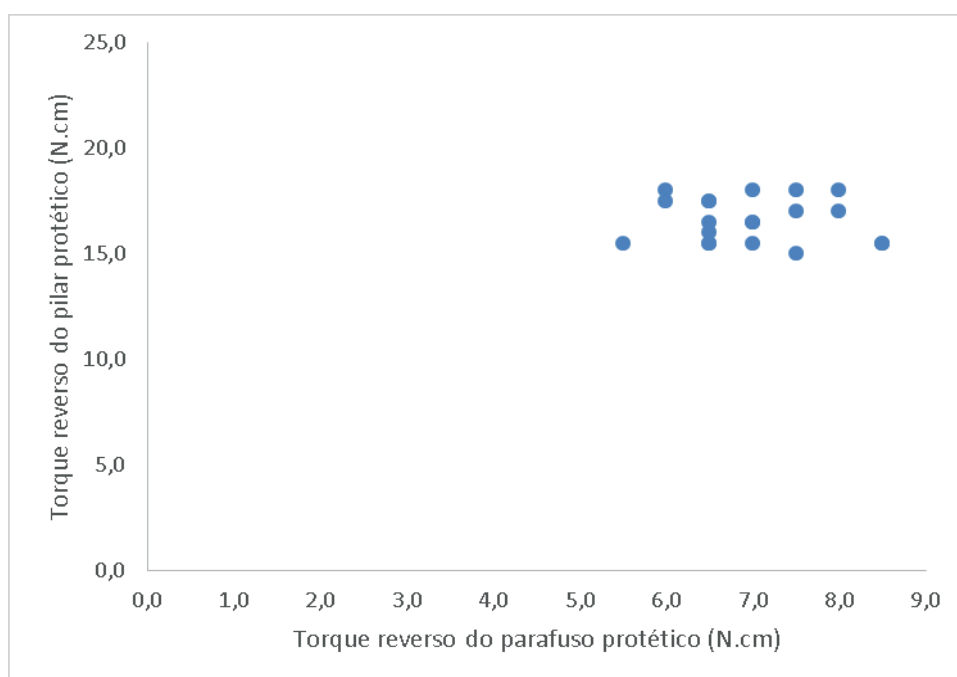


Gráfico 3 – Diagrama de dispersão dos valores de torque reverso no parafuso e pilar protéticos no grupo em que próteses fixas de três elementos foram assentadas sobre dois implantes com conexão de hexágono externo.

Fonte: Autoria própria.

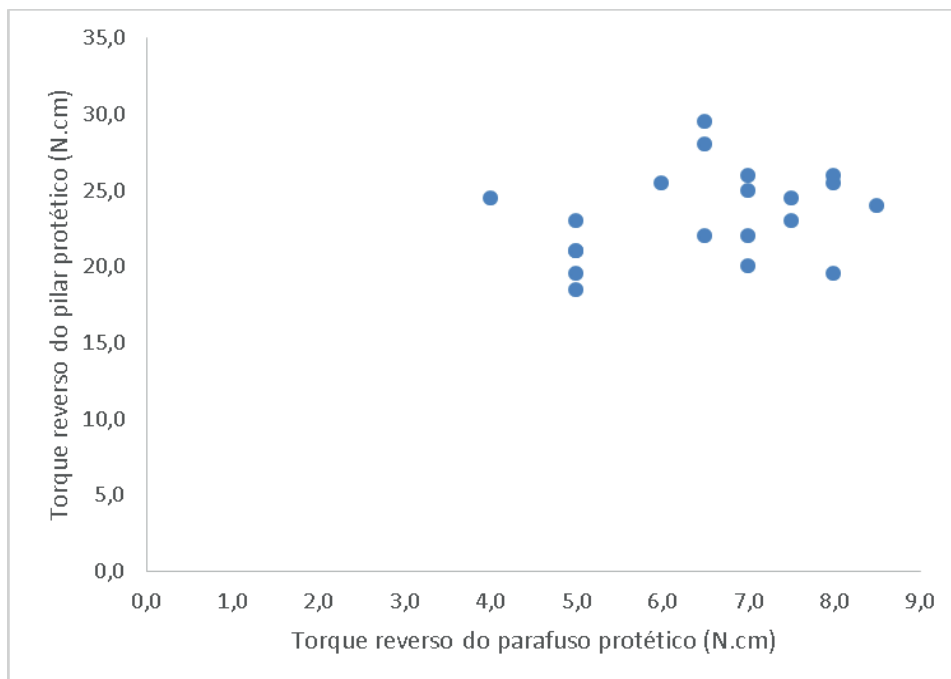


Gráfico 4 – Diagrama de dispersão dos valores de torque reverso no parafuso e pilar protéticos no grupo em que próteses fixas de três elementos foram assentadas sobre dois implantes com conexão cone morse.

Fonte: A autoria própria.

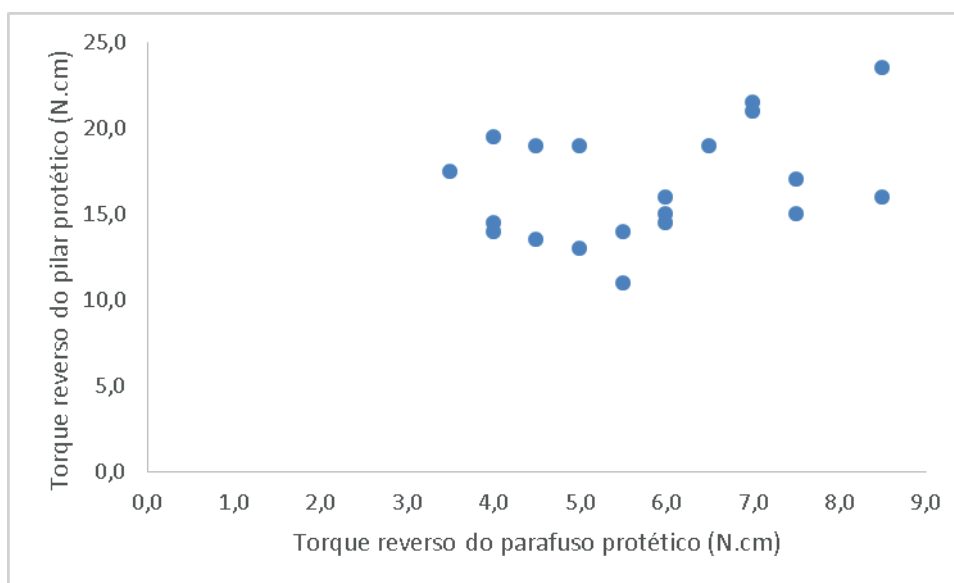


Gráfico 5 – Diagrama de dispersão dos valores de torque reverso no parafuso e pilar protéticos no grupo em que próteses fixas de três elementos foram assentadas sobre um implante com conexão de hexágono interno e um implante cone morse.

Fonte: A autoria própria.

A ausência de trabalhos com proposição semelhante dificulta uma discussão, baseada em dados anteriores, deixando uma lacuna para uma discussão com tal embasamento.

Independentemente dos resultados obtidos, algumas questões podem surgir, e, quem sabe, originar novas pesquisas com o objetivo de conseguir respostas para possíveis questionamentos, tais como:

- a. será que a mecânica dos parafusos das prótese e dos pilares quando ocorre uma mistura de sistemas, prejudica o comportamento destas próteses e dos pilares a longo prazo?;
- b. será que estas diferenças poderão acarretar diferenças oclusais tendo em vista que o assentamento da base do pilar no implante HE é uma plataforma plana e no CM um plano inclinado cônico? E se realmente há uma diferença maior por uma intrusão do pilar CM, será que não sobrecarrega o pilar/parafuso/implante do HE, com significância clínica ou não?;
- c. clinicamente, quando um paciente já implantado busca reabilitação com um ou outro sistema de conexão (CM ou HE, por exemplo), qual deverá ser a conduta do dentista?:
  - aprender e adquirir o sistema de conexão que o paciente possui para implantar o mesmo sistema de conexão?;
  - remover o implante e colocar o mesmo sistema que o cirurgião dentista utiliza?;
  - misturar este sistema, e neste caso observar a longo prazo o que irá acontecer?.

## Da metodologia

A metodologia aplicada para desenvolver o estudo seguiu um padrão já firmado pelos pesquisadores que realizaram estudos com objetivos semelhantes, onde foi aplicada uma determinada carga, com uma determinada frequência, até se atingir um determinado número de ciclos (Khraisat et al., 2002; Fortes et al., 2008; Fernandes et al., 2011; Gehrke et al., 2011; Kim et al., 2012; Jorge et al.,

2013; Tabuse et al., 2014; Gehrke et al., 2016; Pereira et al., 2016; Sakamoto et al., 2016), podendo a força variar, até mesmo pela diferença estrutural entre homens e mulheres, e até mesmo dentro do mesmo grupo, e a frequência também podendo variar, fazendo com que se conclua os testes de forma mais rápida, desde que não se altere o resultado final.

Quanto ao torque do pilar protético e da prótese, ambos seguiram valores aceitáveis, pois estudos mostram que diferenças pequenas de força, com uma variação de 10 N.cm, não são significativas, conforme demonstrado por Neves et al. (2010), que realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a infiltração na interface entre implantes hexágono externo (HE) e pilar cônico inseridos com diferentes torques, 10 N.cm e 20 N.cm. Ao final do estudo concluiu que a intensidade do torque não influencia estatisticamente na microinfiltração bacteriana em implantes.

Este estudo foi realizado utilizando uma força de 50 N (Khraisat et al., 2002; Pereira et al., 2016), por 1.000.000 de ciclos, (Khraisat et al., 2002; Kim et al., 2012; Jorge et al., 2013; Tabuse et al., 2014), com a mesma frequência utilizada por Jorge et al. (2013), de 2 Hz, em meio seco.

Mesmo analisando trabalhos com mais de 10 anos, até chegar aos dias atuais, a sistemática é a mesma, podendo ocorrer uma diferença no meio em que a pesquisa ocorre, podendo ser em ambiente seco, como a maioria dos testes, ou submersos, conforme cita Jorge et al. (2013), e mesmo sob esta condição, os resultados apresentam-se semelhantes.

A ocorrência da diminuição da média dos valores de desaperto, conforme os testes foram sendo realizados, pode ser explicado por Weiss et al. (2000), que realizaram um estudo com o objetivo de registrar mudanças nos valores de torque de abertura devido a vários fechamentos consecutivos em um torque constante e entre sistemas diferentes pilar/implante (A/I). Diante do estudo foi concluído que a abertura repetida e fechamento de parafusos de pilar de implante causa perda progressiva da retenção de torque com variações entre sistemas, provavelmente devido a uma diminuição do coeficiente de fricção entre os componentes de acoplamento.

## **Dos parafusos das próteses sobre implantes**

Para a prótese foi utilizado um torque de 10 N.cm, o mesmo utilizado por Spazzin et al. (2009), quando realizou um estudo para verificar a influência do desajuste vertical em próteses mandibulares implanto-retidas no torque de afrouxamento dos parafusos protéticos.

As tabelas 1 e 2 mostraram que todos os parafusos, mesmo os das próteses unidas a implantes diferentes, houve uma redução no torque reverso frente ao valor inicial de 10 N.cm.

A análise estatística da pesquisa pelo teste t de *Student* indicou a inexistência de diferença significativa no torque reverso entre os dois parafusos do grupo, nos três grupos. Quando comparados os valores de torque reverso dos parafusos protéticos na região de pré-molares de cada conjunto, a análise de variância a um critério indicou que não existiu diferença estatisticamente significativa entre os três grupos ( $p = 0,324$ ; tabela 4), porém, na região de molares, a análise de variância a um critério demonstrou que o tipo de conjunto influenciou de forma estatisticamente significativa nos valores de torque reverso dos parafusos protéticos ( $p = 0,019$ ). Nesta região, o teste de Tukey, revelou que os parafusos protéticos do conjunto CM - HE foi significativamente menor em relação àquele observado no conjunto com dois implantes de conexão de hexágono externo.

Como o objetivo da pesquisa era analisar se a união de sistema interferiria nos resultados, o fato de ocorrer diferença somente com relação ao molar e não ao pré-molar deve ser fruto de uma nova pesquisa.

Ao se analisar os resultados da perda de torque em relação ao torque inicial de 10 N.cm, e transformar o valor desta perda em porcentagem, verifica-se que a diferença em relação ao torque inicial é bem significativo, onde entre implantes CM a redução média dos parafusos foi de 34,5%. Entre os implantes HE a redução média foi de 29,5%, e a redução mais significativa foi observada nos parafusos das próteses onde havia a união entre dois sistemas (CM – HE), onde nos parafusos dos implantes CM a redução foi de 38% e entre parafusos sobre implantes HE a redução média foi de 46%.

A análise citada acima não foi computada como análise estatística porque não há como se aplicar testes estatísticos, mas os dados colhidos demonstram de forma simples e clara que a união de dois sistemas é mais favorável à soltura do parafuso da prótese quando comparadas às próteses com o mesmo sistema de conexão.

Um dado que chama a atenção é que se pegarmos a média dos valores de torque reverso do parafuso protético do implante CM do Grupo III (6,2), seu valor é menor que a média de qualquer um dos dois implantes CM do Grupo II (6,8 – 6,3), e se pegarmos a média de torque reverso do parafuso protético dos valores dos implantes HE do Grupo III (5,4), o seu valor é menor que a média de qualquer um dos dois implantes HE do Grupo I (7,2 – 6,9), dando a entender que a união entre sistemas é ruim para ambos.

A limitação de trabalhos científicos publicados nas bases de dados neste sentido dificulta a análise comparativa dos resultados. A quase totalidade dos trabalhos é feita utilizando próteses unitárias, e eventualmente algo diferente é encontrado, como citado por Goodacre et al. (1999), que realizaram um estudo para verificar complicações, entre elas o afrouxamento do parafuso da prótese, onde houve uma diferença na incidência de afrouxamento entre tipos de próteses, sendo a taxa mais

alta encontrada com coroas individuais seguidos por overdentures.

Para os estudos foram confeccionadas próteses parafusadas, que segundo Park et al. (2012) uma prótese parafusada é relativamente fácil de se usar, segura e efetiva, além de apresentar uma melhor retenção, mesmo com componentes curtos, pois eles podem ser facilmente recuperados quando necessário.

Segundo Kim et al. (2012), a perda de parafuso tem sido observada em todos os tipos de próteses, unitárias e múltiplas, ocorrendo com maior frequência com próteses unitárias (Guichet et al., 2002; Piermatti et al., 2006), apesar de que próteses implanto-suportadas múltiplas que não apresentem um encaixe perfeito, poderão criar tensões estáticas residuais, e sua magnitude depende da amplitude do desajuste, sugerindo que este estresse do residual estático poderia mudar o comportamento da junta parafusada quanto à sua estabilidade em próteses múltiplas quando comparada com implantes unitários, e profissionais ou pacientes não percebem o afrouxamento de um parafuso em prótese múltipla, o que implica em sobrecarga em um outro parafuso que também pode afrouxar (Spazzin et al., 2009, 2010).

Jorge et al. (2013) explicaram que apesar de próteses implanto-suportadas terem se mostrado eficientes, elas ainda estão sujeitas a falhas e complicações, sendo que estas complicações podem ser de ordem biológica ou mecânica, como afrouxamento do parafuso que conecta a prótese ao implante (Gratton et al., 2001; Spazzin et al., 2010; Barbosa et al., 2011; De Jesus Tavares et al., 2011; Fernandes et al., 2011; Jorge et al., 2013; Sahin, Ayyildiz, 2014)

Para Spazzin et al. (2010) e Bhering et al. (2013), o afrouxamento do parafuso por si só não é uma complicação, mas pode induzir complicações mais graves a outros componentes, como deslocamentos da prótese e, certamente, causar perda de função (Piermatti et al., 2006), motivo este que tornou atual e relevante a avaliação do desajuste e destorque dos parafusos protéticos (Bhering et al., 2013).

Weiss et al. (2000) realizaram um estudo com o objetivo de registrar mudanças nos valores de torque de abertura devido a vários fechamentos consecutivos em um torque constante, chegando à conclusão de que a abertura repetida e fechamento de parafusos de pilar de implante causa perda progressiva da retenção de torque com variações entre sistemas, provavelmente devido a uma diminuição do coeficiente de fricção entre os componentes de acoplamento. Diante disso, é aconselhável reduzir o número de ciclos de abertura/fecho em procedimentos clínicos e laboratoriais antes do aperto final para reduzir o risco de afrouxamento do parafuso.

A inexistência de diferença significativa no resultado das análises do teste t de *Student* pode estar relacionada ao fato de em todas as próteses terem sido confeccionadas sob o mesmo tipo de base protética, qual seja, pilares cônicos.

Caso, em uma nova pesquisa, venha a se comprovar que realmente próteses confeccionadas sobre o mesmo tipo de base protética, mesmo sendo instaladas



unindo sistemas diferentes de implantes, geram estabilidade, isso pode ser visto como uma solução para a estabilidade protética.

## Dos pilares protéticos

De Souza (2011) citou que em implantes dentários convencionais, o nível de torque aplicado para fixar o pilar ou intermediário ao implante é da ordem de 20 N.cm.

Ao analisarmos a tabela onde foram inseridos os valores de torque reverso dos Pilares Protéticos podemos observar que no Grupo I, em todas as amostras, o valor diminuiu, mas ficou proporcional entre os dois implantes; já na grande maioria das situações o valor de destorque dos implantes do Grupo II aumentou dos 20 N.cm iniciais, confirmando o que os autores chamam de fenômeno da solda fria neste tipo de sistema, mas também mantiveram um equilíbrio entre os dois implantes (tabelas 2, 3).

O estudo mostrou que para os pilares protéticos, quando houve combinação dos dois tipos de conexão, todos os pilares tiveram seus valores de torque reverso diminuídos quando comparados aos valores de torques iniciais e que o torque reverso foi significativamente menor no componente com conexão de hexágono externo. Especificamente, nos pilares assentados sobre a conexão de hexágono externo observou-se destorque 27% menor em relação àqueles sobre a conexão cone morse. Por outro lado, quando os dois implantes eram do mesmo tipo de conexão, seja de hexágono externo ou cone morse, não houve diferença significativa entre os valores de torque reverso nos dois componentes (tabela 3, gráfico 2).

Mas, o que chama atenção é que se pegarmos a média dos valores do implante CM do Grupo III (19,3), seu valor é menor que a média de qualquer um dos dois implantes CM do Grupo II (22,9 – 23,9), e se pegarmos a média dos valores dos implantes HE do Grupo III (14,1), o seu valor é menor que a média de qualquer um dos dois implantes HE do Grupo I (16,9 – 16,3), dando a entender que a união entre sistemas é ruim para ambos.

Ao se analisar os resultados em porcentagem da perda de torque em relação ao torque inicial de 20 N.cm, observa-se que no Grupo HE-HE houve uma redução média de 15%, já no Grupo CM-CM não houve perda, mas ganho de 16,5%, justificado por diversos autores como consequência da ocorrência da “solda fria” que ocorre neste tipo de sistema. Já para o Grupo CM-HE no sistema CM houve uma redução de 3,5%, indo no caminho oposto do Grupo onde haviam somente implantes tipo CM, e no sistema HE houve uma perda de 29,5%, também superando, e muito, o valor encontrado quando haviam somente conexões do tipo HE no grupo.

Ao analisarmos a colocação feita acima fica evidente que quanto à união dos

sistemas CM e HE, no que diz respeito aos pilares protéticos em uma reabilitação, é totalmente desfavorável.

A análise citada acima não foi computada como análise estatística porque não há como se aplicar testes estatísticos, mas os dados colhidos demonstram de forma simples e clara que a união de dois sistemas é mais favorável à soltura do pilar protético quando comparados aos pilares protéticos que estão unidos presos ao mesmo sistema de conexão.

Essa diferença de comportamento ocorreu talvez pela forma dos encaixes dos pilares protéticos nos implantes: base contra base para hexágono externo e cone Morse contra paredes cônicas internas dos implantes para o cone Morse, pois conforme Kitagawa et al. (2005), estudos comparativos têm mostrado que os implantes com conexões internas cônicas têm resistência superior ao afrouxamento de parafuso, quando comparados com implantes hexagonais externo, os quais tem demonstrado que podem permitir micro movimentos do pilar, causando, assim, instabilidade da articulação (Gracis et al., 2012), o que pode resultar no afrouxamento do parafuso do pilar ou mesmo fratura devido à fadiga (Byrne et al., 2006), mostrando que o tipo de interface pilar/implante está diretamente relacionado com a resistência do parafuso (Khraisat et al., 2002).

Ao realizar o teste de Tukey, para se comparar os valores de torque reverso do pilar protético na região de pré-molares, a análise de variância a um critério mostrou que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $p < 0,001$ ), sendo que os menores valores encontrados no conjunto hexágono externo – hexágono externo e no grupo em que houve implantes de conexão de cone morse associada a hexágono externo, sendo que os conjuntos mencionados (HE – HE e CM – HE) não diferiram si, enquanto os maiores valores de torque reverso ocorreram quando o conjunto possuía dois implantes de conexão cone morse (tabela 4).

Na região de molares, as comparações múltiplas do teste de Tukey evidenciaram que o menor torque reverso do pilar protético foi apresentado pelo grupo em que foram instalados implantes cone morse associado a hexágono externo. Este conjunto diferiu significativamente daquele possuindo dois implantes de hexágono externo, cujos valores de torque reverso foram estatisticamente maiores. Já no grupo com dois implantes de conexão cone morse, foram observados os maiores valores de torque reverso do parafuso do pilar protético (tabela 4).

De acordo com Steinebrunner et al. (2008), infelizmente, companhias de implantes não mostram dados específicos da relação de complicações de seus sistemas com especificamente o desenho da conexão entre o implante e o componente.

Estudos de Weiss et al. (2000), mostraram que a abertura repetida e fechamento de parafusos de pilar de implante causa perda progressiva da retenção de torque com

variações entre sistemas, provavelmente devido a uma diminuição do coeficiente de fricção entre os componentes de acoplamento. Diante disso, é aconselhável reduzir o número de ciclos de abertura / fechamento em procedimentos clínicos e laboratoriais antes do aperto final para reduzir o risco de afrouxamento do parafuso.

Enfim, mesmo com a limitação de publicações sobre o assunto específico desta pesquisa, o material resultante da pesquisa bibliográfica utilizado para embasar este estudo pôde mostrar que os resultados obtidos nesta pesquisa são um compilado de várias pesquisas sobre cada sistema individualmente, podendo agora as novas pesquisas sobre a união de sistemas terem uma base de discussão sobre o assunto.

Quanto aos questionamentos feitos no início da discussão, o presente trabalho conseguiu responder algumas delas, como a primeira, onde os estudos mostraram que a combinação de sistemas é menos favorável; e na terceira questão, onde a pesquisa mostrou que a longo prazo a união de sistemas é mais desfavorável, devendo o profissional buscar a melhor solução. Quanto aos demais questionamentos, novas pesquisas são necessárias.

Após os testes *in vitro* e a partir da análise dos resultados obtidos é possível concluir que:

- a. pela análise estatística, o torque reverso dos parafusos protéticos não foi significativamente afetado independente do tipo de conexão, porém, a análise de variância a um critério revelou que o valor do torque reverso dos parafusos protéticos do conjunto CM – HE foram afetados significativamente quando comparados os valores relacionados a implantes colocados na região dos molares.
- b. implantes com mesmo tipo de conexão, conectados entre si, não apresentaram diferença significativa entre os valores de torque reverso dos pilares protéticos monocomponentes.
- c. na combinação de dois tipos de conexão (CM – HE), houve diferença significativa pelo teste t de *Student* no torque reverso entre os dois pilares protéticos em relação aos valores de torque inicial, sendo significativamente menor no componente com conexão HE.
- d. comparações múltiplas do teste de Tukey apontaram diferença significativa quando da união dos sistemas (CM – HE) de forma negativa.

- Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002;15(1):38-42.
- Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011;106:266-271.
- Barbosa GS, Silva-Neto JP, Simamoto Júnior PC, Neves FD, Mattos MGC, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J*. 2011;22(1):51-5.
- Bergamin M, Sendick CL, Sendick WR, Nishida Y. Análise comparativa do grau de liberdade rotacional e da integridade física das conexões protéticas de diferentes implantes com hexágono interno. *ImplantNews*. 2009;6(3):251-8.
- Bezerra F. Hexágono externo, interno ou cone-morse: como escolher a melhor plataforma protética? São Paulo: Inpn; 2014 [citado 2016 ago 15]. Disponível em: <http://www.inpn.com.br/Materia/DiscussaoMerito/1258>
- Bhering CLB, Takahashi JMF, Luthi LF, Henriques GEP, Consani RLX, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw torque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand*. 2013;71:404-9.
- Binon P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent*. 1998;79:430-32.
- Binon P. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
- Binon P. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:48-63.
- Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech*. 2005;38(1):87-97.
- Bullen CE. Avaliação dos valores de destorque dos parafusos de titânio em pilares personalizáveis sobre implantes com hexágono externo: estudo in vitro [dissertação]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2012.
- Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont*. 2006;15(3):164-71.
- Cardoso L, Daroz LGD, Fragoso WS, Consani RLX, Mesquita MF, Henriques GEP. Influência De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2014, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

do desajuste marginal na força de destorque de parafusos protéticos. *Rev Odontol UNESP*. 2007;36(4):371-7.

De Jesus Tavares RR, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(1):16-21

De Lima Stevão EL. Implantes: hexágonos externo e interno – uma breve revisão. *ImplantNews*. 2005;2(6):570-1.

De Souza ME. Avaliação da distribuição de tensões em implantes com diferentes conexões implante-intermediários protéticos pela análise fotoelástica em cargas axiais [trabalho de conclusão de curso]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2011.

Dhingra A, Weiner S, Luke AC, Ricci JL. Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(3):661-9.

Dias RP, Padovan LEM, Hamata MM. Conexões implante-abutment. *Salusvita*. 2009;28(3):277-88.

Feitosa PCP. Estabilidade do parafuso do intermediário em implantes de conexão externa e interna, após ensaio de fadiga [dissertação]. Taubaté: Universidade de Taubaté; 2007.

Fernandes TROF, Gehrke AS, Merdegan FEC, De Bortoli Junior N, Tritto MA. Estudo comparativo do torque de remoção dos parafusos de conexão de pilares protéticos sobre implantes com conexão de hexágono interno e Cone Morse após ensaio de ciclagem mecânica. *J Health Sci Inst*. 2011;29(3):161-5.

Fortes RP, Kobayashi WC, Sendyk WR, Romão Junior W. Análise comparativa do afrouxamento de abutments conectados a implantes Cone-Morse, após ciclagem mecânica. *ImplantNews*. 2008;5(6):639-45.

Freitas CVS, Mello EDA, Mello GPS, Araújo CS, Mendes JA. Estudo comparativo das propriedades de conexões implante-abutment do tipo hexágono externo e Cone-Morse. *ImplantNews*. 2009;6(6):663-71.

Gehrke SA, Fernandes TROF, Mardegan FEC, Tritto MA, De Bortoli Junior N. Análise do torque de remoção em parafusos de componentes para implantes após ciclagem mecânica. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2011;65(5):346-52.

Gehrke SA, Navarro Alonso A, Rodriguez Martinez F, Fernandez Cejas E, Agundez Redaño M, et al. A comparative behavior of the implant/abutment junction of three different connections after mechanical load cycles. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27:161.

Gehrke SA, Shibl JA, Aramburú Junior AS, Val JEMS, Calvo-Girardo JL, Dedavid BA. Effects of diferente torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection. *Braz Oral*. 2016;30(1):e40

González RC, Shimizu RH, Hermann C, Sartori IAM. Efeito de diferentes níveis de torques na resistência ao destorque do parafuso e dos pilares de duas peças em junções conemorse. *Estudo in Vitro*. *ImplantNews*. 2014;11(4):444-50.

Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):537-52.

Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Steyern PVV, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. External connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl.6):202-16.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental

implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001;85:47-52.

Guichet DI, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):528-35.

Guimarães AG. Avaliação da influência da proporção coroa – implante no afrouxamento do parafuso protético mediante ao teste de ciclagem sob componentes hexágono externo e cone Morse [dissertação]. Campinas: Centro de Pesquisa Odontológica São Leopoldo Mandic; 2015.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(5):529-36.

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.

Jorge JRP, Barão VAR, Delben JÁ, Assunção 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 Implants.* 2013;28(2):415-22.

Junqueira MC, Ribeiro RF, Faria ACL, Macedo AP, Almeida RP. Screw loosening of diferente UCLA-type abutments after mechanical cycling. *Braz J Oral Sci.* 2013;12(3):228-32.

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

Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, Lee SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):42-47.

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

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20(3):254-61.

Mertz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-26.

Mizutani FS, Paterno Junior D, Bonfanti C. Fatores envolvidos no afrouxamento de parafusos em próteses sobre implantes. São Paulo: Implacil de Bartoli; 2015 [citado 2016 ago 15]. Disponível em <http://www.debortoli.com.br/detalheArtigo.asp?id=1730>

Neves FD, Carneiro TAPN, Prudente MS, Silva-Neto JP, Penatti MPA, Prado RA. Avaliação comparativa da microinfiltração bacteriológica na interface pilar/implante em implantes hexágono externo com torques de 10 e 20N.cm. *Rev Odontol Bras Central.* 2010;19(49).

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.

Okeson, JP. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. 7ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013:112.

Park SD, Lee Y, Kim YL, Yu SH, Bae JM, Cho HW. Microleakage of different sealing materials in access holes of internal connection implant systems. *J Prosthet Dent.* 2012;108:173-80.



- Pereira J, Morsch CS, Henriques B, Nascimento RM, Benfatti CAM, Silva FS, López-López J, et al. Removal Torque and Biofilm Accumulation at Two Dental Implant-Abutment Joints After Fatigue. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(4):813-9.
- Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An *In Vitro* analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent*. 2006;15(4):427-32.
- Pintinha M, Camarini ET, Sábio S, Pereira JR. Effect of mechanical loading on the removal torque of diferente types of tapered connection abutments for dental implants. *J Prosthet Dent*. 2013;110:383-8.
- Pohlmann CS. Avaliação prospectiva e subjetiva do comportamento ósseo de regiões reabilitadas com implantes cone Morse [monografia]. Curitiba: Instituto Lationa Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico; 2012.
- Sahin C, Ayyildiz S. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. *J Adv Prosthodont*. 2014;6:35-38.
- Sakamoto K, Homma S, Takanashi T, Takemoto S, Furuya Y, Yoshinari M, et al. Influence of eccentric cyclic loading on implant components: Comparison between external joint system and internal joint system. *Dent Mater J*. 2016;35(96):929-37.
- Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res*. 2000;11:156-8
- Silva EA. Influência do torque e da ciclagem mecânica na manutenção pré-carga e resistência à fratura de parafusos de retenção em diferentes junções parafusadas [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Paulista; 2016.
- Souza GAA. Uma metodologia para avaliação do parafuso pilar em implantes dentários usando fotoelasticidade automatizada [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2007.
- Spazzin AO, Farina AP, Luthi LF, Consani RLX, Mesquita MF. Torque de afrouxamento dos parafusos protéticos em próteses mandibulares implanto-retidas com diferentes níveis de desajustes. *UNOPAR Cient. Ciênc Biol Saúde*. 2009;11(1):5-8.
- Spazzin AO, Henriques GEP, Nóbilo MAA, Consani RLX, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two level of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J*. 2010;21(1):12-17.
- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implant Res*. 2008;19:1276-84.
- Tabuse HE, Corrêa CB, Vaz LG. Comportamento biomecânico do sistema prótese/implante em região anterior de maxila: análise pelo método de ciclagem mecânica. *Rev Odontol UNESP*. 2014 Jan-Feb;43(1): 46-51.
- Tioffi R, Gomes ÉA, Faria ACL, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of cyclic loading on the vertical microgap of long-span zircônia frameworks supported by 4 or 6 implants. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):828-33.
- Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000;84(2):194-9.
- Wuo AV. Mensuração do torque de desaperto do componente protético em conexão do tipo cone-morse em implantes dentários utilizando deposição de carbono sobre a superfície de atrito [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2008.

## ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA

*São Leopoldo Mandic  
Centro de Pesquisas Odontológicas  
Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê*



Campinas, 11 de Junho de 2015

Prezado(a) Aluno(a): Wellington Lima

O projeto abaixo descrito, apresentado ao respectivo Comitê de Ética, nesta Instituição, foi dispensado de ser submetido à análise, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial. Sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: 2015/0473

Data da entrega do Projeto: 09/06/2015

Data da Reunião do Comitê: 29/06/2015

Orientado pelo(a) Prof(a) Dr(a): Carlos Eduardo Francischone

Projeto: **RESSISTÊNCIA AO TORQUE REVERSO (DESTORQUE) DE PARAFUSOS PROTÉTICOS E PILARES PROTÉTICOS INSTALADOS SOBRE CONEXÕES DE HEXAGONO EXTERNO, CONE MORSE E COMBINAÇÕES DESSAS CONEXÕES.**

Cordialmente,

**Profa. Dra. Fernanda Lopes da Cunha**  
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

## SOBRE O AUTOR

**WELLINGTON LIMA** - nascido em Itapejara D'Oeste/Pr, em 29 de abril de 1976. Filho de Francisco Pereira de Lima e Lurdes Maria de Lima. Casado com Christiana, também Dentista, e pai de Benjamim, Cecília e Sofia. Graduado em Odontologia pela Universidade de Alfenas – UNIFENAS (Período de 1996 a 1999 na cidade de Alfenas/MG). Graduado em Direito pela Faculdade Mater Dei (Período de 2009 a 2013 na cidade de Pato Branco/PR). Especialização em Implantodontia na Associação Maringense de Odontologia – AMO (Período de 2003 a 2005 na cidade de Maringá/PR). Especialização em Odontologia do Trabalho no Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic – CPO SLMANDIC (Período de 2005 a 2006 na cidade de Campinas/SP). Especialização em Periodontia no Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic – CPO SLMANDIC (Período de 2010 a 2013 na cidade de Campinas/SP). Mestrado Profissionalizante em Periodontia no Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic – CPO SLMANDIC (Período de 2010 a 2013 na cidade de Campinas/SP). Doutorado em Implantodontia no Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic – CPO SLMANDIC (Período de 2014 a 2017 na cidade de Campinas/SP). Especialização em Direito Médico pela Faculdade Verbo Educacional – VERBOEDU (Período de 2017 a 2018). Atua desde o início de sua carreira profissional em consultório próprio, iniciando suas atividades na cidade de Quedas do Iguaçu/Pr, onde residiu e atuou do ano de 2000 até o final do ano de 2008, quando mudou-se para Pato Branco/PR. Nos anos de 2007 e 2008 atuou como cirurgião-dentista do Trabalho na Empresa ARAUPEL, na cidade de Quedas do Iguaçu/PR, atuando em um contingente de mais de 1.000 funcionários. Desde o ano de 2012 dedica-se a cursos de Graduação e Pós Graduação em Odontologia. Coordenador e Professor do Curso de Graduação em Odontologia do UNIDEP – Centro Universitário de Pato Branco. Professor no curso de Especialização em Implantodontia na BIONEP – Núcleo Educacional do Paraná, na cidade de Pato Branco/PR. Sócio-proprietário do escritório de advocacia “Fazolo, Carletto e Lima Advogados Associados”, onde atua em questões envolvendo a área de Saúde. Presidente da Associação Brasileira de Odontologia – ABO, Subseção Pato Branco, no biênio 2019/2020. O trabalho que deu origem a esta obra foi a Tese de Doutorado em Implantodontia, trabalho desenvolvido com a orientação do renomado professor Carlos Eduardo Francischone.

 **Atena**  
Editora

**2 0 2 0**