

RENNAN CARVALHO PAIM

AVALIAÇÃO DO TORQUE DE AFROUXAMENTO DO PARAFUSO DO
PILAR SOBRE IMPLANTES DE TITÂNIO GRAU 4 HARD®.

Campo Grande / MS

2017

RENNAN CARVALHO PAIM

AVALIAÇÃO DO TORQUE DE AFROUXAMENTO DO PARAFUSO DO
PILAR SOBRE IMPLANTES DE TITÂNIO GRAU 4 HARD®.

Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de mestre.

Orientador: Prof. Dr. Elizeu Insaurralde

Campo Grande / MS

2017

RENNAN CARVALHO PAIM

**AVALIAÇÃO DO TORQUE DE AFROUXAMENTO DO PARAFUSO DO
PILAR SOBRE IMPLANTES DE TITÂNIO GRAU 4 HARD®.**

Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de mestre.

Resultado _____(preenchido pela banca: Aprovado/Reprovado)

Campo Grande (MS), _____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Elizeu Insauralde
Instituição: Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho
Instituição: Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

Prof. Dr. Alan Kalife Coelho
Instituição: Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

AGRADECIMENTOS

Agradeço, solenemente, a meus pais por todo apoio e zelo diário e incondicional e, acima de tudo, pelo exemplo de honestidade, idoneidade e retidão de caráter.

Agradeço a meu orientador, professor Dr. Elizeu Insaurralde, não apenas pelas orientações científicas, mas também pela amizade construída e fortalecida durante nossa trajetória.

Agradeço ao meu co-orientador, professor Dr. Túlio Kalife Coelho, por toda a dedicação no delineamento e execução desse trabalho.

Agradeço a cada um de meus colegas do programa, lembrando saudosamente de nossa jornada.

Agradeço à Faculdade de Odontologia e a todos seus professores e funcionário pela concessão de sua estrutura, seu apoio e seu sempre notável acolhimento.

Agradeço à Capes pelo apoio em forma de bolsa científica, que torna possível a dedicação de jovens estudantes à ciência, mesmo em tempos de crise.

Agradeço, por fim, à Conexão sistemas de prótese, pelo apoio para este trabalho na forma de cessão de parte dos materiais utilizados no experimento.

RESUMO

Paim RC. Avaliação do torque de afrouxamento do parafuso do pilar sobre implantes de titânio grau 4 Hard®. Campo Grande; 2017. [Dissertação – Programa de Pós-graduação em odontologia/UFMS]

A osseointegração trouxe uma profunda mudança na odontologia, sendo muito bem fundamentada e consolidada atualmente. A busca contemporânea por melhorias dentro da especialidade tem se direcionado para a longevidade e previsibilidade dos tratamentos envolvendo implantes. Uma das vertentes científicas é voltada ao melhoramento da matéria prima desses implantes, objetivando melhorias mecânicas, o que resulta em novos produtos, como os implantes de titânio grau 4 Hard®. O presente estudo teve por objetivo a mensuração da manutenção do torque do parafuso do pilar sobre implantes de Ti cp4 Hard®. O experimento foi composto por 3 grupos: G1 - Implantes hexágono externo Ti grau 4 (n=10); G2 - Implantes hexágono externo Ti grau 4 Hard® (n=10); G3 – Implantes cone morse Ti grau 4 Hard® (n=10). Todos receberam coroas simuladas aparafusadas e foram submetidos a ciclagem termo-mecânica. Ao fim dos testes, os parafusos foram afrouxados e seus torques aferidos. Os resultados demonstraram que todos os grupos tiveram perda significativa de torque (teste *t-student* pareado, $p<0,001$). Ainda, após a ciclagem os torques aferidos nos grupos G1 e G3 foram menores que aquele observado no grupo G2 (teste ANOVA de uma via, $p<0,001$; pós-teste de Tukey, $p<0,05$). Dessa forma, pode-se concluir que o grupo G2 teve uma maior capacidade de manutenção da pré-carga, mesmo frente ao grupo G3, composto por implantes de plataforma cone Morse.

Descritores: Prótese Dentária Fixada por Implante, Falha de Prótese Dentária, Ligas.

ABSTRACT

The osseointegration has brought a distinguished change in dentistry, being well known and consolidated today. The contemporary search for improvements within the specialty has been directed towards the longevity and predictability of treatments involving implants. One of the scientific fields focuses on the improvement of the raw material of these implants, aiming at mechanical improvements, which results in new products, such as Hard® implants. The objective of this present study was to measure the maintenance of the screw torque of the abutment screw on Ti cp4 Hard implants. The experiment was composed of 3 groups: G1 - External hexagon implants Ti grade 4 (n = 10); G2 - External hexagon implants Ti grade 4 Hard (n = 10); G3 - Morse taper implants Ti grade 4 Hard® (n = 10). All of them received simulated crowns screwed and were submitted to thermo-mechanical cycling. At the end of the tests, the screws were loosened and their torque checked. The results showed that all groups had a significant loss of torque (paired t-student test, $p < 0.001$). Also, after cycling, the measured torques in groups G1 and G3 were lower than those observed in group G2 (one-way ANOVA test, $p < 0.001$; Tukey post-test, $p < 0.05$). This way, it can be concluded that the G2 group had a greater pre-load maintenance capacity, even in comparison to the G3 group, composed of Morse taper implants.

Key-words: Dental prosthesis implant supported, dental restoration failure, alloys

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resultados referentes ao torque de apertamento e de afrouxamento, bem como da perda entre estes dois momentos, em cada grupo experimental.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Gráfico apresentando a perda de torque entre o momento do apertamento e aquele do afrouxamento, em cada grupo experimental.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

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

LISTA DE SÍMBOLOS

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

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 Plataformas protéticas e manutenção de pré-carga	14
2.2 Titânio e suas aplicações na odontologia	18
3 OBJETIVOS	25
3.1 Gerais	25
3.2 Específicos	25
4 MATERIAIS E MÉTODOS	26
5 RESULTADOS	28
6 DISCUSSÃO	30
7 CONCLUSÕES	36
REFERÊNCIAS	37
APÊNDICE	

1 INTRODUÇÃO

O advento dos implantes osseointegráveis trouxe uma profunda mudança no paradigma da odontologia, saindo-se de um modelo de reposição dentária baseada em próteses dento e mucosuportadas. Esse novo recurso possibilitou reabilitações implanto suportadas parciais e totais, contemplando diversos sítios anatômicos, tanto em mandíbula quanto em maxila.

Logo com a descoberta da osseointegração, houve um levante de pesquisas que focavam a interface implante/osso, a osseointegração propriamente dita. Após décadas de pesquisas e aplicações clínicas, houve um incontestável aumento do conhecimento técnico e científico em torno dos implantes, assim como melhorias de tecnologia de produção, levando o tratamento com implantes a uma taxa de sucesso superior à 90% (MELEO et al., 2012).

Tal aporte científico tornou o princípio da osseointegração muito bem fundamentado e consolidado, fazendo com que a busca por melhorias na especialidade redirecionasse seu foco para a longevidade e previsibilidade desses tratamentos. Para tal, busca-se solucionar problemas, falhas e questionamentos pontuais (TAYLOR e AGAR, 2002).

Em se tratando das falhas em implantodontia, essas podem ser classificadas basicamente como biológicas ou mecânicas. Aquelas de cunho biológico se referem, comumente, a peri-implantite, afetando as estruturas óssea e mole. Já as mecânicas tendem a envolver o nível de adaptação e a distribuição de forças no sistema prótese-parafuso-implante (BURGUETE et al., 1994).

A ligação entre implante e componente protético se dá por um parafuso, cuja estabilidade é conferida pela força de união que provem do alongamento desse parafuso no interior do implante durante seu apertamento, promovendo, por sua vez, atrito das roscas do parafuso com as roscas internas do implante. Esse fenômeno é chamado de pré-carga (McGLUMPHY et al., 1998).

Dentre as falhas mecânicas em implantodontia, uma das mais frequentes, segundo descrito na literatura, tanto clássica quanto atual, é justamente a que envolve o afrouxamento do parafuso do pilar (BINON, 1994; SAKAGUCHI e BORGERSEN,

1995; DE-BOEVER et al., 2006; THEOHARIDOU et al., 2008), chegando a incidência de até 57% dentre as falhas mecânicas para implantes de conexão externa (JEMT, LEKHOLM e GRONDAHL, 1990; PJETURSSON et al., 2007).

Diversos fatores podem causar o afrouxamento do parafuso do pilar e, conseqüentemente, a perda da pré-carga, dentre eles estão cargas aplicadas externamente, que produzem pressão sobre a cabeça do parafuso, reduzindo a fricção que o estabiliza. Há, também, cargas funcionais oclusais, axiais e não axiais, advindas da mastigação, que atuam sobre as restaurações podendo provocar micro movimentação dos pilares, induzindo a perda da pré-carga (BINON, 1994).

Outro fator preponderante está associado ao desenho geométrico, área de contato e precisão da adaptação dos componentes, que auxilia na distribuição de forças, pois sabe-se que quanto maior o contato entre pilar/implante, mais o parafuso suporta cargas, apresentando melhor manutenção de torque (BINON, 2000).

Com isso, dentre as plataformas protéticas mais difundidas, hexagonais internas, externas e cônicas, destacam-se as de conexões internas ao implante, que têm apresentado resultados mecânicos de estabilidade melhores que os sistemas de conexão externa (MÖLLERSTEN et al., 1997; KHRAISAT et al., 2002), principalmente as conexões tipo Morse (KITAGAWA et al., 2005; ERNEKLINT et al., 2006; CHUN et al., 2006; MAEDA et al., 2006).

Além das modificações relacionadas a plataforma protética, há também uma vertente de pesquisas voltada ao melhoramento da matéria prima da confecção dos implantes; o titânio. O intuito principal é a melhoria das propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro (Ti cp), de forma a obter um aumento de dureza, resistência a torção e outras características mecânicas (ELIAS et al. 2013b).

A ASTM classifica o titânio para aplicações médicas em 4 graus de pureza (Ti grau 1-4), não havendo componentes de liga em sua composição. Classifica, ainda, uma liga de titânio (Ti-6Al-4V), também conhecida como titânio grau 5 (Ti grau 5) (ASTM, 2008a; 2008b). Os componentes de liga, presentes no Ti grau 5, conferem-lhe propriedades mecânicas superiores ao Ti cp 1-4, havendo uma predileção pelo seu uso na área da saúde para a produção de implantes de forma geral, incluindo os ortopédicos (Bauer et al.; 2013).

Apesar de sua superioridade mecânica, o Ti grau 5 apresenta problemas de compatibilidade biológica, quando se considera implantações de longo prazo. Isso ocorre devido a liberação de compostos altamente tóxicos por parte desse material, como o vanádio e o alumínio (GEPREEL E NIINOMI; 2013). Soma-se a isso uma necessidade recorrente de avanços tecnológicos, em prol de melhorias de matéria prima, técnicas de manuseio do titânio, simplificação da produção de implantes, redução de custos com maquinário e aumento na eficiência de seu uso (JORGE E COLABORADORES; 2013a).

Com base nos dois aspectos expostos no parágrafo anterior, Biléssimo et al. (2012) apontaram que é possível produzir pequenas peças de titânio, como implantes, através da extrusão à frio de Ti grau 4. Essa técnica permite uma simplificação de produção e melhoria de propriedades mecânicas do Ti cp4. As vantagens em potencial de um titânio melhorado mecanicamente seriam quanto a confecção de implantes de menor diâmetro, mini-implantes e parafusos. Essa redução no diâmetro dos implantes possibilitaria a resolução de casos complexos, nos quais haja leito ósseo reduzido ou severamente reabsorvido (ELIAS et al.; 2013a).

Essa abordagem do Ti cp4 foi explorada até culminar no desenvolvimento de um implante de Ti cp4 de alta dureza, denominado Hard® (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo). A esses implantes são creditados testes mecânicos com resultados muito próximos daqueles obtidos com Ti grau 5, inibindo-se os dissabores de íons tóxicos, inerentes aos componentes de liga. A substituição do titânio grau 5 pelo Hard®, na produção de implantes, tem sido mais e mais defendida pelos trabalhos científicos atuais (Jorge et al., 2013b; Jorge et al., 2015).

Contudo, a inter-relação pilar/parafuso/plataforma desses implantes ainda carece de estudos, de forma a elucidar seu comportamento quando em função, corroborando para uma maior previsibilidade de seu uso e aprimoramento na longevidade dos tratamentos. Assim, o objetivo desse estudo foi mensurar a manutenção do torque de apertamento do parafuso do pilar sobre implantes Hard®.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.2 Titânio e suas aplicações na odontologia

O titânio é apresentado na tabela periódica com o número 22, tendo um peso atômico de 47,88. É considerado um metal altamente reativo, formando uma camada persistente de óxidos, que contribui para interações eletroquímicas. É o nono elemento mais abundante na natureza, tendo sido descoberto por Wilhelm Gregor, em 1791. A ASTM (American Society for Testing and Materials) reconhece 4 graus de pureza para o titânio, sendo que o módulo de elasticidade de todos se mantém em torno de 102 a 104 GPa, enquanto o de dureza aumenta de 170 MPa até 483 MPa. Ambas as propriedades são importantes quando se considera a escolha de material para um implante, contudo, a escolha só é acertada quando o profissional é conhecedor da propriedade de todos os materiais disponíveis (McCracken, 1999).

Muitas das propriedades físicas e mecânicas do titânio o tornam apetente para a aplicação como matéria prima de implantes e próteses, foi o que apontaram Gosavi e colaboradores (2013). Segundo os autores, de todas as suas propriedades, a biocompatibilidade é a principal para a aplicação em odontologia. Essa compatibilidade é baseada na formação de uma camada de óxido (TiO_2), que promove um efeito protetor devido ao isolamento do metal, fazendo com que não seja reconhecido como corpo-estranho. Essa mesma camada colabora para a ótima resistência a corrosão do titânio frente aos fluidos corpóreos. Os autores destacaram ainda a baixa toxicidade do material e as favoráveis características mecânicas, concluindo que o titânio é um material singularmente adequado para a confecção dos implantes dentários.

Em um trabalho a respeito da osseointegração, Branemark (1983) revisou a literatura sobre as pesquisas que embasaram esse conceito. O autor iniciou sua revisão citando a descoberta da interação osso/titânio, obtidas a partir de um trabalho de meados dos anos 60, que investigou propriedades do osso e sua cicatrização. Nesse trabalho, câmaras de titânio não puderam ser removidas do osso de coelhos devido a íntima cicatrização. Na sequência o autor mencionou trabalhos posteriores à

essas descobertas, que investigaram a resistência dessa integração osso/titânio em mandíbulas e tíbias de cachorros. O autor memorou que uma linha de pesquisas subsequente iniciou a aplicação desse conceito (osseointegração) em cães, realizando a reposição dentária por implantes em forma de parafuso. Após mais alguns estudos *in vivo*, não humano, o autor assinalou o início das pesquisas em humanos e, após o desfecho de diversos estudos, houve a conclusão de que era viável a aplicação dos princípios da osseointegração em humanos. O primeiro paciente edêntulo fora operado em 1965, data a partir da qual se iniciou um refinamento nos conhecimentos técnicos dos procedimentos cirúrgicos, segundo o próprio autor. Por fim, o autor indicou possíveis aplicações extra-orais dos dispositivos de titânio, incluindo diversas áreas da saúde e especialidades médicas.

A Sociedade Americana para Testes de Materiais (ASTM – American Association for Testing Materials) descreve e padroniza o titânio não liga (comercialmente puro) para aplicações na área da saúde em sua normativa F67. A entidade descreve 4 graus de pureza diferentes para o titânio, que variam conforme a quantidade máxima de outros componentes químicos intersticiais, sendo eles: nitrogênio, carbono, hidrogênio, ferro e oxigênio. Segundo os testes descritos no documento F67, a dureza e a resistência a torção do titânio aumentam gradativa partindo do grau 1 (170 Mpa e 240 Mpa respectivamente) até o grau 4 (483 Mpa e 550 Mpa respectivamente). A normativa descreve ainda quais testes devem ser realizados com o titânio para sua correta caracterização, bem como a correta maneira de se realizar tais testes (ASTM, 2008a).

A normativa F136, da ASTM, descreve o titânio de liga extra baixa (Ti-6Al-4V) para aplicações na área da saúde, também chamado de titânio grau 5. Após descrever técnicas de obtenção e testes de caracterização, a normativa expõe a composição química da liga, composta pelos mesmos elementos presentes no titânio comercialmente puro (nitrogênio, carbono, hidrogênio, ferro e oxigênio) acrescida de vanádio e alumínio. As diferenças de composição aumentam a leitura das propriedades de dureza (795 Mpa) e resistência a torção (860 Mpa) (ASTM, 2008b).

Bauer et al. (2013) promoveram uma vasta revisão da literatura, compilando diversas informações a respeito dos vários materiais disponíveis para a confecção de implantes na área da saúde. Os autores descreveram metais, cerâmicas e polímeros

com aplicações possíveis para a saúde, assim como uma listagem de características de dureza, ductilidade, torção, superfícies e outras. Em sua compilação, contemplaram também o titânio, discorrendo sobre o comercialmente puro (grau 1-4) e a liga Ti-6Al-4V (grau 5). Os autores apontam que o titânio é o material mais utilizado no mundo para a fabricação de implantes (incluindo ortopédicos), havendo uma preferência no uso da liga grau 5 devido as suas propriedades mecânicas superiores às do grau 1-4.

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

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

O desenvolvimento de uma técnica para a extrusão a frio de implantes dentários foi o objetivo de Biléssimo e colaboradores (2012). Os autores realizaram adaptações em uma máquina de ensaios universal (EMIC DL10000), de forma a

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

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

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

2.1 Plataformas protéticas e manutenção de pré-carga

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

Öhrnell e colaboradores (1988) propuseram uma técnica cirúrgica modificada, bem como uma abordagem protética, direcionadas a resolução de casos de reposição dentária unitária utilizando-se implantes osseointegráveis *ad modum* Branemark. Em seu trabalho, descreveram a técnica cirúrgica de duas etapas para a instalação de um implante unitário tipo HE (hexágono externo), com posterior reabertura e cicatrização de tecidos moles com seis meses. Como um dos resultados de seu trabalho, os autores apontaram que a utilização de implantes e “*abutments*” convencionais (altura do hexágono externo de 0,7 mm) para a reabilitação de um dente único traria frequentemente o mesmo problema, o afrouxamento do parafuso do componente protético e eventual rotação da coroa. Para sanar essa problemática, os autores propuseram a modificação do design dos implantes e componentes, aumentando a altura do hexágono externo do implante de 0,7 mm para 1,2 mm, concluindo que, assim, seria possível evitar o problema da perda do parafuso do “*abutment*”.

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

Breeding e colaboradores (1993) conduziram uma pesquisa a respeito do afrouxamento de parafusos protéticos de reabilitações unitárias após função simulada. Para tal, utilizaram 30 implantes, tendo 10 representantes de cada marca comercial, um com conexão hexagonal interna, um com conexão HE e um com conexão octogonal interna. Cada grupo foi novamente dividido em dois, sendo associado a um deles um cimento (Ceka Bond[®], Preat, San Mateo, CA) para auxiliar a fixação do parafuso do “*abutment*”. A montagem dos implantes com seus respectivos pilares e coroas simuladas foi realizada com torque fixo de 22.6 N/cm. Os espécimes foram levados a ciclagem mecânica por três períodos diferentes, equivalendo a um, três e seis meses de uso em boca, em seguida foram afrouxados e os valores de afrouxamento anotados. Em seus resultados, os autores apontaram redução no torque de desaperto do parafuso protético para todos os grupos, sem, contudo, haver diferença significativa em relação ao período simulado no teste. Concluíram que a associação do adesivo ao parafuso foi positiva apenas para o grupo hexágono interno.

Descrevendo um novo sistema de implantes desenvolvido pelo Grupo internacional para implantodontia (sigla do inglês: ITI – International team for implantology) e produzido pelo Instituto Straumann (Institut Straumann AG Hockertstrasse Waidenburg, Switzerland), Sutter e colaboradores (1993) apresentaram um implante com plataforma composta por um componente instalado internamente ao

implante, com parafuso passante de 2 mm de diâmetro para fixação no interior do implante e paredes internas divergentes em oito graus no sentido cervical do implante, resultando em um sistema cone-parafuso que foi comparado ao sistema convencional da mesma empresa (apenas parafuso). O sistema cone-parafuso apresentou ajuste friccional, eliminando risco de rotação e desaperto do sistema, similar ao sistema Morse, que apresenta angulação de paredes de dois a quatro graus. Ainda, o torque necessário para desaperto do componente foi de 10 a 15% maior do que no momento do aperto, enquanto o sistema convencional apresentou redução de 10%, revelando uma superioridade do sistema cone-parafuso de pelo menos 20%.

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

Binon (2000) realizou uma revisão abordando os implantes osseointegráveis e seus componentes protéticos em relação a sua evolução, opções comercialmente disponíveis e expectativas para o novo milênio. O autor iniciou seu trabalho enumerando marcas comerciais e número de design de implantes, tipos de superfície, formato do corpo, diâmetros disponíveis, comprimentos, plataformas, número de componentes protéticos, material de composição dos implantes entre outras informações. Na sequência tratou da interface implante/pilar, pontuando que há dois grandes grupos de implantes; aqueles cuja conexão da interface se faz internamente ao implante, e aqueles cuja conexão ocorre externamente. A respeito dos

componentes protéticos, o autor versou que os implantes foram concebidos inicialmente para a reabilitação de pacientes desdentados totais, sendo que, após a transposição desse conceito para a resolução de outros casos, houve uma expansão significativa no número e diversidade de “*abutments*” disponíveis, o que finda em tornar a seleção dos componentes mais desafiadora. Em uma análise crítica da relação implante/*abutment*, o autor menciona a importância da geometria dos componentes devido a sua influência na força e estabilidade da união, assim como no posicionamento da peça e resistência rotacional. Adiante, o autor refere-se ao vasto relato acerca das plataformas hexágono externo, destacando que a aplicação desse tipo de plataforma em reabilitações parciais e unitárias culmina em um maior índice de desaperto do parafuso protético. O autor apontou vários esforços de empresas e pesquisadores para se melhorar as propriedades da plataforma HE, mas a evolução natural da implantodontia resultou no desenvolvimento de novas plataforma, com ênfase as conexões cônicas. Características superiores dos implantes de plataforma cônica são salientadas em seguida, dentre elas: distribuição de carga lateral, proteção ao parafuso protético, engajamento interno maior entre implante e componente, selamento microbiológico e outros. Em conclusão, foi citado que a evolução da implantodontia tem se voltado para o desenvolvimento de componentes protéticos, mas com o apelo de que esse desenvolvimento se dê em prol de resultados científicos e não avides comercial.

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

Um estudo objetivou a investigação do resultado de forças cíclicas laterais no afrouxamento do parafuso do “*abutment*” sobre implantes HE. Para tal, os autores utilizaram 15 implantes *ad modum* Branemark, divididos em 3 grupos, utilizando o

componente protético CeraOne® (Nobel Biocare AB) e coroas simuladas cimentadas. Os componentes receberam o torque recomendado pelo fabricante (32 N/cm), tendo um reaperto com 10 minutos. Um grupo foi utilizado como controle, sem ciclagem, enquanto dois grupos foram ciclados mecanicamente com carga máxima de 50 N por 1.0×10^6 vezes, sendo um com ponto de aplicação central (A) e outro desviado em quatro milímetros (B). Dentre os resultados obtidos, notou-se que houve deformação dos componentes do grupo B, inclusive no sentido rotacional, promovendo maior travamento com o hexágono do implante, o que levou a perda menor da pré-carga menos que do grupo A. Essa constatação formou um forte indício de que o hexágono da plataforma do implante tem importante papel na dissipação de forças oclusais. Ainda foi notada a diminuição dos valores de pré-carga no instante pós-ciclagem, tendo esse achado creditado a micro movimentações do “*abutment*”, contudo os autores citam uma significativa necessidade de estudos com número de ciclos e amostras maiores, pois as forças oclusais são muito complexas e diferenças microscópicas na superfície dos parafusos os tornam diferentes uns dos outros, ainda que de um mesmo fabricante (KHRAISAT et al., 2004).

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

A integridade da plataforma de implantes de hexágono externo foi o objetivo de Davi e colaboradores (2008). Utilizaram implantes da marca Neodent®, realizando a comparação de dois sistemas de instalação cirúrgico; com montador (torque externo - TE) e com chave de instalação de torque interno (TI). Cada grupo foi composto por 10 implantes, instalados com torques progressivos de 45, 60 e 80 N/cm, tendo aferidos previamente e posteriormente os ângulos de liberdade rotacional e medidas dos

hexágonos. Para aferição dos ângulos utilizou-se um medidor próprio da empresa fabricante dos implantes. As distâncias entre os vértices do hexágono também foram utilizadas para avaliar a sua integridade, sendo aferidas com microscópio óptico (Carl Zeiss®, Jena/Alemanha), com uma ampliação de 20 vezes. Em seus resultados, os autores citam não haver diferença significativa entre os ângulos dos implantes sem torque ($TE = 3,308 \pm 0,406^\circ$ e $TI = 3,298 \pm 0,168^\circ$) e após aplicação de um torque de 45 N/cm ($TE = 3,274 \pm 0,380^\circ$ e $TI = 3,309 \pm 0,220^\circ$). Porém, para o grupo de torque 60 N/cm houve diferenças significativa ($TE = 4,029 \pm 0,544^\circ$ e $TI = 3,405 \pm 0,197^\circ$). Para o grupo de torque de 80 N/cm, os implantes TI apresentaram valores de $3,387 \pm 0,215^\circ$, e os TE deformaram à ponto de inviabilizar a leitura.

Em uma revisão sistemática, Theoharidou e colaboradores (2008) buscaram identificar a relação do insucesso protético por desaperto do parafuso do “abutment” com o tipo de conexão. Destarte, partiram de 1526 títulos, findando na inclusão final de 27, sendo 12 abordando as conexões externas e 15 as conexões internas. Conquanto, nenhuma pesquisa comparou a taxa de insucesso de conexões internas e externas, nem a influência da localização antero-posterior no desempenho das restaurações. Como resultados os autores pontuaram que, após 3 anos, a taxa de sucesso dos sistemas é similar (conexões externas = 97,3%, e conexões internas = 97,6%), sugerindo que alterações na geometria não influenciam a estabilidade, desde que um componente antirrotacional e a pré-carga do parafuso sejam devidamente empregadas.

Kwon et al. (2009) avaliaram a influência de torques de 45 N/cm e 100 N/cm na liberdade rotacional conjunto pilar protético sobre três conexões diferentes de implantes, sendo hexágono interno (Xive - Friadent®, Mannheim/Germany); cônico com indexador octagonal (Magicgrip - Warantec®, Seoul/Korea) e hexagonal externo (MF - Dentium®, Seoul/Korea). As medidas foram realizadas com um aferidor desenvolvido pelo “College of Dentistry” (Yonsei University, Seoul/Korea) antes e após a aplicação dos torques. Os resultados obtidos antes e após o torque de 45 e 100 N/cm foram respectivamente: Xive ($1,78^\circ \pm 0,18^\circ / 2,34^\circ \pm 0,21^\circ / 3,04^\circ \pm 0,30^\circ$), Margcgrip ($2,50^\circ \pm 0,10^\circ / 2,56^\circ \pm 0,05^\circ / 2,58^\circ \pm 0,08^\circ$), MF ($5,34^\circ \pm 0,18^\circ / 5,60^\circ \pm 0,27^\circ / 5,98^\circ \pm 0,28^\circ$). Os autores concluíram que a aplicação de 45 N/cm e 100 N/cm para o grupo de implantes MF promoveu liberdade rotacional acima de 5 graus, enquanto os outros dois apenas 3 graus. Quando analisada a liberdade entre implantes e suas respectivas

chaves, MF e Xive mantiveram as medidas em torno de 5 e 3 graus, respectivamente; enquanto o grupo Magicgrip apresentou quase 8 graus de liberdade após aplicação de 100 N/cm. Por fim a aplicação de até 45 N/cm promoveu menos de um grau de aumento de rotação para todos os grupos, e de 45 N/cm a 100 N/cm aumentou de forma não significativa.

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

Uma revisão sistemática buscou identificar as taxas de insucesso de próteses fixas implanto-suportadas em pacientes edêntulos. Para tal, foram coletados dados contemplando o período de 1990 até 2008, havendo uma inclusão final de 19 artigos, de um universo inicial de 8216. Por resultado, os autores apresentaram um total de 998 próteses fixas sobre implante, analisadas por um período variável de 5 a 23 anos. A maioria dos implantes estava alocado em mandíbula, com plataforma tipo hexágono externo. Os achados se seguem, revelando que, após 15 anos, 66,6% das restaurações denotavam falhas no revestimento cerâmico. O segundo insucesso mais comum foi desaperto do parafuso do “*abutment*”, sendo de 13,4% em pilares e 15% nas estruturas protéticas. Logo após, a fratura do parafuso ocorreu em 6,3% dos casos, com maior frequência em conexões hexagonais externas. Por conclusão, expõe-se que desapertos de parafuso podem estar ligados a carga oclusal excessiva, parafunções, deformação do parafuso durante o aperto, interferências oclusais, e excesso de “*cantilever*” (BOZINI et al., 2011).

3 OBJETIVOS

3.1 Gerais

-Mensurar o torque de desaperto do parafuso do pilar protético de implantes de Ti grau 4 Hard®.

3.2 Específicos

- Comparar o torque de desaperto do parafuso do pilar protético sobre implantes hexágono externo (HE) de Ti grau 4 Vs. HE Ti grau 4 Hard® e implantes HE Ti grau 4 Hard® Vs. implantes cone Morse Ti grau 4 Hard®.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O experimento deste estudo foi composto por 30 implantes de 3,75 mm x 10 mm, separados em 3 grupos de 10 implantes cada, sendo eles: Grupo 1 (G1) - Implantes de Ti cp4 e hexágono externo; Grupo 2 (G2) - Implantes tipo Hard® (Ti cp4 Hard®) e hexágono externo; Grupo 3 (G3) – Implantes cone Morse, tipo Hard® (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo).

Os implantes foram inseridos perpendicularmente à superfície de uma das extremidades de cilindros de resina acrílica, que tinham 25 mm de diâmetro, padronizados com uso de canos hidráulicos de policloreto de vinil (PVC). O torque de instalação foi de 60N/cm para os implantes com plataforma cone Morse e 45N/cm para os implantes com plataforma hexágono externo, conforme orientações do fabricante. Todos os implantes foram instalados de maneira que suas plataformas protéticas ficassem no mesmo nível do cilindro.

Os orifícios para inserção dos implantes foram realizados previamente e paralelos o ao longo eixo dos cilindros, com uso de uma perfuratriz de bancada (FSB 16 Torq - Schulz® S.A., Joinville/SC) e uma sequência de broca multimaterial de 2,0 e 3,0 mm (IW46855 - Irwin®, São Paulo/SP), sem irrigação, de forma que os implantes ficassem instalados paralelamente aos pistões da máquina de ciclagem mecânica.

Após essa etapa, foram confeccionadas estruturas para a simulação das coroas dos dentes. Para tal, foram utilizados componentes tipo Ucla, com medida de plataforma de 4.1 mm, cinta metálica de Cromo-cobalto (Cr-Co) e indexador hexagonal (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo) para os implantes HE. Para os implantes CM foram utilizadas Uclas do sistema Morse indexado, com base de Cr-Co medindo 3.5 mm (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo). Essas Uclas foram fundidas com liga de Cr-Co (HighBond biomaterials technology – Indaiatuba, São Paulo) sendo o formato final das coroas cilíndrico, com oito milímetros de altura e quatro milímetros de largura.

As coroas simuladas foram aparafusadas sobre os implantes com parafusos correspondentes ao sistema de cada uma, sendo: grupos G1 e G2 - parafusos hexagonais de titânio MS3,75/4,0 (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo);

grupo G3 – parafusos de titânio NP para pilares (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo). Todos receberam um torque de apertamento de 30N/cm, conforme orientações do fabricante, tendo um reaperto com mesmo torque após dez minutos, todos realizados por um mesmo operador, com auxílio de um torquímetro manual sem usos prévios (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo). Cada conjunto composto por cilindro de resina, implante e coroa representou um corpo-de-prova (CDP).

Esses corpos-de-prova foram levados ao teste de ciclagem térmica, com uso de uma termocicladora Termocycle® (Biopdi, São Carlos/SP), sendo submetidos a uma amplitude térmica de 5°C até 55°C, sendo 20 segundos (s) a 5°C, 20 segundo a 37°C e 20 segundos a 55°C, num total de 10000 repetições. Logo após a ciclagem térmica, os corpos de prova foram levados à uma cicladora mecânica Biocycle® V2 (Biopdi, São Carlos/SP), sendo submetidos ao teste de fadiga mecânica, no qual passaram por 500.000 ciclos regulares, com frequência de 2 Hz e carga axial de 120N, imersos em água destilada à 37°C.

Ao fim dos ciclos, os parafusos de fixação dos componentes foram afrouxados com um torquímetro protético manual (Conexão sistemas de prótese, Arujá, São Paulo), o mesmo que fora utilizado no apertamento dos parafusos. O torque de afrouxamento de cada parafuso foi então aferido, registrado e tabulado, seguindo para a análise estatística.

A comparação entre os momentos de apertamento e de afrouxamento, em relação ao torque, foi realizada por meio do teste t-student pareado. Já a comparação entre os grupos experimentais, no momento de apertamento, bem como no momento de afrouxamento e para a diferença entre estes momentos (perda), também em relação ao torque, foi realizado por meio do teste ANOVA de uma via, seguido pelo pós-teste de Tukey. Os demais resultados deste estudo foram apresentados na forma de estatística descritiva ou na forma de tabela e gráfico. A análise estatística foi realizada por meio do programa estatístico SigmaPlot, versão 12.5, considerando um nível de significância de 5% (Rowe P, 2007).

5 RESULTADOS

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

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

Além disso, no momento do afrouxamento, o torque observado nos corpos de prova dos grupos G1 e G3 foi significativamente menor do que aquele observado nos corpos de prova do grupo G2 ($p < 0,05$).

Também houve diferença entre os grupos experimentais, em relação à perda no torque, calculado pela diferença entre o momento de apertamento e aquele de afrouxamento ($p < 0,001$), sendo que a perda no torque observado nos corpos de prova do grupo G2 foi significativamente menor que aquele observado nos corpos de prova dos grupos G1 e G3 ($p < 0,05$). Estes resultados estão ilustrados na Figura 1.

Tabela 1: Resultados referentes ao torque de apertamento e de afrouxamento, bem como da perda entre estes dois momentos, em cada grupo experimental.

Implante	Torque (N/cm)		Valor de p*	Perda (N/cm)
	Apertamento	Afrouxamento		
Hexágono externo Ti cp 4 (G1)	30,00±0,00	20,50±3,44b	<0,001	9,50±3,44a
Hexágono externo Ti cp 4 Hard (G2)	30,00±0,00	25,60±1,90a	<0,001	4,40±1,90b
Cone Morse Ti cp 4 Hard (G3)	30,00±0,00	18,20±2,35b	<0,001	11,80±2,35a
Valor de p**	1,000	<0,001		<0,001

Os resultados estão apresentados em média±desvio padrão da média. * Valor de p no teste t-student pareado. ** Valor de p no teste ANOVA de uma via. Letras diferentes na coluna representam diferença significativa entre os grupos experimentais (pós-teste de Tukey, $p < 0,05$).

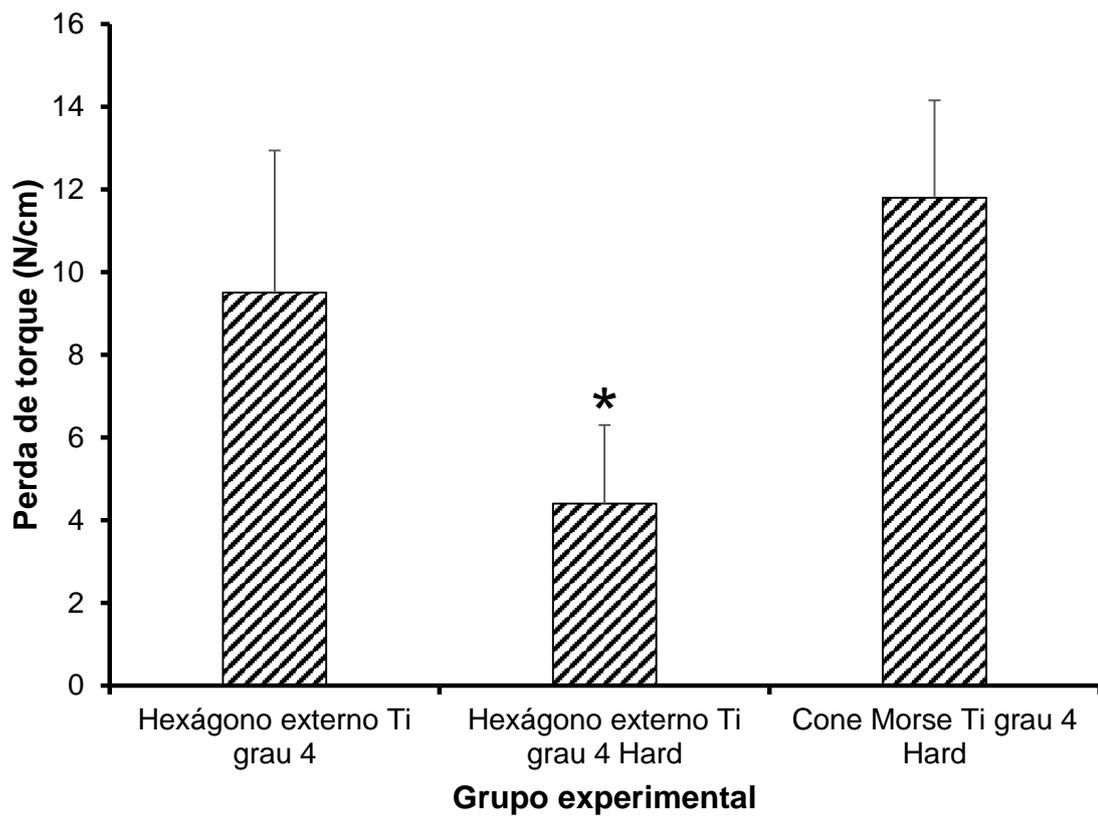


Figura 1: Gráfico apresentando a perda de torque entre o momento do apertamento e aquele do afrouxamento, em cada grupo experimental. Cada coluna representa a média e a barra o desvio padrão da média. * Diferença significativa em relação ao grupo G1 e G3 (ANOVA de uma via, $p < 0,001$; pós-teste de Tukey, $p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

Para a execução do experimento desse trabalho, buscou-se elaborar uma metodologia que simulasse as condições reais da boca humana para a realização dos testes de fadiga. Portanto, a eleição dos parâmetros adotados seguiu dados levantados da literatura, tanto para a ciclagem térmica quanto para a ciclagem mecânica.

A respeito da ciclagem térmica, há uma notória falta de padronização dos trabalhos científicos (Wendt et al., 1992). Buscando suprimir esse dilema, Gale e Darvell (1999) revisaram sistematicamente a literatura para a identificação dos padrões mais utilizados e sua viabilidade. Os autores apontaram que a temperatura mínima média utilizada era de 5°C e a máxima média era 55°C, havendo comum recorrência de se utilizar a temperatura intermediária de 37°C, para evitar estresse crítico das amostras. Por esse motivo, selecionou-se essas mesmas temperaturas para comporem a metodologia do presente trabalho.

Quanto à quantificação do tempo dos banhos, os autores identificaram uma média de 23 segundos para cada temperatura, que no presente trabalho foi adotado com 20s, por razão de programação da máquina cicladora. A quantidade de ciclos definidos (10000 ciclos) também seguiu os dados de Gale e Darvell (1999), sendo apontada como a quantidade média utilizada por outros trabalhos e também representar o número de ciclos da boca humana num período de três a cinco anos.

Quanto a ciclagem mecânica, a definição da carga a ser aplicada seguiu os achados de Lundgren et al. (1987), que realizaram aferições de força mastigatória em pacientes reabilitados com implantes osseointegráveis, através de transdutores de Gauge. Os autores testaram diferentes alimentos, obtendo uma média para cada alimento, que variou de 85 N/cm a 248 N/cm. A média geral das médias individuais (por alimento) foi 120 N/cm, valor adotado por esse trabalho. Os autores ainda apontam que a frequência da mastigação é 2 Hz, valor similar ao encontrado por Graf e Zander (1963).

A eleição dos 500.000 ciclos da ciclagem mecânica se baseou nos resultados obtidos por Murphy (1965), pois segundo seus dados, esse número corresponde a

aproximadamente 5 (cinco) anos de função mastigatória. Esses dados são similares aos identificados em outro trabalho da mesma época (Graf e Zander, 1963). Esse parâmetro foi adotado no presente trabalho, assim como tem sido adotado por diversos autores ao longo dos anos, como Outhwaite et al. (1982), Breeding et al. (1993) e Hoyer et al. (2001).

A importância clínica dos cinco anos de função simulada foi evidenciada pela meta-análise de Sadid-Zadeh et al. (2015). Em seu trabalho, os autores identificaram que, em uma média de 4,8 anos, havia falhas em 5,6% das próteses unitárias sobre implantes. Essas falhas específicas eram relacionadas ao afrouxamento do parafuso do pilar e do próprio pilar. Com isso, a simulação de cinco anos de função poderia revelar perdas críticas de torque nos parafusos e até eventuais falhas, sendo então elencado como parâmetro para o experimento do iminente trabalho.

Durante o processo de ciclagem mecânica, os corpos-de-prova foram mantidos imersos em água destilada, a uma temperatura de descanso de 37°C, compatível com a temperatura da boca (Sund-Levander et al., 2001). A imersão dos CDP em água durante a ciclagem também ajuda a simular o ambiente intra-oral, considerando a capacidade para a lubrificação que fluidos corporais podem apresentar, o que contribuiria para o afrouxamento do parafuso do pilar. A imersão das amostras é uma prática comum a diversos experimentos que se valem de ciclagens *in vitro* (Cibirka et al., 2001; Jorge et al., 2013; Moris et al., 2015).

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

Outro trabalho que se valeu de testes de fadiga foi de Moris et al. (2015), adotando 300.000 ciclos, a 1 Hz e carga de 20N. Essas variações tão relevantes nas escolhas metodológicas limitam as possibilidades de comparações, restringindo a

capacidade de discussão dos autores com outros estudos da literatura, mesmo quanto a experimentos em campos tão similares.

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

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

Então, após os procedimentos de fadiga por uso, simulados por ciclagem térmica e mecânica, realizou-se o afrouxamento dos parafusos protéticos, aferindo-se o torque requisitado para tal. Nesse momento, constatou-se que todos os grupos (G1, G2 e G3) apresentavam torque final (após a ciclagem) menor que o torque inicial (antes da ciclagem). Para os grupos G1 e G2 (ambos com conexões tipo hexágono externo) a literatura traz um notório reconhecimento a respeito desse fato, como nos trabalhos de Coppedê et al. (2013) e Moris et al. (2015) que também realizaram ciclagens mecânicas e tiveram perdas significativas de torque em todos os seus grupos experimentais.

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

Em relação ao grupo G3 (implantes conexão tipo Morse Hard®), houve também uma significativa perda de torque, comparando-se o momento inicial e o momento final

para o mesmo grupo. Essa perda é conivente com dados de outras pesquisas encontradas na literatura, que também utilizaram testes de ciclagem, como os trabalhos Cerutti-Kopplin et al. (2014) e Arnetzl et al. (2015), havendo uma pequena variação na proporção das perdas, fato que pode ser justificado pelas discrepâncias metodológicas.

Na comparação entre os grupos G1 e G2, foi observado que o torque de afrouxamento do grupo G2 foi maior que o torque de afrouxamento do grupo G1. Esse achado revelou uma maior capacidade de manutenção da pré-carga para G2, representado por implantes de hexágono externo tipo Hard[®]. Um fator que pode justificar a superioridade de G2 na manutenção do torque (em relação a G1) pode ser encontrada no trabalho de Elias et al. (2013b). Nesse estudo, os autores afirmaram a maior dureza do Ti cp4 Hard[®] leva a uma menor deformação do hexágono da plataforma do implante, favorecendo a estabilidade da prótese implantossuportada.

Outra justificativa pode ser formulada a partir de dados de Elias et al. (2015), que evidenciaram que o Ti cp4 Hard[®] tem uma boa relação de elasticidade/friabilidade, apresentando menor deformação plástica do que o Ti cp4. Essa resistência à deformação minimiza modificações das espiras internas do implante HE, que por sua vez garantem a estabilidade do alongamento do parafuso do pilar (pré-carga), sem induzir modificações plásticas adicionais a ele.

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

Outra revisão sistemática com resultados divergentes daqueles obtidos pelo presente estudo é de autoria de Schimitt et al. (2014). Os autores concluíram que sistemas de conexão cônicas tem maior resistência à micro movimentação do que

conexões hexagonais internas e externas, característica que proporciona a uma maior capacidade de manutenção do torque de instalação.

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

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

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

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

Com os fundamentos expostos anteriormente para esclarecer a perda de torque em G3, eventuais discrepâncias desse resultado com outros da literatura passam a ser defensáveis, inclusive ao se considerar outros experimentos com

ciclagens. A esses fundamentos, ainda se somam diferenças metodológicas relevantes. Nesse tocante, pode-se reputar o trabalho de Jorge et al. (2013b), que compararam implantes CM com HE através de ciclagens mecânicas e obtiveram resultados superiores para CM. Seus parâmetros foram de 100.000 ciclos; 2Hz; carga de 120 N; temperatura padrão de 37°C; um experimento com intervalo de tempo cinco vezes menor ao apresentado pelo corrente trabalho e sem contemplar ciclagem térmica.

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

Mesmo observando um torque de afrouxamento estatisticamente menor em todos os grupos, comparando-se o momento antes da ciclagem com o momento após a ciclagem, nenhuma amostra de nenhum grupo sofreu falha completa (liberação ou fratura do parafuso). Esse achado encontra pares na literatura, Gomes et al. (2014) apontaram que esse torque remanescente poderia garantir estabilidade clínica à prótese por um tempo indeterminado.

Conforme as limitações desse trabalho, seus resultados não permitem conclusões completas sobre o comportamento clínico dos implantes produzidos a partir de Ti cp4 Hard®, havendo ainda muitos questionamentos pontuais a serem sanados. Sugere-se explorar a capacidade desses implantes quanto a manutenção de torque frente a cargas não axiais, suporte de estruturas em extremidade livre (“*cantilever*”) e outros tipos de pilares protéticos, mas enfatizando a necessidade da manutenção dos parâmetros metodológicos da ciclagem, buscando uma padronização futura para os trabalhos científicos.

7 CONCLUSÃO

- Conclui-se que, após os processos de ciclagem, todos os grupos tiveram perda estatisticamente significativa no torque do parafuso do pilar protético.

- O grupo dos implantes hexágono externo de Ti grau 4 teve, estatisticamente, maior perda no torque do parafuso do pilar do que o grupo dos implantes de Ti grau 4 Hard®.

- A comparação entre o grupo de implantes de hexágono externo Ti grau 4 Hard® e o grupo dos implantes cone Morse Ti grau 4 Hard® revelou que o segundo teve uma perda de torque do parafuso do pilar significativamente maior que o primeiro.

REFERÊNCIAS

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

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

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

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

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

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

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

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

Bozini T, Petridis H, Tzanas K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(2):304-18.

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

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

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

Cerutti-Kopplin D, Neto DJR, do Valle AL, Pereira JR. Influence of reverse torque values in abutments with or without internal hexagon indexes. *J prosthet dent* 2014;112(4):824-827.

- Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):195-202
- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant—abutment interface after fatigue testing. *J prosthet dent* 2001;85(3):268-75.
- Coppedê AR, Faria ACL, Mattos MDGCD, Rodrigues RCS, Shibli JA, Ribeiro RF. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Imp* 2013;28(6):321-29.
- Cordioli G, Castanga S, Consolati E. Single-tooth implant rehabilitation: a retrospective study of 67 implants. *Int J Prosthodont* 1994;7(6):525-31.
- Davi LR, Golin AL, BernardesSR, Araújo CAD, Neves FD. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res* 2008;22(2):125-131.
- De-Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum G, Theuniers G, De-English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent* 1992;1:273-82
- Dixon, DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J prosthet dent* 1995;74(3):270-278.
- Elias CN, Fernandes DJ, Resende CR, Roestel J. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. *Dent Mater* 2015;31(2):e1-e13)
- Elias CN, Meyers MA, Valiev RZ, Monteiro SN. Ultrafine grained titanium for biomedical applications: An overview of performance. *JMRT* 2013a;2(4):340-350.
- Elias CN, Roestel J, Zucareli MA, Campaneri C, Resende CR. Implantes de titânio comercialmente puro com alta resistência mecânica para aplicações em Odontologia. *ImplantNews* 2013b;10(6):74-81.
- Erneklint C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An In Vitro Load Evaluation of a Conical Implant System with 2 Abutment Designs and 3 Different Retaining-Screw Alloys. *J oral maxillofac implants* 2006;21:733–737.
- Gale MS, Darvell BW. Termal cycling procedures for testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27(2):89-99.

Gepreel MAH, Niinomi M. Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation. *J mech behav biomed mater* 2013;20:407-415.

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

Gosavi SS, Gosavi SY, Alla R. Titanium: A Miracle Metal in Dentistry. *Trends Biomater Artif Organs* 2013;27(1):42-46.

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

Hjalmarsson L, Smedberg JI. A 3-Year Retrospective Study of Cresco Frameworks: Preload and Complications. *Clin implant dent relat res* 2005;7(4):189-199.

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

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

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

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

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

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

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

Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Odaki, M., Nemoto, K. and Aida, M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res* 2005;75(2):457–463.

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

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

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

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

McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont* 1999;8(1):40-43.

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

Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Ist Super Sanità* 2012;48(1):53-58

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

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

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

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

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

- Öhrnell LO, Hirsch JM, Ericsson I, Brånemark PI. Single-tooth rehabilitation using osseointegration: A modified surgical and prosthodontic approach. *Quintessence Int* 1988;19(12):871-6.
- Outhwaite WC, Twiggs SW, Fairhurst CW, King GE. Slots vs. pins: a comparison of retention under simulated chewing stresses. *J dent res* 1982;61(2):400-402.
- Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;18(s3):97–113.
- Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HWA. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci.* 2011; 9(4):414-20.
- Rowe P. *Essential statistics for the pharmaceutical sciences*. Chichester: John Wiley & Sons Ltda; 2007.
- Sadid-Zadeh R, Kutkut A, Kim H. Prosthetic failure in implant dentistry. *Dent Clin N Am* 2015;59(1):195-214.
- Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):295-302.
- Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res Part A* 2014;102(2):552-574.
- Sund-Levander M, Forsberg C, Wahren LK. Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review. *Scand J caring sci* 2002;16(2):122-128.
- Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13(5):409-31.
- Tan K, Nicholls J. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(3):367-77.
- Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002 July;88(1): 89-95
- Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(4):681-690.

Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermal cycling in microleakage analysis. *Dent Mater*, 1992;8:181–184.

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

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthetic dent* 1990;64(2):185-194.

APÊNCIDE

Apêncice A – Tabulação dos dados de torque inicial e após ciclagem termo-mecânica para todos os grupos de ciclagem.

CDP	Torque Apertamento G1-G2-G3 (N/cm)	Torque afrouxamento G1 (N/cm)	Torque afrouxamento G2 (N/cm)	Torque afrouxamento G3 (N/cm)
1	30	19	27	15
2	30	22	28	19
3	30	20	28	16
4	30	20	25	20
5	30	25	22	22
6	30	24	25	16
7	30	23	24	16
8	30	13	27	18
9	30	21	25	20
10	30	18	25	20