ISABELA RODRIGUES TEIXEIRA SILVA

**Efeito do parafuso cônico na simulação da mastigação sobre a interface
implante/pilar em diferentes relações coroa/implante**

São Paulo

2016

ISABELA RODRIGUES TEIXEIRA SILVA

**Efeito do parafuso cônico na simulação da mastigação sobre a interface
implante/pilar em diferentes relações coroa/implante**

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas para obter o título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Newton Sesma

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Silva, Isabela Rodrigues Teixeira.

Efeito do parafuso cônico na simulação da mastigação sobre a interface implante/pilar em diferentes relações coroa-implante / Isabela Rodrigues Teixeira Silva ; orientador Newton Sesma. -- São Paulo, 2016.

84 p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Dentária. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão original

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária fixada por implante. 3. Torque. I. Sesma, Newton. II. Título.

Silva IRT. Efeito do parafuso cônico na simulação da mastigação sobre a interface implante/pilar em diferentes relações coroa/implante. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: /   / 2016

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

A Deus

Por ter me abençoado com fé e força para alcançar os meus objetivos.

“O temor do Senhor é o princípio do saber” (Provérbios 1:7)

Aos meus pais

Por todo o amor incondicional que os senhores sempre dedicaram a mim, por todo o esforço para me guiarem por um caminho correto, por sempre me incentivarem a me dedicar aos estudos, por todos os sábios conselhos e pelo grande exemplo que os senhores sempre foram. Sem esse apoio nada disso seria possível. Aos senhores a minha eterna gratidão.

Aos meus irmãos

Por serem meus verdadeiros amigos em todas as etapas da minha vida e por tornarem minha vida mais leve e mais feliz. Agradeço a vocês por sempre me fazerem ver o lado bom da vida.

“Em todo tempo ama o amigo, e na angústia se faz o irmão.” (Provérbios 17:17)

Ao meu esposo

Por ser um grande companheiro, por todo o amor que permite e tolera a minha dedicação ao trabalho. Por me ajudar, sempre me tranquilizando, e por embarcar comigo nessa jornada.

Dedico-vos este trabalho

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Newton Sesma**, por participar ativamente do desenvolvimento desse trabalho, pela sua disposição em ajudar em tudo o que se fizesse necessário e por ter apoiado e acreditado no meu trabalho. Agradeço ao senhor por ser um grande exemplo profissional e por toda a influência positiva no meu crescimento como cirurgiã-dentista, e acima de tudo, como pessoa.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de São Paulo, representada pelo **Prof. Dr. Marco Antonio Zago** e à Faculdade de Odontologia, representada pelo **Prof. Dr. Waldyr Antônio Jorge**.

Ao **Prof. Dr. Bruno Costa**, ao **Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun**, à **Profa. Dra, Dalva Cruz Laganá** e ao **Prof. Márcio Mukai** por serem exemplos como professores, por sempre estimularem seus alunos a darem o melhor de si, por serem presentes e por todo o carinho dedicado ao nos ensinar.

A todos os **docentes do Curso de Pós-Graduação** da Faculdade de Odontologia-Universidade de São Paulo, pelos ensinamentos transmitidos.

À Empresa **Dérig** que forneceu todo o material necessário para o desenvolvimento dessa pesquisa e disponibilizou toda a sua equipe para auxílio no desenvolvimento do mesmo.

Ao **Dario Avelino**, pela grande ajuda oferecida durante todo o desenvolvimento desse trabalho. Pelas ideias inovadoras e por todo o conhecimento que o senhor me transmite. Por ser meu maior incentivador para prosseguir no caminho da odontologia e da pesquisa. Por ser um grande exemplo de garra, coragem e persistência sempre.

Ao **Edson Meronho e Gabriel**, pelo auxílio no desenvolvimento dos projetos e disponibilidade em ajudar em todas as etapas desse trabalho.

À **Cristina**, funcionária do Departamento de Prótese, por toda a disposição em me ajudar no desenvolvimento dessa pesquisa. Sem a sua ajuda isso não seria possível.

Aos colegas de pós-graduação **Natali e Mukai**, pela amizade oferecida. Tem sido ótimo trabalhar com vocês. Obrigada por tudo que me ensinaram e acima de tudo, por serem pessoas tão amáveis.

Às colegas de pós-graduação **Marcelli, Priscila, Ligia, Bruna e Fernanda** que ingressaram comigo na pós-graduação e foram minhas companheiras em todo o decorrer do curso, sempre dispostas a dar uma palavra de ânimo. O convívio com vocês torna todo o trabalho mais leve.

Aos colegas **Piero, Álvaro, Érico, Marcelo e Mônica**, que foram meus professores na graduação e colegas na pós-graduação. Agradeço pela oportunidade de aprender constantemente com vocês.

A todos os **funcionários do Departamento de Prótese** que tornam o nosso trabalho mais simples e mais ágil.

À **Lorene**, por toda a assessoria estatística oferecida.

Aos meus queridos professores **Abílio Coppedê, Thiago de Mayo, Mário Groisman e Eduardo Dias** que com coleguismo e carisma muito me ensinam dia após dia. Sou extremamente grata por ter a oportunidade de acompanhar o trabalho de profissionais que tanto admiro.

"As grandes idéias surgem da observação dos pequenos detalhes. "

Augusto Cury

RESUMO

Silva IRT. Efeito do parafuso cônico na simulação da mastigação sobre a interface implante/pilar em diferentes relações coroa/implante [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Original.

Este estudo tem como objetivo avaliar 2 diferentes desenhos de parafusos de pilares, o parafuso de cabeça quadrada (PCQ) e o parafuso de cabeça cônica (PCC), verificando se em diferentes relações coroa/implante (RCI) haverá mudança no contra-torque após a ciclagem mecânica. Inicialmente a área superficial do PCQ e do PCC foi mensurada através da análise digital das imagens dos parafusos no software de projeto 3D SolidWorks. Foram utilizados 40 conjuntos Implante/Parafuso/Pilar, os conjuntos foram divididos em 4 grupos: GRUPO A: 10 conjuntos com pilares medindo 9,8mm de altura, simulando uma $RCI > 1$, fixados com PCQ; GRUPO B: 10 conjuntos com pilares medindo 6,0mm de altura, simulando uma $RCI < 1$, fixados com PCQ; GRUPO C: 10 conjuntos com pilares medindo 9,8mm de altura, simulando uma $RCI > 1$, fixados com PCC e GRUPO D: 10 conjuntos com pilares medindo 6,0mm de altura, simulando uma $RCI < 1$, fixados com PCC. Os 40 conjuntos foram fixados em resina acrílica a uma angulação de 30° em relação ao longo eixo. Os pilares foram fixados aos implantes aplicando um torque de aperto de 35Ncm. Os conjuntos foram posicionados na máquina de ensaios de simulação de mastigação que opera com cargas de 100Ncm e cada grupo foi ciclado até atingir 1.0×10^6 ciclos. Os contra-torques dos parafusos foram aferidos em torquímetro digital para todos os grupos em 2 momentos (pré-ciclagem mecânica e pós-ciclagem mecânica). Para analisar os resultados a metodologia estatística de ANOVA (nível de significância de $p \leq 0,05$) foi utilizada, seguida de comparações múltiplas de Tukey. Na mensuração da área superficial dos parafusos verificou-se que o PCC apresenta maior área de contato entre a interface pilar/parafuso ($4,16 \text{ mm}^2$) do que o PCQ ($1,76 \text{ mm}^2$). Avaliando os fatores testados e os p-valores observou-se que o PCQ é diferente estatisticamente do PCC (p-valor $< 0,0001$), independente do momento de avaliação, sendo que a porcentagem de contra-torque é maior para PCC (90,6%) do que para PCQ (80,9%); a $RCI > 1$ não difere estatisticamente da $RCI < 1$ (p-valor 0,1203), apesar da porcentagem de contra-torque ser menor para $RCI > 1$ (84,6%) do que para $RCI < 1$

(86,8%) e o momento pré-ciclagem mecânica diferente estatisticamente do momento pós-ciclagem mecânica (p -valor $<0,0001$), sendo que na pré-ciclagem a média de porcentagem do contra-torque é maior (92,5%) do que na pós-ciclagem (78,9%). Baseado nos resultados e dentro das limitações do presente estudo, podemos concluir que o PCC apresenta desempenho superior ao PCQ, no que se diz respeito a afrouxamento, o que caracteriza o PCC como uma possibilidade de melhoria em sistemas de implantes de conexão hexagonal externa. Foi possível concluir também que o desenho cônico do PCC influencia no contra-torque após a ciclagem mecânica, sendo indicado sobretudo em uma situação de $RCI > 1$, onde o parafuso é mais requisitado.

Palavras-chave: Implantação Dentária. Prótese Dentária Fixada por Implante. Torque.

ABSTRACT

Silva IRT. Effect of the conical head screw in the mechanical loading on implant/abutment interface in different crown/implant ratio [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Original.

The aims of this study is to evaluate two different abutment screws designs, a flat head screw (FHS) and a conical head screw (CHS), making sure if different crown/implant ratio (CIR) result changes in the removal torque after mechanical cycling. Initially, the surface area of the FHS and a CHS was measured by digital image analysis of the screws in 3D SolidWorks Software. Forty sets implant/screw/abutment were used, the sets were divided into 4 groups: GROUP A: 10 sets with abutments 9,8mm height, simulating a $CIR > 1$, fixed with FHS; GROUP B: 10 sets with abutments 6,0mm height, simulating a $CIR < 1$, fixed with FHS; GROUP C: 10 sets with abutments 9,8mm height, simulating a $CIR > 1$, fixed with CHS and GROUP D: 10 sets with abutments 6,0mm height, simulating a $CIR < 1$, fixed with CHS. The sets were fixed in acrylic resin angled 30° to the long axis. The abutments were fixed to the implants by applying a torque of 35Ncm. The sets were mechanically loaded. The peak load was 100Ncm vertical force and each group was performed for $1,0 \times 10^6$ cycles. The preload and the postload reverse torque was measured with the digital torque meter and recorded. To analyze the results the methodology of ANOVA (significance level of $p \leq 0,05$) was used followed by Tukey multiple comparisons. In measuring the surface area of the screws, we found that CHS has greater contact area in the abutment/screw interface ($4,16\text{mm}^2$) compared to FHS ($1,76\text{mm}^2$). Evaluating the factors tested and p-values we have statistically difference between FHS and CHS ($p\text{-value} < 0,0001$), regardless the time of evaluation, the percentage of CHS reverse torque (90,6 %) is higher than FHS reverse torque (80,9%); $CIR > 1$ and $CIR < 1$ does not differ statistically ($p\text{-value} 0,1203$), although the percentage of reverse torque $CIR > 1$ (84,6 %) is smaller than the percentage of reverse torque $CIR < 1$ (86,8%) and the mechanical preload time differ statistically mechanical postloading time ($p\text{-value} < 0,0001$), whereas the reversal torque in preload time (92,5%) is largest than reversal torque in postloading time (78,9 %). Based on the results and within the limitations of this study, we can conclude that the CHS

outperform the FHS, as regards loosening, which features the CHS as a possible improvement in external-hex implants connections. It was also possible to conclude that the CHS design influences the reverse torque after the mechanical loading, being particularly suitable in a situation $CIR > 1$, where the screw is most required.

Keywords: Dental Implantation. Dental Prosthesis, Implant-Supported. Torque.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1- Implante utilizado	52
Figura 4.2 - Parafusos utilizados. Parafuso do pilar com a cabeça quadrada - PCQ (A) e parafuso do pilar com a cabeça cônica - PCC (B)	52
Figura 4.3 - Pilares unitários utilizados. Pilar unitário com encaixe para PCQ (A) e pilar unitário com encaixe para PCC (B)	53
Figura 4.4 - Componente hemi-esférico de carregamento	53
Figura 4.5 - Ilustração do Grupo A	55
Figura 4.6 - Ilustração do Grupo B	55
Figura 4.7 - Ilustração do Grupo C	55
Figura 4.8 - Ilustração do Grupo D	55
Figura 4.9 - Ilustração do posicionamento dos corpos de prova	57
Figura 4.10 - Torquímetro digital utilizado	57
Figura 4.11 - Máquina simuladora de ciclos mastigatórios	59
Figura 5.1 - Mensuração da área superficial do PCQ (A) e do PCC (B)	61

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 - Comparação dos resultados de contra-torque pré-ciclagem com valores médios e desvios-padrão	62
Gráfico 5.2 - Comparação dos resultados de contra-torque pós-ciclagem com valores médios e desvios-padrão	64
Gráfico 5.3 - Porcentagem do contra-torque em relação ao torque aplicado considerando os fatores parafuso e momento	68
Gráfico 5.4 - Porcentagem do contra-torque em relação ao torque aplicado considerando os fatores RCI e momento	69
Gráfico 5.5 - Porcentagem do contra-torque em relação ao torque aplicado considerando os fatores parafuso, RCI e momento	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Resultados do contra-torque pré-ciclagem	62
Tabela 5.2 - Resultados do contra-torque pós-ciclagem	63
Tabela 5.3 - Modelo ANOVA	65
Tabela 5.4 - Comparações múltiplas de Tukey para a interação parafuso*RCI*momento	67

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 - Especificação dos materiais selecionados	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação brasileira de normas técnicas
Al	Alumínio
ASTM	American society for testing and materials
CCI	Conexão cônica interna
CHEX	Conexão hexagonal externa
CHS	Conical head screw
CINT	Conexão interna
CIR	Crown/implant ratio
Co	Cobalto
Cr	Cromo
ECA	Espaço da coroa em altura
ELI	Extra-low interstitial
F136	Código da liga de Titânio Ti-6Al-4V ELI na ASTM
F67	Código do Titânio puro na ASTM
FHS	Flat head screw
Gap	Lacuna entre componentes
Hz	Hertz
ISO	International standard organization
Kgf	Quilograma força
MEF	Método de elementos finitos
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mm	Milímetro
Mo	Molibdênio

NBR	Norma brasileira regulamentadora
Ncm	Newton centímetro
PCC	Parafuso do pilar com a cabeça cônica
PCQ	Parafuso do pilar com a cabeça quadrada
PVC	Policloreto de polivinila
RCI	Relação coroa/implante
Ti	Titânio
V	Vanádio

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
<	Menor
>	Maior
±	Mais ou menos
°	Angulação em graus
≥	Maior ou igual
μm	Micrometro
°C	Graus Celsius
≤	Menor ou igual
M	Rosca métrica (quando o diâmetro da rosca é dado em milímetro)
Ø	Diâmetro
*	Combinação entre variáveis

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	24
2.1	CONSIDERAÇÕES INICIAIS	24
2.2	AFROUXAMENTO DO PARAFUSO	26
2.3	RELAÇÃO COROA/IMPLANTE	38
3	PROPOSIÇÃO	49
4	MATERIAL E MÉTODOS	50
4.1	SELEÇÃO DOS MATERIAIS	50
4.2	ANÁLISE DA ÁREA DE SUPERFÍCIE DOS PARAFUSOS	54
4.3	DIVISÃO EM GRUPOS	54
4.4	POSICIONAMENTO DOS CORPOS DE PROVA	56
4.5	CICLAGEM MECÂNICA	58
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	59
4.6.1	Análise de Variância (ANOVA) com medidas repetidas	60
4.6.2	Comparações Múltiplas de Tukey	60
5	RESULTADOS	61
5.1	ANÁLISE DA ÁREA DE SUPERFÍCIE DO PCQ E DO PCC	61
5.2	CONTRA-TORQUE PRÉ-CICLAGEM	61
5.3	CONTRA-TORQUE PÓS-CICLAGEM	63
5.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA	64
6	DISCUSSÃO	70
7	CONCLUSÕES	74
	REFERÊNCIAS	75

1 INTRODUÇÃO

A estabilidade da conexão entre implante e pilar é importante para o sucesso no tratamento reabilitador (Theoharidou et al., 2008). Entretanto, o afrouxamento do parafuso do pilar é uma das complicações mais frequentes na implantodontia (Wittneben et al., 2014; Chae et al., 2015). Um provável fator que desencadeia a soltura do parafuso é o aperto inadequado do mesmo, aplicando-se um torque insuficiente (Jörnégus et al., 1992). O afrouxamento do parafuso do pilar é relatado especialmente em implante com conexão hexagonal externa (CHEX) (Ekfeldt et al., 1994; Engquist et al., 1995; Henry et al., 1996). Alguns estudos demonstraram que implantes com conexões internas (CINT) são mecanicamente mais estáveis do que implantes CHEX (Weiss et al., 2000; Kitagawa et al., 2005).

Apesar da literatura relatar maior incidência de complicações em implantes CHEX comparados a implantes CINT, esse desenho de implante ainda é muito utilizado (Junqueira et al., 2013), sobretudo no mercado brasileiro de implantodontia, segundo uma pesquisa publicada por Oliveira et al. em 2015, 52,8% dos profissionais brasileiros optam pelo uso de implantes CHEX (Oliveira et al., 2015).

Alguns autores já propuseram alterações no parafuso do pilar, afim de minimizar a problemática de afrouxamento de parafusos. Essas alterações consistem em mudanças no desenho do parafuso (Jörnégus et al., 1992; Kim et al., 2012; Arnetzl et al., 2015) e/ou na liga utilizada para a confecção do parafuso (Jörnégus et al., 1992; Tsuge; Hagiwara, 2009). Ao testar essas alterações os autores concluíram que o desenho do parafuso e a liga utilizada para a confecção do parafuso interferem na desenvoltura do parafuso como agente de união (Jörnégus et al., 1992; Tsuge; Hagiwara, 2009; Kim et al., 2012; Arnetzl et al., 2015).

Em relação às complicações técnicas e biológicas, segundo Blanes uma possível explicação é a relação coroa/implante (RCI) (Blanes, 2009). Um aumento na RCI está associado a um aumento de estresse na região peri-implantar (Bayraktar et al., 2013) e a falhas protéticas (Quaranta et al., 2014). Avaliando a distribuição de cargas, pelo método de elementos finitos (MEF), De Moraes et al. (2013) observaram que as

amostras que apresentavam maior RCI ao serem subordinadas a cargas oblíquas exibiam uma área 3 vezes maior de concentração de estresse comparadas às amostras que apresentavam menor RCI, sendo que o ponto de maior estresse se concentra no parafuso do pilar (De Moraes et al., 2013). Bulaqi et al. (2015) chegaram a uma conclusão semelhante, segundo os autores implantes curtos em regiões posteriores com elevadas alturas de coroas, estão mais propícios a estresse mecânico, o que pode causar fraturas ou perda de torque nos parafusos, sob forças não axiais. Os autores verificaram que o aumento da altura da coroa, e consequentemente o aumento da RCI, contribuiu para o afrouxamento do parafuso e fraturas por fadiga (Bulaqi et al., 2015).

Dois tipos diferentes de RCI podem ser estabelecidas (Garaicoa- Pazmiño et al., 2014). A RCI pode ser definida como anatômica quando leva em consideração o ombro do implante como o limite entre a coroa e o implante, ou pode ser definida como clínica quando leva em consideração o nível ósseo como o limite entre a coroa e o implante (Garaicoa- Pazmiño et al., 2014).

Este estudo considera o desenho do parafuso de fixação do pilar, verificando e comparando o desempenho de um parafuso do pilar com a cabeça quadrada (PCQ) e de um parafuso do pilar com a cabeça cônica (PCC). Os parafusos serão testados simulando 2 diferentes situações de RCI anatômica: $RCI < 1$ e $RCI > 1$, utilizando implantes CHEX com 10mm de altura e variando a altura do pilar protético, a fim de proporcionar as diferentes RCI.

O PCC foi desenvolvido para reduzir a soltura de parafuso, preservando o torque inicial aplicado, independentemente de qual seja a conexão protética implante/pilar (Coppedê et al., 2013). Esse desenho de parafuso criou um mecanismo de fricção entre a cabeça cônica do parafuso e a porção interna do pilar, o que aumentou a resistência contra a micromovimentação do parafuso quando em função (Coppedê et al., 2013). Quando o desenho da cabeça do parafuso do pilar é modificado, há a necessidade de modificação na porção interna do pilar que acomodará a cabeça do parafuso, portanto a mudança no desenho do parafuso do pilar tratada no presente trabalho refere-se a uma mudança no conjunto parafuso e pilar.

Atualmente apenas alguns sistemas de implantes CCI apresentam PCC para a fixação do pilar. Na presente investigação esse conceito é levado para os implantes CHEX, a

fim de verificar se o desenho cônico da cabeça do parafuso pode reduzir a incidência de complicações técnicas nesse tipo de implante.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Engquist et al. (1995) observaram em um período de 1 a 5 anos 82 implantes que haviam sido instalados em 58 pacientes. Dois implantes foram perdidos antes de serem colocados em função mastigatória. A taxa de sobrevida foi de 97,6%. Setenta e dois implantes foram avaliados e acompanhados radiograficamente durante 1 ano e 51 implantes foram avaliados e acompanhados radiograficamente durante 2 anos. A perda óssea média verificada no primeiro ano foi de $9,6 \pm 0,1\text{mm}$ e $0,1 \pm 0,1\text{mm}$ no segundo ano.

Henry et al. (1996) acompanharam durante 5 anos 92 pacientes, a fim de avaliarem a taxa de sucesso e o funcionamento das próteses em 107 implantes instalados. Os níveis de perda óssea foram medidos através de radiografias intra-orais. A taxa de sucesso foi de 96,6% na maxila e 100% na mandíbula. A perda óssea marginal no período avaliado não excedeu uma média de 1mm. A complicação mais frequente foi o afrouxamento do parafuso do pilar. Os autores concluíram que os resultados do uso de implantes do tipo Brånemark são seguros e altamente previsíveis.

Khraisat et al. (2002) conduziram um estudo com o objetivo de avaliar 2 sistemas de implantes unitários: Brånemark e ITI, quanto a resistência à fadiga e a taxa de falha. Sete conjuntos de implantes/pilares de cada um dos modelos testados (Brånemark e ITI) foram submetidos a uma cicladora (simuladora de mastigação), exercendo uma carga de 100Ncm, que verifica em qual momento se daria a falha do conjunto. A partir dos testes os autores concluíram que o sistema de implantes ITI funcionou significativamente melhor do que o sistema Brånemark testado.

Quek et al. (2006) compararam o desempenho de implantes e pilares unitários de diâmetro estreito, regular e largo. A partir dos testes em uma máquina cicladora que exerce uma carga de 21Ncm a um ângulo de 45° em relação ao longo eixo, os autores

verificaram que no grupo de diâmetro estreito, 6 das 15 amostras falharam (5 falhas no parafuso do pilar e 1 falha do implante). No grupo de diâmetro regular, 3 das 15 amostras falharam (2 falhas de implantes e 1 falha no parafuso do pilar). Não houve falhas no grupo de diâmetro largo. Os resultados deste estudo indicam que o parafuso do pilar não é o único componente do conjunto passível a falhas. Os implantes de diâmetro largo demonstraram um desempenho superior nessa pesquisa. Os autores recomendaram que em situações clínicas com carga funcional significativa, implantes de diâmetro estreitos seriam um risco maior de falha por fadiga.

Kim et al. (2012) verificaram em um estudo o efeito do comprimento do parafuso do pilar. Vinte e um implantes foram fixados em blocos de resina acrílica com um ângulo de 30° em relação ao eixo longo. Os pilares foram fixados aplicando-se nos parafusos um torque de 30 Ncm. Todas as quebras foram sob uma tensão maior do que a força oclusal máxima. Não houveram mudanças significativas na quebra ou na deformação com a variação da altura dos parafusos. Os autores concluíram que parafusos de pilares fraturados, podem ser substituídos por parafusos de pilares mais curtos sem a necessidade de remoção do remanescente parafuso quebrado.

Junqueira et al. (2013) avaliaram a liberdade rotacional entre implantes CHEX e pilares submetidas à ciclagem mecânica. Cinco pilares fundidos e cinco pilares pré-usinados foram utilizados neste estudo. A análise estatística mostrou que não houve diferença significativa quando os pilares foram comparados. A partir dos resultados, os autores concluíram que o tipo de pilar utilizado não influenciou a liberdade rotacional e a quantidade de ciclos aplicados (500.000 ciclos) não foi suficiente para alterar significativamente os valores de liberdade de rotação no implante/pilar.

Wittneben et al. (2014) conduziram um estudo retrospectivo a fim de verificar a taxa de complicações mecânicas, a taxa de complicações técnicas e as falhas no tratamento com implantes. Trezentos e três pacientes, 268 próteses unitárias e 127 próteses múltiplas foram avaliadas. Após o período médio de observação de 10,75 anos a taxa de sobrevida foi de 95,5%. A complicação mais frequentemente encontrada foi a fratura da cerâmica (20,31%).

Oliveira et al. (2015) conduziram um trabalho com o objetivo de avaliar o tipo de conexão do implante preferencialmente usados no Brasil (hexágono externo, hexágono interno, cone morse e tricanal interno), o desenho da restauração

(plataforma regular ou reduzida) e os motivos que justificaram essa escolha pelos profissionais. Duzentos e dezesseis profissionais foram entrevistados. A maioria dos entrevistados são especialistas (59,2%). Observou-se que a maioria dos profissionais entrevistados utiliza hexágono externo (52,8%), seguido por cone morse (24,0%), hexágono interno (22,2%) e tricanal interno (0,9%). Em relação ao desenho da interface pilar/implante, observou-se que a maioria prefere plataforma regular (58,4%) em relação à plataforma reduzida (41,6%). Os autores concluíram que a maioria dos profissionais que atua na área de Implantodontia no Brasil opta pela utilização de restaurações sobre implante com hexágono externo e plataforma regular principalmente devido à conveniência de seu uso.

2.2 AFROUXAMENTO DO PARAFUSO

Jemt et al. (1991) publicaram um estudo avaliando 107 implantes unitários que foram instalados em 92 pacientes. Os autores notaram que o problema mais evidente durante o primeiro ano de acompanhamento foi o afrouxamento dos parafusos dos pilares, sendo que 26% dos parafusos tiveram que ser reapertados no decorrer do estudo. Após 1 ano de acompanhamento a taxa de sucesso dos implantes foi de 97,2%.

Jörnégus et al. (1992) abordaram em um estudo in vivo a problemática da estabilidade do parafuso através do cálculo das forças máximas oclusais para pacientes com restaurações unitárias sobre implantes. Segundo os autores “quando um parafuso é apertado, uma força de tração (pré-carga) é criada na haste do parafuso, esta força atua desde a cabeça do parafuso até as roscas. A pré-carga deveria ser a mais alta o possível, pois ela cria uma força de contato entre o implante e o pilar. Quanto mais o pilar e o implante são apertados, maior será a estabilidade do sistema. Para movimentar o pilar em relação ao implante, um certo torque deve ser aplicado, quanto maior for a força de contato, maior será o torque aplicado para a remoção do pilar. Portanto, o torque de remoção pode ser um parâmetro utilizado para verificar a

estabilidade apresentada pelo parafuso”. Nesse estudo 4 diferentes modelos de parafusos foram comparados (PCC - titânio grau I, PCQ – titânio grau I, PCQ- titânio grau III e PCQ- liga de ouro). O parafuso de liga de ouro com uma cabeça plana (PCQ) e 35 Ncm de torque de aperto produziu os melhores resultados.

Para comparar o torque e contra-torque de 3 diferentes sistemas de implantes após carregamento mecânico, Breeding et al. (1993) realizaram um estudo. Os sistemas comparados eram: conexão hexagonal externa, conexão hexagonal interna e conexão octogonal interna. Os parafusos foram apertados inicialmente e reapertados após 10 minutos com o mesmo torque, para eliminar o efeito de acomodação entre as superfícies metálicas do parafuso, do pilar e do implante. Cinco minutos após o segundo aperto, foi medido o torque de desaperto dos parafusos. Novamente os parafusos foram apertados e reapertados após 10 minutos, e foram então colocados na máquina de aplicação de carga. Esse protocolo descrito por Breeding et al. é seguido em muitas pesquisas atualmente. Após os ensaios, os autores concluíram que não houve diferença significativa no torque de remoção dos parafusos dos sistemas com conexão hexagonal externa e octogonal interna. O sistema com conexão hexagonal interna apresentou contra-torque significativamente menor após a simulação de 1 mês de função. A aplicação de um adesivo não afetou significativamente o torque de remoção dos sistemas hexágono externo e octógono interno, mas aumentou significativamente o torque de remoção do sistema hexágono interno.

Ekfeldt et al. (1994) conduziram um estudo retrospectivo, no qual 93 implantes unitários foram instalados em 77 pacientes entre 1987 e 1990. Apenas 2 implantes foram perdidos (1 antes da instalação do pilar e 1 durante o primeiro ano de função). A reação dos pacientes frente ao tratamento foi muito positiva, a respeito da estética e da função. O problema mais relatado foi o afrouxamento do parafuso do pilar. Quarenta e três parafusos de pilares tiveram que ser reapertados e nove coroas cimentadas tiveram que ser refeitas.

Laney et al. (1994) acompanharam 92 pacientes em um estudo. Uma das principais intercorrências relatadas no estudo foi o afrouxamento de parafusos, principalmente nas regiões de incisivos e pré-molares superiores. No acompanhamento de 3 anos, 10 coroas se encontravam frouxas e foram reapertadas. Em 5 coroas os autores

optaram por trocar os parafusos de titânio por parafusos de ouro. A taxa de sucesso após 3 anos foi de 97,2%. Os autores concluíram que a utilização do parafuso de ouro diminuiu a micromovimentação dos pilares, o que promoveu a redução da ocorrência de fístulas, inflamação gengival e hiperplasias ao redor das restaurações.

Dixon et al. (1995) realizaram um estudo comparando o efeito do carregamento mecânico no torque de remoção de 03 sistemas de implantes. Foram testados 1 sistema de implantes CHEX e 2 sistemas de implantes CINT, os autores analisaram também pilares retos e pilares angulados. O mesmo protocolo de fixação do parafuso descrito anteriormente por Breeding et al. (1993) foi aplicado por Dixon et al. (1995). Após os ensaios, os autores notaram que não houve diferença significativa entre os pilares retos e os pilares angulados nos três sistemas testados.

O estudo de Wie (1995) acompanhou 240 implantes Brånemark instalados em 56 pacientes. Quatorze parafusos de fixação dos pilares e 7 parafusos protéticos encontravam-se frouxos no período entre o carregamento funcional e a primeira consulta de controle. Falhas nas conexões parafusadas ocorreram em 25% dos pacientes, o que significou a necessidade de procedimentos corretivos em um quarto dos pacientes. Segundo o autor, estas falhas podem ser consideradas iatrogênicas, e medidas para evitá-las devem ser discutidas.

Binon e McHugh (1996) realizaram um estudo para verificar o efeito da desadaptação rotacional na estabilidade de implantes CHEX. Para tanto, os autores selecionaram implantes de diversos fabricantes. Foram utilizados cilindros com base em ouro fixados por parafusos de titânio, e cilindros plásticos calcináveis fixados por parafusos de titânio. Os pilares foram instalados sobre os implantes com dois torques distintos: na fase 1 aplicou-se 20Ncm, e na fase 2 aplicou-se 30Ncm. A desadaptação rotacional foi medida e todos os conjuntos. Os pilares foram carregados com carga de 133,3Ncm. Os resultados indicaram correlação direta entre a desadaptação rotacional e o afrouxamento de parafusos. Os autores concluíram que conexões parafusadas são mais resistentes aos afrouxamentos de parafusos pela eliminação do desajuste rotacional entre o pilar e o implante.

Binon (1996) no mesmo ano realizou outro estudo abordando o mesmo tema, concluindo que quanto maior a desadaptação, maior a probabilidade de afrouxamento,

as desadaptações rotacionais de menos do que 2° formaram conexões mais estáveis e previsíveis em seu estudo.

Balshi et al. (1996) realizaram um estudo comparando o uso de 1 implante com o uso de 2 implantes do tipo Brånemark para reposição de um molar. Setenta e dois implantes foram instalados. Após acompanhamento de 3 anos, mobilidade das próteses e afrouxamento dos parafusos foram as complicações mais frequentes. No grupo que utilizou 1 implante foi notado mobilidade das próteses e/ou afrouxamento do parafuso em 48% dos casos, enquanto no grupo que utilizou 2 implantes essas complicações foram notadas em 8% dos casos.

Levine et al. (1999) avaliaram em um estudo retrospectivo 157 implantes unitários instalados em 110 paciente. Os autores observaram uma taxa de afrouxamento de parafusos protéticos de 22,2% ao longo do estudo, enquanto o afrouxamento do pilar foi observado em 5,3% dos implantes avaliados.

Weiss et al. (2000) aferiram após múltiplos apertos, as mudanças nos torques de remoção de parafusos de pilares. Foram realizados 200 ciclos de apertos com torques de 20Ncm. Os autores observaram diminuição progressiva nos torques de desaperto em todos os sistemas de implantes testados. Os sistemas com CINT mantiveram maiores valores de torque de desaperto. As diferenças entre os torques de aperto e desaperto variaram de 3% a 20% na remoção imediata, e de 4,5% a 36% em média nos primeiros 30 ciclos de aperto. Os autores concluíram que apertos e desapertos sucessivos dos parafusos causaram perda progressiva do contra-torque dos mesmos, provavelmente devido à diminuição no coeficiente de fricção entre os componentes.

Em 2001 Gratton et al. compararam micromovimentação e fadiga em conexões parafusadas, em função do torque de instalação aplicado aos parafusos dos pilares sob simulação de mastigação. Quinze implantes CHEX e 15 coroas metálicas foram utilizados e divididos em 3 grupos (A, B e C). No grupo A, as coroas foram torquedadas com 32Ncm, seguindo as instruções do fabricante; no grupo B, as coroas foram torquedadas com 16Ncm; e no grupo C, com 48Ncm. Subsequentemente os conjuntos foram submetidos à simulação de mastigação em uma cicladora. Sensores de tensão foram instalados nas coroas, e registraram as micromovimentações. Os autores verificaram que o grupo torquedado com 16Ncm (pré- carga inadequada) apresentou maior micromovimentação do que os grupos torquedados com 32Ncm e 48Ncm. Os

autores concluíram a partir dos testes que as conexões parafusadas com 48Ncm (sobre-apertadas) apresentaram a menor quantidade de micromovimentação, sem danos aparente ao sistema.

Siamos et al. (2002) tinham por objetivo em sua pesquisa verificar se o torque de aperto afeta o afrouxamento de parafusos sob condições de carregamento mecânico. Segundo os autores em uma conexão parafusada só há afrouxamento do parafuso se as forças externas (induzindo a separação das partes) forem maiores do que as forças que as mantêm unidas. Os autores afirmam que os principais fatores envolvidos em manter os parafusos apertados são: maximizar a força de travamento (proporcional ao torque de aperto aplicado) e minimizar as forças de separação da conexão. A força da conexão é mais influenciada pela força de travamento do que pela resistência dos parafusos. Torques baixos permitem a separação da conexão e resultam em fadiga do parafuso ou afrouxamento. Torques excessivos podem causar a falha do parafuso ou deformação das roscas do parafuso. A partir dos testes, que foram conduzidos aplicando torques que variavam entre 25Ncm e 40Ncm, os autores concluíram que utilizar um torque ≥ 30 Ncm para o parafuso de fixação do pilar pode ser benéfico para a estabilidade do conjunto implante/pilar, e possivelmente reduziria casos de afrouxamento de parafusos. Os autores destacam que o reaperto dos parafusos 10 minutos após a aplicação do torque inicial deveria ser realizado rotineiramente na prática clínica.

Segundo Cho et al. (2004) grande parte dos casos de afrouxamento de parafuso é causada pelo aperto inadequado do parafuso. Neste estudo foram avaliados 213 implantes em 106 pacientes; sendo 68 implantes de diâmetro largo (5,0mm e 6,0mm), e 145 implantes de diâmetro regular (3,75mm e 4,0mm). O estudo tem o objetivo de avaliar e comparar a frequência de afrouxamentos de parafusos em implantes de diferentes diâmetros apertados manualmente e verificar se a utilização de torquímetro diminuiria ou eliminaria os casos de afrouxamento. Os implantes largos apresentaram 5,8% de afrouxamento de parafusos, e os implantes de diâmetro regular 14,5%, após instalação das próteses com aperto manual dos parafusos. Os parafusos que tinham afrouxado foram reapertados com torquímetro, após o reaperto com torquímetro não ocorreram mais afrouxamentos. Os autores concluíram que os implantes de diâmetro largo apresentaram menor índice de afrouxamento que os implantes de diâmetro

regular, quando apertados manualmente. Além disso, o uso de torquímetro para apertar os parafusos com o torque recomendado pelo fabricante preveniu a ocorrência de afrouxamentos em todos os casos.

Khraisat et al. (2004a) investigaram o efeito de diferentes períodos de ciclagem mecânica no afrouxamento de parafusos de pilares unitários em implantes CHEX. Após a simulação de mastigação em ciclagem mecânica o torque de desaperto foi avaliado. Os resultados dos ensaios mostraram que o torque de desaperto após 1.000.000 ciclos foi significativamente menor, comparado aos valores do torque de desaperto após 500.000 ciclos.

Em uma segunda pesquisa Khraisat et al. (2004b) investigaram o efeito de cargas cíclicas laterais no afrouxamento do parafuso em implantes CHEX. Quinze conjuntos de implante Brånemark foram divididas igualmente em 3 grupos, A, B, e C. Para o grupo A, uma carga cíclica de 50 N foi aplicada centralmente e perpendicularmente ao eixo longo do implante, enquanto que para o grupo B, a mesma carga foi aplicada excêntrica (a uma distância de 4 mm do centro) em um sentido de se soltar. Os corpos de prova foram ciclados até 1.03106 ciclos (equivalente a 40 meses de função mastigatória). Sobre o Grupo C (controle) não foi aplicada carga. O contra-torque foi aferido e registrado antes e após o carregamento e a diferença foi calculada. Comparando os valores de torque aplicados e os valores de contra-torque, o grupo A mostrou no contra-torque uma diminuição que variou de 5,6 a 3,4 Ncm em relação ao torque aplicado; o grupo B mostrou no contra-torque uma diminuição que variou de 1,9 a 0,5 Ncm em relação ao torque aplicado e o grupo C mostrou no contra-torque uma diminuição que variou de 0,7 a 0,0 Ncm em relação ao torque aplicado. Os autores concluíram que o torque dos parafusos foi mais preservado sob cargas excêntricas laterais comparado às cargas cêntricas.

Kitagawa et al. (2005) conduziram um estudo como objetivo de investigar a influência do desenho da junta implante/pilar no afrouxamento de parafuso, utilizando MEF. A simulação utilizou implantes CCI e implante CHEX. A CHEX mostrava movimento rotacional, enquanto a CCI não apresentava esse tipo de movimentação. Os autores concluíram que a CCI é mais estável do que a CHEX.

O objetivo de Yousef et al. (2005) foi entender os parâmetros de afrouxamento de parafusos, incluindo perda de torque, rotação da cabeça do parafuso, mudanças nas

dimensões dos parafusos e distorção da interface implante/pilar, utilizando modelo in vitro. Foram estudados 3 sistemas de implantes: Brånemark, 3i e Bio-Lock, todos CHEX. Os implantes foram carregados com carga axial de 300Ncm (carga correspondente a forte atividade de bruxismo), por 50.000 ciclos, com frequência de 1Hz. Os autores concluíram que o afrouxamento de parafusos parece seguir uma série de parâmetros específicos que inclui rotação anti-horária, estiramento do parafuso e distorção da conexão aparafusada, este processo parece estar associado às propriedades físicas do parafuso e sua configuração.

Segundo Piermatti et al. (2006) a resistência da matéria prima utilizada para a fabricação do parafuso influencia significativamente a pré-carga. Os fabricantes de conexões parafusadas recomendam em média aperto de 75% a 80% do limite de elasticidade do material, como reserva para evitar deformações permanentes. Entretanto, quanto mais resistente for o parafuso, maior a pré-carga que pode ser atingida, isso ocorre até certo ponto, pois quando a fricção entre as roscas do implante e do parafuso se torna muito alta o hexágono da cabeça do parafuso espana ou a chave de instalação pode quebrar. No ponto de vista dos autores, a aplicação de maiores valores de torque é um aspecto que deveria ser considerado para a redução do afrouxamento de parafusos, o que aumentaria a pré-carga e forneceria maior estabilidade ao sistema.

Garine et al. (2007) abordaram que mesmo nos novos desenhos de parafusos que mantem o foco em aumentar a pré-carga na conexão, também é importante considerar que a desadaptação rotacional do pilar, quando maior que 5°, aumenta a possibilidade de afrouxamento do parafuso. O estudo avaliou as dimensões de hexágonos de implantes e de seus respectivos pilares cerâmicos, medindo a desadaptação rotacional entre os implantes e os pilares, e correlacionando as dimensões dos gaps entre os implantes e os pilares à desadaptação rotacional dos mesmos. Os resultados mostraram diferenças significativas na desadaptação rotacional entre os tipos de pilares, com médias de desadaptação rotacional entre 1,61° a 4,13°. Os autores concluíram que inconsistências no processo de usinagem dos hexágonos foram encontradas para todos os implantes e pilares testados.

Jung et al. (2008) conduziram uma revisão sistemática a fim de avaliar a sobrevida das coroas unitárias sobre implantes em um período de 5 anos e descrever a

incidência de complicações biológicas e técnicas. Os autores notaram que 12,7% das próteses apresentaram soltura de parafuso ou do pilar, e 0,35% das próteses apresentaram fratura do parafuso ou do pilar. A partir dos resultados os autores concluíram que no período avaliado a taxa de sobrevida para as coroas unitárias sobre implantes é alta, entretanto, complicações biológicas e técnicas são frequentes.

Segundo Coelho et al. (2008), afrouxamentos e fraturas de parafusos são complicações comuns em restaurações sobre implantes, fatores que estão relacionados com a desadaptação implante/pilar e com a presença de gap entre o implante e o pilar, podendo causar distribuições de tensões desfavoráveis aos componentes do conjunto, ao implante e ao osso. Os autores abordaram que o gap entre o implante e o pilar pode ter influência significativa nestes achados. A má adaptação de componentes protéticos causa concentração de células inflamatórias, o que por sua vez afeta o nível do osso alveolar de suporte.

Barbosa et al. (2008) afirmaram que a desadaptação entre o implante e a prótese podem gerar 2 possíveis complicações: a biológica, aumentando a carga transmitida ao osso e a presença de inflamação dos tecidos moles (devido à infiltração no gap entre o implante e o pilar) o que por fim causa a perda óssea; e a protética, causando afrouxamento e fratura do implante ou do parafuso. Segundo o autor o contato entre o pilar e a plataforma do implante é o fator chave, porque reduz a carga sobre o parafuso do pilar, garantindo grande eficiência destes componentes. Mesmo uma pequena desadaptação pode resultar em mudanças no parafuso e aumento na incidência de tensões sobre os parafusos. Valores de desadaptação considerados aceitáveis são os menores do que $10\mu\text{m}$. Os valores médios de desadaptação verificados nesse estudo foram de $29,08 \pm 8,78\mu\text{m}$, sempre acima de $10\mu\text{m}$. Um elevado nível de perda de torque foi observado, algumas vezes aproximando-se de 70%. Os autores, a partir das análises estatísticas concluíram que não houve correlação entre os dois parâmetros.

O objetivo do estudo de Theoharidou et al. (2008) foi revisar de forma sistemática os estudos clínicos sobre a incidência de afrouxamento do parafuso do pilar em restaurações unitárias sobre implantes, considerando diferentes geometrias de conexão implante/pilar. Vinte e sete estudos foram selecionados. O grupo de CHEX foi composto por 12 estudos, avaliando 586 próteses unitárias. A porcentagem

estimada de próteses sem complicações no grupo CHEX foi de 97,3%. O grupo de CINT foi composto por 15 estudos, avaliando 1.113 próteses unitárias. A porcentagem estimada de próteses sem complicações no grupo CINT foi de 97,6%. Os resultados deste estudo apontam que o afrouxamento do parafuso do pilar é um evento raro em próteses unitárias, independentemente da conexão implante/pilar, desde que as características anti-rotacional adequadas sejam empregadas.

Tsuge e Hagiwara (2009) conduziram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito do carregamento cíclico excêntrico no afrouxamento do parafuso do pilar em implantes hexágono interno e externo, testando parafusos de titânio e parafusos de ouro. O valor do contra-torque do parafuso do pilar foi medido antes (pré-carga inicial) e após o carregamento (pós-carga). Os conjuntos foram preparados divididos em quatro grupos (A, B, C e D). Grupos A e B utilizaram implantes de CINT e parafusos de liga de ouro e parafusos de liga titânio respectivamente. Grupos C e D utilizados implantes CHEX com parafusos de liga de ouro e parafusos de liga titânio respectivamente. Em todos os grupos, a pré-carga pós carregamento mecânico foi significativamente maior do que a pré-carga inicial. Além disso, os resultados indicaram que a conexão implante/pilar não tem efeito no afrouxamento do parafuso, mas o material parafuso tem influência. Em particular, parafusos de titânio eram menos propensos a se soltar.

O estudo de Barbosa et al. (2011) avaliou a perda do torque aplicado após sucessivos apertos e desapertos com a utilização de parafusos novos. Os implantes e pilares foram divididos em 3 grupos (G1, G2 e G3). O G1 correspondia a parafusos novos, o G2 utilizou os mesmos parafusos por uma segunda vez e o G3 utilizaram os mesmos parafusos mais 2 vezes. Os valores de contra-torque foram aferidos em torquímetro digital. Foram observadas diferenças significativas entre G1 ($50,71\% \pm 11,36$) e G2 ($24,01\% \pm 3,33$) e entre G1 ($50,71\% \pm 11,36$) e G3 ($25,60\% \pm 4,64$). Não houve diferença significativa entre os grupos G2 e G3. Dentro das limitações do estudo, os autores concluíram que o contra-torque é menor quando utilizados parafusos que já haviam sido torqueados anteriormente, mantendo-se estável após a aplicação sucessiva de torque e contra-torque.

Scarano et al. (2011), justificaram seu estudo relatando que a fratura do parafuso do pilar ou o afrouxamento do mesmo representa uma falha rara, mas bastante desagradável. O objetivo da pesquisa foi analisar e examinar a estrutura da rosca do

parafuso. Neste estudo foram excluídos os pacientes cujos parafusos dos pilares estavam quebrados. A equipe observou um total de 58 parafusos frouxos. Os parafusos foram retirados e analisados em microscopia eletrônica de varredura (MEV). A partir dessa análise os autores concluíram que estes parafusos apresentavam deformações nas roscas, em concavidades e convexidades, o que possibilitou o afrouxamento.

Cardoso et al. (2012) avaliaram a variação do torque de remoção dos parafusos de pilares após sucessivos apertos e desapertos. Vinte parafusos de titânio foram torqueados em 32Ncm a 20 implantes CHEX. Os parafusos foram desapertados e reapertados 10 vezes. Conforme o número de apertos e desapertos aumentavam, foi notado que o torque de remoção diminuía. Os autores concluíram que repetidos apertos e desapertos reduzem gradualmente o torque de remoção dos parafusos, sendo que a troca por um novo parafuso após sucessivos apertos e desapertos não aumenta a resistência do sistema ao afrouxamento.

A fim de avaliar a incidência de complicações protéticas nas próteses sobre implantes confeccionadas com pilares do tipo UCLAs calcináveis, Montero et al. (2012) conduziram uma pesquisa na qual 71 pacientes e 93 próteses unitárias sobre implantes foram avaliadas. A incidência de complicações protéticas no período médio observado ($26,2 \pm 15,4$ meses) foi de 11,9%, que consistiam de afrouxamento do parafuso (10,8%) e fratura de cerâmica (1,1%). Os autores concluíram que o afrouxamento do parafuso é a complicação mais frequente em próteses unitárias construídas sobre pilas UCLAs fundidos em cobalto-cromo.

Coppedê et al. (2013) conduziram uma pesquisa que avaliou PCC e PCQ em implantes CHEX e em implantes de conexão tricanal interna. Quarenta e quatro conjuntos de implante, parafuso e pilar foram utilizados. Os pilares foram apertados a 32 Ncm de torque; após 10 minutos, o contra-torque pré-ciclagem mecânica foi aferido. Os mesmos pilares foram então reapertados com 32 Ncm de torque e após 10 minutos foram carregadas mecanicamente 300.000 ciclos e o contra-torque foi aferido novamente. Após os testes os autores chegaram à conclusão de que o desenho da cabeça do parafuso do pilar influencia significativamente o contra-torque. O PCC apresentou maior torque de desaperto comparado ao PCQ, antes e após o carregamento mecânico. Já o tipo de conexão não exerceu influência significativa no contra-torque.

O objetivo do estudo de Yeo et al. (2014) foi investigar os efeitos do comprimento do parafuso do pilar no afrouxamento do parafuso após a termociclagem. Os parafusos foram apertados com 30 Ncm e submetido a 2.000 ciclos térmicos em banhos de água a 4°C e 60°C, com 60 segundos de imersão em cada temperatura. Os valores dos torques de remoção foram medidos antes e após a termociclagem, e as diferenças de acordo com o comprimento do parafuso do pilar foram analisadas estatisticamente. O comprimento do parafuso do pilar não teve efeito significativo no afrouxamento do parafuso sob estresse térmico.

Segundo Michalakis et al. (2014), implantes dentários com CINT foram concebidos para estabelecer uma melhor distribuição das tensões quando forças externas laterais agem sobre a prótese e para minimizar as forças transmitidas para o parafuso de fixação. O grupo avaliou 10 implantes CHEX e 10 implantes de conexão hexagonal interna. Quatro ciclos de carga foram aplicados a cada amostra até a plataforma apresentar um gap de 0,5; 1; 2; e 2,5mm. As cargas médias para o primeiro ciclo foram 256,70Ncm para a CHEX e 256Ncm para os implantes de CINT, não revelando diferenças significativas entre os 2 grupos testados. Para o segundo ciclo, as cargas médias necessárias para um deslocamento de 1mm entre implante e pilar foram 818,19Ncm e 780,20Ncm para as CHEX e CINT respectivamente, revelando diferenças significativas entre os 2 grupos testados. No terceiro ciclo, os valores de carga médios para um deslocamento de 2 mm foram 1.394,10Ncm e 1.225,00Ncm para as CHEX e CINT respectivamente, revelando diferenças significativas entre os 2 grupos testados. A carga média para o quarto ciclo (deslocamento de 2,5 mm) foi de 1.488,00Ncm para os implantes CHEX e 1.029,00Ncm para os implantes CINT, revelando diferenças significativas entre os 2 grupos testados. Os resultados deste estudo in vitro sugerem que o desenho de ligação interna do sistema de implante examinadas não puderam evitar o afrouxamento do parafuso em situações de sobrecarga.

Chae et al. (2015) realizaram um estudo para comparar as taxas de sobrevivência e a incidência de complicações em implantes CHEX e CINT. As complicações foram divididas em duas categorias: biológicas e técnicas. Complicações biológicas incluíam: profundidade de sondagem menor do que 4mm, a exposição de roscas dos implantes visível em radiografia e as complicações dos tecidos moles. As

complicações técnicas incluíam: fratura da porcelana, fratura do implante, fratura da coroa, afrouxamento ou fratura do parafuso do pilar, perda de retenção e perda de material de preenchimento do orifício de acesso do parafuso. Um total de 2.651 implantes em 1.074 pacientes foram analisados. Os períodos de observação médios foram de 3,4 anos para os implantes de CINT e 3,1 anos para os implantes CHEX. A taxa de sobrevida observada foi de 96,1%. Complicações nos tecidos moles foram as mais frequentes nos implantes CHEX e o afrouxamento ou fratura do parafuso do pilar ocorreu mais frequentemente com os implantes de CINT. Os autores concluíram que CHEX são mais propensas a complicações biológicas, enquanto as CINT são mais propensas a complicações técnicas.

Com o objetivo de avaliar o efeito da ciclagem mecânica e do reaperto do parafuso no torque reverso em implantes CHEX e CINT, Cho et al. (2015) aplicaram inicialmente 30Ncm e consideraram grupos com reaperto e grupos sem reapertos. Os grupos mostraram queda no contra-torque após ciclagem. Os implantes CHEX mostraram contra-torque elevados comparados aos implantes de CINT, antes e depois da ciclagem. Nos implantes de conexão externa o reaperto não afetou a queda do contra-torque. Por outro lado, reapertar 5 vezes e reapertar após 10 ciclos de simulação mastigatória foi efetivo para manter o contra-torque nos implantes de CINT. Os autores concluíram que o reaperto dos parafusos foi mais efetivo em CINT e que o reaperto é recomendado nos estágios iniciais da função mastigatória

Arnetz et al. (2015) conduziram uma pesquisa com o objetivo de comparar a perda do torque aplicado em diferentes modelos de parafusos. Foram testados parafusos com cabeças quadradas, parafusos com cabeças cônicas e um parafuso experimental com a cabeça duplamente cônica (duas seções cônicas consecutivas com angulações diferentes). Os parafusos fixaram os pilares a implantes de CCI. Os pilares foram instalados com 30Ncm e ciclados até 3×10^6 ciclos em uma simuladora de mastigação. Após a ciclagem os contra-torques foram aferidos e registrados e houve diferença significativa entre os diferentes tipos de parafusos. Os parafusos com cabeças duplamente cônicas apresentaram uma média de torque de desaperto maior comparado aos valores médios apresentados pelos parafusos de cabeças cônicas. Os parafusos de cabeças cônicas, por sua vez, apresentaram uma média de torque de desaperto maior comparado aos valores apresentados pelos parafusos de cabeças

quadradas. Os autores concluíram que o desenho da cabeça do parafuso influencia significativamente na perda de torque.

2.3 RELAÇÃO COROA/IMPLANTE

Rokni et al. (2005) conduziram uma pesquisa retrospectiva, analisando 199 implantes que foram utilizados no tratamento reabilitador de 74 pacientes parcialmente desdentados. Os 199 implantes foram categorizados de acordo com suas alturas, implantes que mediam de 5mm a 7mm foram considerados curtos, já os implantes que mediam de 8mm a 12mm foram considerados longos. As áreas de superfícies dos implantes foram calculadas, os implantes curtos apresentaram área de superfície estimada de $\leq 600\text{mm}^2$, enquanto os implantes longos apresentaram área de superfície estimada de $> 600\text{mm}^2$. A RCI média encontrada foi de 1,5. Os autores concluíram que a RCI e a área de superfície do implante não apresentam influência nos níveis de perda óssea. Os implantes longos mostraram 0,2mm mais perda óssea do que os implantes curtos. Da mesma forma, os implantes ferulizados mostraram mais perda óssea (0,2mm mais) do que os implantes não ferulizados.

Renouard e Nisand (2005) conduziram um estudo clínico retrospectivo com a proposição de verificar a taxa de sobrevida de implantes de 6mm a 8,5mm de altura instalados em maxilas extremamente reabsorvidas. Como critérios de inclusão, além da altura dos implantes (6mm a 8,5mm), os casos selecionados foram de pacientes que não foram submetidos a cirurgia de enxertia óssea prévia. Os pacientes receberam 96 implantes com carga tardia após 3 a 6 meses. Os autores seguiram um protocolo cirúrgico que visava otimizar a estabilidade primária do implante. A partir do estudo os autores afirmam que o uso de implantes curtos (6mm a 8,5mm) podem ser considerados para reabilitações protéticas de maxilas extremamente reabsorvidas como uma alternativa para técnicas cirúrgicas mais complicadas, por apresentarem um protocolo cirúrgico mais simples e mais seguro comparado a procedimentos de enxertia óssea.

Tawil et al. (2006) instalaram 262 implantes com medida igual ou menor que 10mm em 109 pacientes. Dos 262 implantes, 88,5% foram instalados em mandíbula e 11,5% em maxila. Os pacientes foram acompanhados por um período médio de 53 meses. Os implantes foram divididos em 6 grupos de acordo com a RCI que apresentaram. Dos 262 implantes 12,8% apresentaram $RCI < 1,29$; 9% apresentaram $RCI > 1$ e $< 1,2$; 24,7% apresentaram $RCI > 1,21$ e $< 1,40$; 12,3% apresentaram $RCI > 1,41$ e $< 1,6$; 16,6% apresentaram $RCI > 1,61$ e $< 2,0$ e 3,4% apresentaram $RCI > 2$. Ao relacionar a RCI com a perda óssea na região periimplantar não houve diferença significativa entre os grupos. A perda óssea média verificada foi de $0,74 \pm 0,65$ mm. Entre as complicações verificadas, 7,8% dos pacientes tiveram soltura de parafusos e 5,2% dos pacientes apresentaram fratura da porcelana. Os autores concluíram que implantes curtos parecem ser uma solução viável a longo prazo em locais com reduzida altura óssea, mesmo quando a RCI está entre 2 e 3, não parece representar um fator de risco biomecânico com tanto que a orientação de forças e a distribuição de cargas sejam favoráveis.

Schulte et al. (2007) em um estudo retrospectivo avaliaram 889 próteses unitárias sobre implantes fixados em maxila e em mandíbula. As RCI variavam entre 0,5 e 3. A RCI média dos implantes que estavam em função era de 1,3, bem semelhante à RCI média dos implantes que falharam de 1,4. Os autores sugeriram que as orientações de relação coroa dente naturais não devem ser aplicadas a implantes, já que a RCI média encontrada (1,3) não seria aceitável tratando-se de dentes naturais. Os implantes instalados nesse estudo apresentaram uma taxa de sobrevida de 98,2%.

Blanes et al. (2007) publicaram um estudo prospectivo de 10 anos de acompanhamento de implantes ITI instalados em áreas posteriores. O objetivo era avaliar a influência da RCI e diferentes modalidades de tratamento protéticos na perda óssea marginal ao redor de implantes instalados em regiões. Os autores tratam das diferentes RCI de acordo com a linha de fulcro ápico-coronalmente. De acordo com os autores 2 diferentes tipos de RCI podem ser estabelecidas, a anatômica e a clínica. Na RCI anatômica o ponto de apoio do braço de alavanca está localizado no ombro do implante. Já na RCI clínica a linha de fulcro está localizada na crista óssea. A RCI anatômica oferece um cenário biomecanicamente mais favorável, já que seu braço de alavanca é menor comparado à RCI clínica. Por outro lado, a RCI clínica representa

um cenário mais realístico. Vinte e seis e meio por cento das restaurações apresentaram RCI clínica $\geq 2\text{mm}$, esse grupo apresentou 94,1% de taxa de sobrevida. Os autores verificaram que menores RCI (nas relações anatômica e clínica) mostraram uma maior perda óssea, comparadas a maiores RCI, apresentando uma relação inversa entre RCI e perda óssea.

Blanes (2009) conduziu uma revisão sistemática, com a finalidade de avaliar a ocorrência de complicações biológicas e técnicas no que diz respeito à RCI. As complicações avaliadas foram: a sobrevida do implante, perda da crista óssea peri-implantar, fratura do implante e complicações técnicas. A análise dos dados revelou que a taxa de sobrevida das reconstruções implanto-suportadas com uma RCI >2 foi de 94,1%. Além disso, a perda óssea peri-implantar não pareceu ser influenciada pela RCI.

Urdaneta et al. (2010) em um estudo retrospectivo avaliaram 326 implantes instalados em 81 pacientes com um acompanhamento médio de 70,7 meses. As RCI foram distribuídas em 4 grupos: $\leq 1,00$ (4,3% dos implantes), de 1,01 a 1,49 (44,8% dos implantes), de 1,5 a 1,99 (34,7% dos implantes) e ≥ 2 (16,2% dos implantes). A RCI média encontrada nos 326 implantes foi de 1,6. No estudo foi verificado que o aumento da RCI tem um efeito significativo na soltura de coroas na região anterior e na fratura do pilar de titânio nas regiões posteriores. Os autores abordam que com a esplintagem dos implantes adjacentes essas falhas possivelmente seriam solucionadas. Segundo os autores, o aumento da RCI possivelmente tem um papel significativo na soltura de parafuso ou na fratura de próteses parafusadas, consequentemente é necessário ter cuidado no planejamento quando a RCI for elevada, além da esplintagem, um implante de maior diâmetro é recomendado pelos autores nessas situações. Os autores concluíram, a partir dessa pesquisa, que elevadas RCI, apesar de apresentarem um aumento significativo nas complicações protéticas, não apresentam efeito significativo no nível ósseo em coroas unitárias ou na taxa de insucesso dos implantes.

Birdi et al. (2010) conduziram um estudo retrospectivo para determinar qual seria a RCI de coroas unitárias sobre implantes curtos na prática clínica e avaliar a relação entre RCI e nível ósseo. Para tanto a equipe avaliou radiograficamente 309 implantes instalados em 194 pacientes, os implantes selecionados para avaliação neste estudo

mediam 5,7mm ou 6mm. A RCI média encontrada foi de 2,0, variando de 0,9 a 3,2, sendo que 93% dos implantes apresentaram RCI maior do que 1,5 e mais de 45% apresentaram RCI maior do que 2,0. Não foi encontrada relação estatística significativa que possam justificar uma correlação entre RCI e perda óssea marginal. Os autores concluíram que a RCI não afeta o sucesso do tratamento com implantes curtos.

Gómez-Polo et al. (2010) selecionaram pacientes que passaram por tratamento reabilitador com implantes no período de 1998 a 2003. Sessenta e nove pacientes e 85 implantes, variando em altura de 8mm a 15mm, foram avaliados clinicamente e radiograficamente. Pacientes que apresentavam periimplantite severa (mais que 1mm de reabsorção), higiene oral insatisfatória, doenças sistêmicas ou fumantes não foram incluídos na pesquisa. A média de reabsorção óssea verificada foi de $2,12 \pm 1,30$ mm, com valores entre 0,0mm e 6,61mm. A RCI encontrada variavam entre 0,43 e 1,5. Os autores, a partir do estudo, não notaram correlação entre a RCI e progressiva reabsorção óssea marginal.

Nissan et al. (2011a) avaliaram o efeito da RCI e do espaço da coroa em altura (ECA) na distribuição de estresse em coroas unitárias com o auxílio de modelos fotoelásticos. Implantes CHEX, medindo 3,8mm de diâmetro e 12mm de altura foram fixados nos modelos. Pilares de titânio foram fixados aos implantes com um torque de 35Ncm. Coroas de Co-Cr-Mo foram confeccionadas e cimentadas aos pilares e divididas em 4 grupos segundo sua RCI: 1:1; 1:1,5; 1:1,75 e 1:2, sendo que as coroas variavam em alturas de 10mm (RCI 1:1), 15mm (RCI 1:1,5), 17,5mm (RCI 1:1,75) e 20mm (RCI 1:2). Sobre cada coroa foi aplicado uma força de 20kg e um medidor de tensão registrou a tensão para cada um dos grupos. Quando a força foi aplicada no eixo vertical não houve diferença estatística significativa na tensão em relação ao aumento da RCI. Entretanto, quando a força foi aplicada a 30° em relação ao eixo vertical a tensão aumentou significativamente conforme a RCI foi aumentada de 1:1 para 1:1,5. Nos casos em que a força foi aplicada a 30° em relação ao eixo vertical sobre as RCI 1:1,75 e 1:2 o parafuso do pilar fraturou o que causou o deslocamento da coroa. Tratando-se do ECA quando a força foi aplicada a 30° em relação ao eixo vertical as coroas com alturas superiores a 15mm falharam. Apesar de uma elevada RCI apresentar um aumento na tensão as falhas só ocorreram quando as coroas

mediam mais do que 15mm de altura, portanto, o ECA parece ser mais significativo do que a RCI. As falhas protéticas ocorreram nesse estudo nos casos em que a RCI $\geq 1:1,75$ e ECA $\geq 15\text{mm}$.

Em um segundo estudo Nissan et al. (2011b) a fim de avaliarem se a esplintagem tem efeito na distribuição de estresse avaliando diferentes RCI e diferentes ECA em modelos fotoelásticos utilizando a mesma metodologia do estudo anterior. Os resultados obtidos com coroas esplintadas forem semelhantes aos resultados obtidos anteriormente analisando coroas unitárias. Os autores verificaram que a esplintagem aumenta a tensão cervical e não previne as falhas protéticas. A partir desse segundo estudo os autores concluíram que nos casos em que o ECA $\geq 15\text{mm}$ uma abordagem cirúrgica que proporcione aumento ósseo vertical deve ser considerada.

Lee et al. (2012) avaliaram 259 implantes instalados em 175 pacientes a fim de avaliar a influência da RCI na mudança marginal do nível ósseo ao redor do implante. Os implantes avaliados foram divididos em 2 grupos: RCI >1 com 44,7% dos implantes e RCI ≥ 1 com 55,3% dos implantes. A RCI média encontrada foi de $1,06 \pm 0,42$. A média da perda óssea marginal na região periimplantar nos 5 anos de acompanhamento foi de $0,93 \pm 10,15\text{mm}$ (variando entre 0,05mm a 1,89mm). Os resultados do estudo demonstraram que menores RCI apresentam mais perda óssea marginal ao redor do implante comparadas a elevadas RCI. A análise estatística revelou uma relação inversamente proporcional entre RCI e perda óssea periimplantar. Ao combinar os efeitos, os autores notaram que a RCI foi um dos fatores que mais influenciou na perda óssea, comparado com diâmetro do implante, tipo da prótese, localização do implante e procedimento de regeneração óssea guiada. Quanto à localização foi verificado que a RCI influenciou na perda óssea apenas na maxila, não mostrando influencia quando se tratava de implantes instalados na mandíbula. Os autores também concluíram que o sistema de implantes foi o fator dominante na perda óssea marginal, tendo maior influência do que a RCI.

Mertens et al. (2012) instalaram 52 implantes de 8mm de altura e 9mm de altura em 14 pacientes, acompanharam os pacientes por um período médio de 10,1 anos e avaliaram os pacientes clinicamente e radiograficamente. Após 10,1 anos nenhum implante foi perdido. Uma perda óssea média de $0,3 \pm 0,4\text{mm}$ foi constatada. Para avaliar a taxa de sucesso foram utilizados 2 critérios. O primeiro critério utilizado foi o

de Albrektsson et al. (1986), que considera que houve sucesso se a perda óssea marginal for menor ou igual a 1mm durante o primeiro ano após a instalação da prótese, se a perda óssea não ultrapassar 0,2mm em cada ano subsequente de função e se não houver sinal radiográfico de radiolucência ao redor do implante. O segundo critério aplicado, de Karoussis et al. (2003), é mais rigoroso, já que esse considera parâmetros para os tecidos moles, profundidade da bolsa e sangramento à sondagem. Para o segundo critério os implantes deveriam apresentar as seguintes características para serem considerados com sucessivos: ausência de mobilidade, ausência de sintomas (como por exemplo: dor, sensação de formigamento e parestesia), não apresentar profundidade de bolsa periodontal >5, não apresentar profundidade de bolsa periodontal=5mm com sangramento, não apresentar contorno radiolúcido ao redor do implante e não apresentar perda óssea maior do que 0,2mm anualmente após o primeiro ano de função. De acordo com o critério de Albrektsson et al. (1986) todos os implantes foram sucessivos, entretanto seguindo o critério mais rígido de Karoussis et al. (2003) 4 implantes falharam. A taxa de sobrevida dos implantes foi de 100%. A partir das análises clínicas e radiográficas os autores consideraram implantes curtos uma opção de tratamento estável, principalmente em áreas com pouca altura óssea. Os autores concluíram que o uso de implantes curtos resultou em reabsorção óssea marginal e taxas de falhas similares ao uso de implantes longos. Um aumento na RCI não demonstrou nenhuma influência negativa no sucesso de implantes nesse estudo.

Sotto-Maior et al. (2012) conduziram uma pesquisa para verificar a contribuição de parâmetros protéticos, como a RCI, na concentração de estresse em coroas unitárias suportadas por implantes curtos. Trinta e dois modelos de elementos finitos foram criados de uma região mandibular posterior atrófica com um implante CHEX, medindo 5mm de diâmetro e 7mm de altura, na região de primeiro molar. A partir das análises os autores verificaram que uma RCI elevada aumenta a concentração de estresse, sendo a RCI responsável por 11,45% do estresse transmitido ao osso cortical. A carga oclusal foi o parâmetro avaliado que mais influenciou na concentração de estresse.

De Moraes et al. (2013) conduziram uma pesquisa pelo método de elementos finitos, afim de avaliar a distribuição de estresse na coroa, parafuso, implante e osso com diferentes RCI em implantes CHEX. Três modelos (A, B e C) tridimensionais foram

criados, os implantes nos 3 modelos tinham as mesmas medidas (3,75mm de diâmetro e 10mm de altura), variando apenas as alturas das coroas, sendo que o modelo A apresentava uma coroa com 10mm de altura, o modelo B apresentava uma coroa com 12,5mm de altura e o modelo C apresentava uma coroa com 15mm de altura. Sobre as cúspides de balanceio foram aplicadas cargas de 200Ncm no eixo axial e 100Ncm obliquamente (45° em relação ao longo eixo). Foi observado que sob cargas axiais a região de maior estresse se concentrava na região cervical da coroa, na interface implante/prótese, na plataforma do implante e no parafuso do pilar. Sob cargas oblíquas o maior estresse estava concentrado no pescoço do parafuso do lado oposto ao lado que a carga estava sendo aplicada, na interface implante-coroa do lado que a carga estava sendo aplicada, na plataforma do implante, na segunda rosca do implante e no terço cervical da coroa. Os autores verificaram que a concentração de estresse no parafuso e interface implante/prótese aumentava conforme a coroa aumentava em altura. Comparando a distribuição de estresse foi observado que a coroa com 15mm de altura apresentava uma concentração de estresse 3 vezes maior do que a coroa com 10mm de altura quando em carga oblíqua. Tratando-se especificamente do parafuso, ao comparar cargas axiais e oblíquas, a maior concentração de tensão estava no pescoço do parafuso em todos os modelos, sendo que a concentração era maior quando as cargas eram oblíquas e maior conforme a altura da coroa aumentava.

Bayraktar et al. (2013) pesquisaram a influência da RCI na distribuição periimplantar de estresse. Além da RCI outros parâmetros foram avaliados: a altura do implante e o diâmetro do implante, a região onde os implantes foram instalados (segundo pré-molar e primeiro molar) e se as próteses foram unidas. A partir da análise de elementos finitos, foi possível concluir que a RCI tem uma relação direta com o estresse transmitido à região periimplantar, porém a altura da coroa clínica se mostrou mais significativa. Os autores consideraram que para coroas unidas na região posterior com elevada RCI uma opção de tratamento seria utilizar implantes de diâmetro largo.

Okada et al. (2013) conduziram uma pesquisa em cães para verificar se o aumento da RCI influencia a estabilidade do implante nos casos em que a mucosa periimplantar é mantida saudável. Foram extraídos os pré-molares mandibulares de 5 cachorros,

após 12 semanas de cicatrização, 3 tipos de perda óssea vertical foram simuladas nos sítios cirúrgicos (4mm, 3,25mm e 2mm) e 30 implantes foram instalados. A perda óssea simulada definiu os 3 grupos: RCI elevada, RCI média e RCI baixa. Valores de coeficientes de estabilidade dos implantes foram medidos com o auxílio do dispositivo Osstell (Osstell® Mentors; Integration diagnostics AB, Gotemburgo, Suécia) para avaliar a estabilidade do implante em 0, 12, e 24 semanas após a colocação do implante. Após 24 semanas os animais foram sacrificados e os blocos ósseos contendo os implantes foram ressecados. Os blocos ósseos desidratados foram seccionados para análise da atividade de remodelação óssea em microscópio de fluorescência (AX-70- Macro; Olympus Company, Tóquio, Japão). Os coeficientes de estabilidade dos implantes aumentaram com o tempo nos 3 grupos, sem qualquer correlação significativa com a RCI. A perda óssea marginal verificada nos 3 grupos variou entre 0,11mm e 0,19 mm, não apresentando diferença significativa entre os grupos. Remodelação óssea ativa foi verificada nos 3 grupos, embora ela seja mais intensa no grupo RCI elevada do que no grupo RCI baixa. Os resultados sugerem que o aumento da RCI pode não ser um fator de risco para falha do implante desde que a mucosa periimplantar for mantida saudável.

Malchiodi et al. (2014) avaliaram radiograficamente e clinicamente 280 implantes instalados em 151 pacientes. Os implantes avaliados apresentavam de 5 a 12mm de altura. Todos os pacientes foram convocados a cada 6 meses como parte de seu programa de higiene oral de rotina. Exames clínicos e radiográficos durante o período de cicatrização foram feitos após 3 meses (para mandíbula) ou 4 meses (para maxila), e durante a reabilitação protética, os pacientes foram examinados a cada 6 meses até os 36 meses de acompanhamento. A taxa de sucesso foi de 98,1%, e a média de perda óssea peri-implantar foi de $0,48 \pm 0,29$ mm. A análise estatística revelou que do ponto de vista biomecânico, a RCI parece ser o principal parâmetro capaz de influenciar o sucesso do implante e a perda da crista óssea. Os autores consideraram que é importante não exceder os valores-limite (RCI anatômica= 3.10 e RCI clínica= 3.40), a fim de evitar o estresse excessivo na região periimplantar capaz de resultar em perda da crista óssea excessiva ou falha do implante.

Para avaliar a ocorrência de complicações protéticas e biológicas no que diz respeito à RCI, Quaranta et al. (2014) verificaram sistematicamente a literatura publicada sobre

o assunto. Segundo os autores, uma $RCI \geq 1,46$ pode ser considerado um fator de risco para o afrouxamento de pilares e de coroas unitárias e uma $RCI \geq 2,01$ pode ser considerado um fator de risco para fraturas de pilares em regiões posteriores. Portanto os autores concluíram que a elevada RCI pode estar relacionada com algumas falhas protéticas, apesar de não causar complicações biológicas ou falhas nos implantes.

Com o objetivo de explorar a influência da RCI na taxa de sucesso do tratamento com implantes e verificar a perda óssea marginal, Garaicoa- Pazmiño et al. (2014) conduziram uma revisão sistemática. Um total de 13 artigos foram incluídos nesta revisão sistemática. A partir da análise dos artigos incluídos os autores concluíram que a RCI tem efeito na perda óssea marginal peri-implantar, sendo que quanto maior a RCI, menor é a perda óssea peri-implantar.

Sotto-Maior et al. (2015) avaliaram o padrão fotoelástico ao redor de 2 implantes curtos suportando coroas unitárias com diferentes RCI. Um análogo do implante CHEX (7mm de comprimento) e 1 análogo do implante de CCI (6mm de comprimento) foram fixados em blocos de resina. Cada implante recebeu uma coroa unitária simulando as RCI de 1:1 e de 2:1 ($n=10$). Cada implante recebeu uma carga compressiva de 0,5kgf, aplicada axialmente e obliquamente (30°). A concentração de estresse ao redor de cada implante foi calculada em 5 pontos. Quando sob cargas axiais, o estresse ficou concentrado na região de crista óssea e não houve diferença entre as RCI. Em contrapartida, sob cargas oblíquas os implantes CHEX mostraram menos concentração de tensão do que os implantes de CCI e o grupo RCI 2:1 mostrou maior concentração de tensão para ambos os modelos de implantes. Podemos concluir a partir desse estudo que a RCI influencia o padrão de distribuição de tensões apenas em cargas oblíquas.

Sun et al. (2015) avaliaram 91 implantes unitários de conexão hexagonal interna. Os implantes mediam entre 8mm e 13mm de altura e haviam sido instalados em sítios de pré-molares e molares de 76 pacientes. O nível ósseo marginal foi avaliado radiograficamente 1 ano e 6 anos após o carregamento dos implantes. Duas RCI foram definidas: a RCI anatômica e a RCI clínica. Para a RCI anatômica, o ponto de fulcro foi considerado no contato osso/implante mais coronal. Para a RCI clínica, o ponto de fulcro foi estabelecido na interface entre o ombro do implante e o complexo pilar/coróa. Os autores consideraram a RCI anatômica um cenário biomecânico mais

plausível do que a RCI clínica, portanto a RCI anatômica foi escolhida para aplicar as análises lineares neste estudo. Nos resultados foi verificado que a RCI e a altura da coroa anatômica não foram associadas com a perda óssea marginal periimplantar nos 6 anos avaliados. O índice de placa bacteriana, o índice de sangramento e o tabagismo, por outro lado, influenciaram significativamente a perda óssea marginal periimplantar. Complicações técnicas foram observadas em 12 casos (13,1%). Esses casos incluem seis implantes com soltura do parafuso (6,6%), três implantes com fratura da porcelana (3,3%) e três casos separados de perda de retenção, fratura do parafuso e trincas na estrutura (1,1% cada). A partir dos testes os autores concluíram que pacientes com maiores coroas anatômicas apresentam mais complicações técnica.

Hof et al. (2015) avaliaram diversos fatores a fim de estipular o que pode influenciar na perda óssea marginal ao redor de implantes, dentre os fatores os autores avaliaram a RCI e a altura da coroa. Foram analisados um total de 103 pacientes e 200 implantes com alturas variando entre 8mm e 16mm. A RCI anatômica variou entre 0,48 e 1,53 (mediana 1,85), já a RCI clínica variou entre 0,53 e 1,52 (mediana 0,89). A perda óssea média verificada foi de $0,98 \pm 0,76$ mm. Os autores não notaram associação entre a RCI anatômica ou RCI clínica com a perda óssea marginal ao redor de implantes. A partir dos fatores avaliados, os autores concluíram que a perda óssea marginal pode ser atribuída à posição subcristal do implante.

Ramos Verri et al. (2015) estudaram os implantes curtos, a fim de verificar como o aumento da coroa pode influenciar o dia-a-dia clínico. Para tanto, foram usados modelos de elementos finitos com diferentes alturas de coroas sob cargas axiais (200Ncm) e oblíquas (100Ncm). Os autores concluíram que o aumento da altura da coroa não influencia na distribuição de estresse sob cargas axiais. Entretanto, as coroas com altura de 12,5mm e 15mm sob cargas oblíquas mostraram maior concentração de estresse no parafuso e no osso cortical. Portanto, o aumento da altura da coroa foi considerado como um possível fator prejudicial para o parafuso e para algumas regiões do tecido ósseo.

Segundo Bulaqi et al. (2015), implantes curtos em regiões posteriores com elevadas alturas de coroas, estão mais propícias a estresse mecânico, o que pode causar fraturas ou perda de torque nos parafusos. O software BAQUS foi utilizado para a

simulação dinâmica do aperto do parafuso e para aplicação de uma carga externa sobre a cúspide vestibular. Sob forças não axiais, foi possível concluir que o aumento da altura da coroa contribuiu para o afrouxamento do parafuso e fraturas por fadiga.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo é avaliar 2 diferentes desenhos de parafusos de pilares (PCQ e PCC), verificando se em diferentes RCI ($RCI < 1$ e $RCI > 1$) haverá mudança no contra-torque pós-ciclagem mecânica. A hipótese nula do presente trabalho é que o desenho cônico do PCC influenciará no contra-torque após a ciclagem mecânica, sobretudo em uma situação de $RCI > 1$.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DOS MATERIAIS

Todos os materiais utilizados (Quadro 4.1) na presente pesquisa foram fornecidos pela empresa **Dérig® Indústria e Comércio de Materiais Médicos-Odontológicos - SP, BRASIL**.

- Quarenta implantes CHEX (titânio comercialmente puro grau IV - ELI, ASTM F67) - de 3,75mm, medindo 10mm de altura, diâmetro da plataforma de 4,1mm e altura do hexágono de 0,7mm foram selecionados (Figura 4.1).
- Quarenta parafusos de fixação de pilares (Ti-6Al-4V - ELI, ASTM F136) foram selecionados, sendo 20 com cabeça quadrada e 20 com cabeça cônica (Figura 4.2).
- Quarenta pilares para prótese unitária (Ti-6Al-4V - ELI, ASTM F136) foram selecionados; 10 pilares medindo 9,8mm de altura e geometria interna com encaixe para PCQ; 10 pilares medindo 6,0mm de altura e geometria interna com encaixe para PCQ; 10 pilares medindo 9,8mm de altura e geometria interna com encaixe para PCC e 10 pilares medindo 6,0mm de altura e geometria interna com encaixe para PCC (Figura 4.3).
- Quarenta componentes de carregamento com formato hemi-esférico (Ti-6Al-4V - ELI, ASTM F136) para serem fixados aos pilares seguindo a Associação Brasileira de Normas Técnicas NBR ISO 14801:2012. A fixação desse componente hemi-esférico aumenta a porção coronal em 3mm (Figura 4.4).

Quadro 4.1 - Especificação dos materiais selecionados

Componentes	Especificações	Quantidade
Implantes Hexágono Externo	10,00mm comprimento 3,75mm diâmetro 4,10mm diâmetro plataforma 0,70mm altura do hexágono 2,70mm medida do hexágono Roscas externas M3,75 x 1,20mm Roscas internas tipo M2,00 x 0,40mm	40
Parafuso Cabeça Quadrada (PCQ)	2,45mm diâmetro cabeça 1,60mm altura cabeça 7,10mm comprimento total 3,40mm comprimento da seção rosqueada 1,20mm altura do encaixe para chave Roscas tipo M2,00 x 0,40mm	20
Parafuso Cabeça Cônica (PCC)	2,45mm diâmetro da cabeça 1,60mm altura cabeça 25° angulação parte cônica cabeça 7,10mm comprimento total 3,40mm comprimento da seção rosqueada 1,20mm altura do encaixe para chave Roscas tipo M2,00 x 0,40mm	20
<i>Pilar Unitário encaixe PCQ RCI>1</i>	9,80mm comprimento total 2,60mm diâmetro do orifício para o parafuso 2,70mm medida do hexágono 4,10mm diâmetro externo da base 90° angulação porção interna	10
<i>Pilar Unitário encaixe PCQ RCI<1</i>	6,00mm comprimento total 2,60mm diâmetro do orifício para o parafuso 2,70mm medida do hexágono 4,10mm diâmetro externo da base 90° angulação porção interna	10
<i>Pilar Unitário encaixe PCC RCI>1</i>	9,80mm comprimento total 2,60mm diâmetro do orifício para o parafuso 2,70mm medida do hexágono 4,10mm diâmetro externo da base 25° angulação porção interna	10
<i>Pilar Unitário encaixe PCC RCI<1</i>	6,00mm comprimento total 2,60mm diâmetro do orifício para o parafuso 2,70mm medida do hexágono 4,10mm diâmetro externo da base 25° angulação porção interna	10
<i>Hemi-esfera de carregamento</i>	6,00mm comprimento total 4,00mm diâmetro da porção hemi-esférica 3,00mm altura da porção hemi-esférica	40

Figura 4.1 - Implante utilizado

Figura 4.2 - Parafusos utilizados. Parafuso do pilar com a cabeça quadrada - PCQ (A) e parafuso do pilar com a cabeça cônica - PCC (B)

Figura 4.3 - Pilares unitários utilizados. Pilar unitário com encaixe para PCQ (A) e pilar unitário com encaixe para PCC (B)

Figura 4.4 - Componente hemi-esférico de carregamento

4.2 ANÁLISE DA ÁREA DE SUPERFÍCIE DOS PARAFUSOS

Mensuração da área superficial do PCQ e do PCC. A medição foi feita através da análise digital das imagens dos parafusos no software de projeto 3D SolidWorks. Os desenhos digitais dos parafusos foram construídos por um engenheiro mecânico e submetidos ao software de projeto 3D SolidWorks, o qual tem a capacidade de calcular a área da superfície dos parafusos utilizados nessa pesquisa.

4.3 DIVISÃO EM GRUPOS

Os implantes, pilares e parafusos foram divididos em 4 grupos:

- GRUPO A: 10 corpos de prova com $RCI > 1$, pilares de 9,8mm de altura fixados com PCQ e componente hemi-esférico de carregamento (Figura 4.5).
- GRUPO B: 10 corpos de prova com $RCI < 1$, pilares de 6,0mm de altura fixados com PCQ e componente hemi-esférico de carregamento (Figura 4.6).
- GRUPO C: 10 corpos de prova com $RCI > 1$, pilares de 9,8mm de altura fixados com PCC e componente hemi-esférico de carregamento (Figura 4.7).
- GRUPO D: 10 corpos de prova com $RCI < 1$, pilares de 6,0mm de altura fixados com PCC e componente hemi-esférico de carregamento (Figura 4.8).

Figura 4.5 - Ilustração do Grupo A

Figura 4.6 - Ilustração do Grupo B

Figura 4.7 - Ilustração do Grupo C

Figura 4.8 - Ilustração do Grupo D

A RCI considerada no presente trabalho foi a anatômica.

4.4 POSICIONAMENTO DOS CORPOS DE PROVA

Os corpos de prova foram posicionados seguindo a Associação Brasileira de Normas Técnicas ISO 14801 – “Odontologia – Implantes- Ensaio dinâmico de fadiga para implantes odontológicos endósseos” (Figura 4.9).

Os 40 implantes foram fixados em resina acrílica (Jet, Clássico, São Paulo, Brasil) em tubos de policloreto de polivinila (PVC) com 20mm de diâmetro e 31mm de altura, de forma que seu eixo central esteja em um ângulo de 30° em relação à direção de carregamento do equipamento de ensaio (Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2012), simulando a inclinação da cúspide do dente antagonista ao eixo longitudinal do implante (Khraisat et al., 2002; Cardoso et al., 2012).

Os pilares foram fixados aos implantes aplicando um torque de aperto de 35Ncm, de acordo com as recomendações do fabricante, após 10 minutos o parafuso foi reapertado em 35Ncm a fim de minimizar o relaxamento entre as roscas e auxiliar no alcance da pré-carga ideal (Khraisat et al., 2004b). O torque de remoção pré-ciclagem mecânica foi aferido após 5 minutos, usando um torquímetro digital (Figura 4.10), e registrado. O parafuso novamente foi apertado em 35Ncm e após 10 minutos reapertado em 35Ncm, seguindo o protocolo descrito por Breeding e Dixon (Breeding et al., 1993; Dixon et al., 1995).

Figura 4.9 - Ilustração do posicionamento dos corpos de prova

Figura 4.10 - Torquímetro digital utilizado

4.5 CICLAGEM MECÂNICA

Os conjuntos foram posicionados na máquina de ensaios de simulação de mastigação (Figura 4.11) - Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia-Universidade de São Paulo. A simuladora de mastigação opera com cargas de 100Ncm e apresenta taxa de carregamento de 120 ciclos/min (2Hz). A simuladora foi equipada com um dispositivo automático de contagem para contar os ciclos de carga. Cada grupo teste foi ciclado por 139 horas, totalizando 1.0×10^6 ciclos (1 milhão de ciclos), o que representa 40 meses de função mastigatória simulada (Quek et al., 2006).

Após os ensaios de simulação de mastigação, os conjuntos implante/pilar foram removidos da máquina de ensaios e os torques de desaperto dos parafusos após carregamento mecânico foram medidos e registrados pelo mesmo torquímetro digital utilizado pré-ciclagem (Figura 4.10).

A diferença entre os torques de aperto e os torques de desaperto foi calculada considerando o torque de desaperto uma porcentagem (%) do torque de aperto. Estes valores de porcentagem foram calculados tanto para a situação de aperto/desaperto pré-ciclagem mecânica, quanto para a situação de aperto/desaperto pós-ciclagem mecânica.

Figura 4.11 - Máquina simuladora de ciclos mastigatórios

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para responder aos objetivos do estudo foi utilizada a metodologia de ANOVA com medidas repetidas (sendo o momento o fator de repetição), seguida de comparações múltiplas de Tukey.

Foi desenvolvido um único modelo de ANOVA tendo como variável dependente a porcentagem do contra-torque em relação ao torque aplicado, e como variáveis independentes o tipo do parafuso utilizado (PCQ ou PCC), a RCI ($RCI > 1$ ou $RCI < 1$), a interação entre a RCI e o tipo do parafuso (Grupo A, B, C ou D) e o momento da avaliação (pré-ciclagem ou pós-ciclagem).

Todos os testes de hipóteses desenvolvidos nesse trabalho consideraram uma significância de 5%, ou seja, a hipótese nula foi rejeitada quando p-valor foi menor ou igual a 0,05. A hipótese nula é a afirmação de que os tratamentos testados são iguais, dessa forma ao rejeitar a hipótese nula, eu aceito que os tratamentos não são iguais,

o que configura diferença estatística entre os resultados. Portanto, eu posso afirmar que quando o p-valor $< 0,05$ há diferenças estatísticas entre os resultados.

Detalhes técnicos sobre as metodologias utilizadas nesse trabalho são apresentadas nas seções 4.6.1 e 4.6.2:

4.6.1 Análise de Variância (ANOVA) com medidas repetidas

O ajuste do modelo produz resíduos (diferença entre o valor observado e o valor ajustado), e para que possamos aceitar o modelo ajustado, algumas suposições sobre esses resíduos devem ser satisfeitas, por exemplo normalidade e independência. Essas suposições podem ser verificadas por métodos gráficos e, na prática, esses pressupostos não precisam ser todos rigorosamente satisfeitos. Os resultados são empiricamente verdadeiros sempre que as populações são aproximadamente normais (isso é, não muito assimétricas) e têm variâncias próximas. Todos os modelos desenvolvidos nesse estudo tiveram as suposições sobre os resíduos satisfeitas.

4.6.2 Comparações Múltiplas de Tukey

Quando detectamos efeito de um fator e o mesmo possui mais do que duas categorias, torna-se interesse saber quais categorias apresentam diferença quanto à variável.

O teste proposto por Tukey permite comparar cada um dos níveis do fator a fim de verificar qual apresenta média significativamente diferente dos outros.

5 RESULTADOS

5.1 ANÁLISE DA ÁREA DE SUPERFÍCIE DO PCQ E DO PCC

Na mensuração da área superficial do PCQ e do PCC através do software de projeto 3D SolidWorks, verificamos que enquanto PCQ apresenta uma área de contato de $1,76 \text{ mm}^2$, o PCC apresenta uma área de $4,16 \text{ mm}^2$ (Figura 5.1). A modificação no desenho do parafuso aumenta a área de contato entre a interface pilar/parafuso. Possivelmente um aumento na área de contato criado a partir da modificação do desenho do parafuso favoreça o desempenho do mesmo (PCC), já que a tensão será dissipada por uma área maior, proporcionando uma união mecânica mais estável ao conjunto.

Figura 5.1 - Mensuração da área superficial do PCQ (A) e do PCC (B)

5.2 CONTRA-TORQUE PRÉ-CICLAGEM

Os valores de contra-torques foram calculados como um percentual do torque aplicado. Para exemplificar podemos observar a Tabela 5.1, o torque de aperto aplicado em cada parafuso foi de 35Ncm. Nas tabelas subsequentes quando o contra-

torque é apresentado como 100%, o torque aplicado foi mantido 100% no momento do contra-torque, ou seja, um parafuso que foi apertado com 35Ncm de torque foi desapertado com 35Ncm de torque reverso. Já no caso da Amostra 1 do Grupo A, por exemplo (Tabela 5.1), o contra-torque corresponde a 91,43% do torque aplicado, portanto, o parafuso foi apertado com 35Ncm de torque e desapertado com um contra-torque de 32Ncm (91,43% de 35Ncm), mantendo 91,43% do torque aplicado.

Os valores dos torques de aperto e contra-torque pré-ciclagem foram registrados para todos os conjuntos implante/pilar dos grupos A B, C e D (Tabela 5.1 e Gráfico 5.1).

Tabela 5.1 - Resultados do contra-torque pré-ciclagem

	AMOSTRA (%)										média (%)	desvio-padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
GRUPO A: RCI>1 E PCQ	91,43	85,71	91,43	100,00	91,43	100,00	100,00	85,71	88,57	71,43	90,57	8,73
GRUPO B: RCI<1 E PCQ	77,14	85,71	82,86	85,71	88,57	80,00	100,00	85,71	85,71	77,14	84,86	6,61
GRUPO C: RCI>1 E PCC	94,29	91,43	100,00	88,57	94,29	100,00	100,00	100,00	100,00	97,14	96,57	4,22
GRUPO D: RCI<1 E PCC	94,29	97,14	100,00	94,29	100,00	97,14	100,00	100,00	100,00	97,14	98,00	2,35

Gráfico 5.1 - Comparação dos resultados de contra-torque pré-ciclagem com valores médios e desvios-padrão

Avaliando a Tabela 5.1 e o Gráfico 5.1 podemos observar que na pré-ciclagem os valores médios dos grupos que utilizaram o PCC são maiores (96,57% e 98,00%) do que os valores médios dos grupos que utilizaram o PCQ (90,57% e 84,86%). Observando a RCI não é possível estipular um padrão entre a $RCI > 1$ e a $RCI < 1$. O Grupo D foi o grupo que mais manteve o torque aplicado (98,00%).

5.3 CONTRA-TORQUE PÓS-CICLAGEM

Os valores dos torques de aperto e contra-torque pós-ciclagem foram registrados para todos os conjuntos implante/pilar dos grupos A B, C e D. A porcentagem do contra-torque em relação ao torque aplicado inicialmente foi calculada (Tabela 5.2 e Gráfico 5.2).

Tabela 5.2 - Resultados do contra-torque pós-ciclagem

	AMOSTRA (%)										média (%)	desvio-padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
GRUPO A: RCI > 1 E PCQ	74,29	82,86	65,71	71,43	65,71	68,57	60,00	68,57	62,86	65,71	68,57	6,46
GRUPO B: RCI < 1 E PCQ	74,29	91,43	80,00	80,00	71,43	74,29	85,71	80,00	77,14	80,00	79,43	5,84
GRUPO C: RCI > 1 E PCC	91,43	88,57	68,57	88,57	74,29	82,86	82,86	82,86	82,86	85,71	82,86	6,87
GRUPO D: RCI < 1 E PCC	80,00	88,57	77,14	82,86	91,43	80,00	80,00	91,43	91,43	85,71	84,86	5,56

Gráfico 5.2 - Comparação dos resultados de contra-torque pós-ciclagem com valores médios e desvios-padrão

Avaliando a Tabela 5.2 e o Gráfico 5.2 podemos observar que na pós-ciclagem os valores médios dos grupos que utilizaram o PCC são maiores (82,86% e 84,86%) do que os valores médios dos grupos que utilizaram o PCQ (68,57% e 79,43%). Observando a RCI não é possível estipular um padrão entre a RCI > 1 e a RCI < 1. O Grupo D foi o grupo que mais manteve o torque aplicado (84,86%).

5.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

No presente estudo o modelo ANOVA foi utilizado para avaliar estatisticamente o efeito do parafuso, da RCI, do momento e da interação parafuso*RCI*momento, quanto à porcentagem de contra-torque em relação ao torque aplicado.

No modelo ANOVA, inicialmente os fatores (parafuso, RCI e momento) são analisadas individualmente. Em um segundo momento os fatores (parafuso, RCI e momento) são combinadas para avaliação da significância.

A Tabela 5.3 demonstra os resultados obtidos a partir do modelo ANOVA.

Tabela 5.3 - Modelo ANOVA

		Porcentagem do contra torque em relação ao torque aplicado						
Fatores	Categorias		Momento				Geral	
			Pré Ciclagem		Pós Ciclagem			
			Média (%)	Desvio-padrão	Média (%)	Desvio-padrão	Média (%)	Desvio-padrão
Parafuso	PCC	97,3	3,4	83,9	6,2	90,6	8,4	
	PCQ	87,7	8,1	74,0	8,2	80,9	10,6	
RCI	RCI>1	93,6	7,4	75,7	9,8	84,6	12,4	
	RCI<1	91,4	8,3	82,1	6,2	86,8	8,6	
Parafuso * RCI	RCI>1	PCC	96,6	4,2	82,9	6,9	89,7	9,0
		PCQ	90,6	8,7	68,6	6,5	79,6	13,5
	RCI<1	PCC	98,0	2,4	84,9	5,6	91,4	7,9
		PCQ	84,9	6,6	79,4	5,8	82,1	6,7
Total		92,5	7,8	78,9	8,7	85,7	10,7	
							p-valor	
Parafuso							<.0001	
RCI							0,1203	
Momento							<.0001	
Parafuso * RCI *Momento							0,0045	

A partir do modelo ANOVA (Tabela 5.3) observamos que o PCC apresenta uma média de contra-torque pré-ciclagem mecânica de 97,3%, e durante a ciclagem mecânica há uma redução de torque de 13,4%, alcançando uma média de 83,9% na pós-ciclagem mecânica. Enquanto o PCQ apresenta uma média de contra-torque pré-ciclagem mecânica de 87,7%, e durante a ciclagem mecânica há uma redução de torque de 13,7%, alcançando uma média de 74,0% na pós-ciclagem mecânica. No momento pré-ciclagem mecânica o PCQ tem uma perda de torque significativamente mais expressiva do que a perda de torque observada no PCC, já durante a ciclagem mecânica, o PCC e o PCQ perdem aproximadamente a mesma porcentagem de torque (13,4% e 13,7%, respectivamente).

Observamos que a RCI>1 apresenta uma média de contra-torque pré-ciclagem mecânica de 93,6%, e durante a ciclagem mecânica há uma redução de torque de 17,9%, alcançando uma média de 75,7% na pós-ciclagem mecânica. Enquanto a

RCI<1 apresenta uma média de contra-torque pré-ciclagem mecânica de 91,4%, e durante a ciclagem mecânica há uma redução de torque de 9,3%, alcançando uma média de 82,1% na pós-ciclagem mecânica. Apesar dos contra-torques na pré-ciclagem mecânica apresentarem valores próximos para RCI>1 e RCI<1 (93,6% e 91,4%), a RCI>1 perde mais torque durante a ciclagem mecânica do que a RCI<1 (17,9% e 9,3%, respectivamente).

Avaliando os fatores individualmente e os p-valores no modelo ANOVA (Tabela 5.3) temos que:

O PCQ difere estatisticamente do PCC (p-valor <0,0001), independente do momento de avaliação (pré-ciclagem mecânica ou pós-ciclagem mecânica), sendo que a porcentagem de contra-torque é maior para PCC (90,6%) do que para PCQ (80,9%).

A RCI>1 não difere estatisticamente da RCI<1 (p-valor 0,1203), apesar da porcentagem de contra-torque ser menor para RCI>1 (84,6%) do que para RCI<1 (86,8%).

O momento pré-ciclagem mecânica difere estatisticamente do momento pós-ciclagem mecânica (p-valor <0,0001), observamos que há um efeito do momento da avaliação (pré-ciclagem mecânica ou pós-ciclagem mecânica) no percentual do contra-torque, independe do parafuso (PCQ ou PCC) e da RCI (RCI>1 ou RCI<1), sendo que na pré-ciclagem a média de porcentagem do contra-torque é maior (92,5%) do que na pós-ciclagem (78,9%).

Na análise das variáveis combinadas entre si observamos que a combinação parafuso*RCI*momento apresentou significância (p-valor 0,0045). Para o melhor entendimento de como essas variáveis interagem entre si, a combinação parafuso*RCI*momento foi submetida à análise de comparações múltiplas de Tukey (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 - Comparações múltiplas de Tukey para a interação parafuso*RCI* momento

Comparação								
	Parafuso	RCI	Momento	x	Parafuso	RCI	Momento	p-valor
1	PCC	RCI > 1	Pré-Ciclagem	x	PCQ	RCI > 1	Pré-Ciclagem	0,0309
2	PCC	RCI < 1	Pré-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pré-Ciclagem	<.0001
3	PCC	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI > 1	Pós-Ciclagem	<.0001
4	PCC	RCI < 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pós-Ciclagem	0,0502
5	PCC	RCI > 1	Pré-Ciclagem	x	PCC	RCI < 1	Pré-Ciclagem	0,6019
6	PCC	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI < 1	Pós-Ciclagem	0,4657
7	PCQ	RCI > 1	Pré-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pré-Ciclagem	0,0395
8	PCQ	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pós-Ciclagem	0,0002
9	PCC	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI > 1	Pré-Ciclagem	<.0001
10	PCQ	RCI < 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pré-Ciclagem	0,0503
11	PCC	RCI < 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI < 1	Pré-Ciclagem	<.0001
12	PCQ	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI > 1	Pré-Ciclagem	<.0001
13	PCC	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pós-Ciclagem	0,2124
14	PCC	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI > 1	Pré-Ciclagem	0,0060
15	PCC	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI < 1	Pré-Ciclagem	<.0001
16	PCC	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pré-Ciclagem	0,4661
17	PCQ	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI < 1	Pós-Ciclagem	<.0001
18	PCQ	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI > 1	Pré-Ciclagem	<.0001
19	PCQ	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI < 1	Pré-Ciclagem	<.0001
20	PCQ	RCI > 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pré-Ciclagem	<.0001
21	PCC	RCI < 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI > 1	Pré-Ciclagem	<.0001
22	PCC	RCI < 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI > 1	Pré-Ciclagem	0,0396
23	PCC	RCI < 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pré-Ciclagem	0,9994
24	PCQ	RCI < 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI > 1	Pré-Ciclagem	<.0001
25	PCQ	RCI < 1	Pós-Ciclagem	x	PCQ	RCI > 1	Pré-Ciclagem	0,0001
26	PCQ	RCI < 1	Pós-Ciclagem	x	PCC	RCI < 1	Pré-Ciclagem	<.0001
27	PCC	RCI > 1	Pré-Ciclagem	x	PCQ	RCI < 1	Pré-Ciclagem	<.0001
28	PCQ	RCI > 1	Pré-Ciclagem	x	PCC	RCI < 1	Pré-Ciclagem	0,0081

Avaliando a Tabela 5.4, observamos através das comparações múltiplas de Tukey que na pré-ciclagem o PCQ e o PCC (comparação 1 e comparação 2 da Tabela 5.4) demonstram diferença estatística, tanto para a RCI>1 (p-valor 0,0309), quanto para a RCI<1 (p-valor <0,0001). Na pós-ciclagem a diferença estatística entre PCQ e PCC é estipulada em uma RCI>1 (comparação 3 da Tabela 5.4, p-valor<0,0001), já na pós-ciclagem em uma RCI<1 (comparação 4 da Tabela 5.4) o PCQ não demonstrou diferença estatística em relação ao PCC (p-valor 0,0502).

É possível verificar que com o uso do PCC a $RCI > 1$ não difere estatisticamente da $RCI < 1$ (comparação 5 e comparação 6 da Tabela 5.4), a partir da análise das comparações 5 e 6, podemos concluir que um aumento da RCI não interfere no contra-torque do PCC, isso ocorre tanto na pré-ciclagem (p-valor 0,6019), como na pós-ciclagem (p-valor 0,4657). O mesmo não é observado com o uso do PCQ, já que verificamos que com o uso do PCQ a $RCI > 1$ difere estatisticamente da $RCI < 1$ (comparação 7 e comparação 8 da Tabela 5.4), tanto na pré-ciclagem (p-valor 0,0395), como na pós-ciclagem (p-valor 0,0002).

Podemos observar também que o momento pré-ciclagem mecânica se difere do momento pós-ciclagem mecânica (comparação 9, comparação 11 e comparação 12 da Tabela 5.4), com exceção da situação $RCI < 1$ com PCQ (comparação 10 da tabela 5.4), onde a pré-ciclagem não se difere estatisticamente da pós-ciclagem (p-valor 0,0503).

As porcentagens do contra-torque em relação aos fatores avaliados estão representadas em gráficos subsequentes (Gráfico 5.3, Gráfico 5.4 e Gráfico 5.5).

Gráfico 5.3 - Porcentagem do contra-torque em relação ao torque aplicado considerando os fatores parafuso e momento

Gráfico 5.4 - Porcentagem do contra-torque em relação ao torque aplicado considerando os fatores RCI e momento

Gráfico 5.5 - Porcentagem do contra-torque em relação ao torque aplicado considerando os fatores parafuso, RCI e momento

6 DISCUSSÃO

O presente estudo teve por objetivo avaliar o PCQ e o PCC em diferentes RCI ($RCI > 1$ e $RCI < 1$), verificando se a mudança no conjunto (parafuso e pilar) pode desencadear uma redução na incidência de afrouxamento de parafusos de pilares em implantes CHEX.

Montero et al. (2012) apontaram que o afrouxamento do parafuso do pilar é a complicação mais frequente em próteses unitárias. Segundo Wie (1995), as falhas nas conexões parafusadas podem ser consideradas iatrogênicas, e medidas para evitar essas falhas devem ser discutidas. Binon e McHugh (1996) abordaram que uma conexão parafusada pode se tornar mais resistente ao afrouxamento de parafuso através da eliminação do desajuste entre o pilar e o implante, no presente trabalho verificamos que o PCC apresenta uma área de superfície significativamente maior quando comparado ao PCQ, esse resultado pode significar uma conexão mais estável (com menor desajuste) entre pilar e implante.

No presente trabalho também foi abordado a RCI, já que De Moraes et al. (2013) verificaram que a concentração de estresse no parafuso aumentava conforme a RCI ficava maior. Os autores observaram que uma coroa com 15mm de altura apresentava uma concentração de estresse 3 vezes maior do que uma coroa com 10mm de altura, sendo que a maior concentração de tensão estava no pescoço do parafuso (De Moraes et al., 2013). Bulaqi et al. (2015) obtiveram resultados semelhantes, os autores observaram que elevadas RCI estão mais propícias a estresse mecânico, o que pode causar fraturas ou perda de torque nos parafusos, os autores concluíram em seu estudo que o aumento da altura da coroa contribuiu para o afrouxamento do parafuso e fraturas por fadiga, o que é um indício de que em uma situação de elevada RCI o parafuso recebe uma carga elevada de tensão, o que acaba por ocasionar a falha do mesmo.

Nas pesquisas clínicas revisadas no presente trabalho os resultados foram semelhantes, apontando que elevadas RCI contribuem para complicações protéticas (Urdaneta et al., 2010) e para complicações técnicas (Sun et al., 2015). No presente estudo obtivemos que após a ciclagem mecânica a $RCI > 1$ apresentou menor torque

de remoção do que a $RCI < 1$, de acordo com os resultados das pesquisas aqui apresentadas, já que a hipótese para o ocorrido é a de que com o aumento da RCI o parafuso da prótese fica sobrecarregado, esse estresse em excesso gera o afrouxamento do parafuso, que é demonstrado nessa pesquisa através dos valores de contra-torque.

Há diversas pesquisas que demonstram que uma elevada RCI não parece causar perda óssea ao redor do implante (Rokni et al., 2005; Blanes et al., 2007; Blanes, 2009; Gómez-Polo et al., 2010; Lee et al., 2012; Garaicoa- Pazmiño et al., 2014; Hof et al., 2015), ou influenciar no sucesso do implante (Birdi et al., 2010; Mertens et al., 2012; Okada et al., 2013). Ao considerarmos os resultados da presente pesquisa e a revisão da literatura, podemos considerar que uma elevada RCI pode gerar problemas protéticos, como a soltura do parafuso (Sun et al., 2015; Bulaqi et al., 2015; Ramos Verri et al., 2015), mas clinicamente não deve ocasionar perda óssea significativa ao redor do implante (Urdaneta et al., 2010; Quaranta et al., 2014).

No que se diz respeito à RCI também é importante considerar que alguns autores citam que o ECA parece ser mais significativa tratando-se de falhas do que a RCI (Nissan et al., 2011a; Nissan et al., 2011b). No presente estudo, o aumento da RCI foi representado mantendo-se o comprimento do implante e aumentando o ECA, seguindo a metodologia de outros trabalhos publicados anteriormente. Portanto, no presente trabalho, não é possível afirmar se a redução do torque de remoção apresentado deve-se à RCI e/ou ao ECA.

Segundo Siamos et al. (2002) em uma conexão parafusada só há afrouxamento do parafuso se as forças externas (induzindo a separação das partes) forem maiores do que as forças que as mantêm unidas, os autores consideram que a força da conexão é mais influenciada pela força de travamento do que pela resistência dos parafusos, segundo os autores o torque para o parafuso de fixação do pilar deve ser $\geq 30\text{Ncm}$, o que possivelmente reduziria casos de afrouxamento de parafusos. No presente estudo todos os parafusos utilizados foram fixados a 35Ncm , considerando a importância da força do travamento na estabilidade do conjunto implante/pilar e seguindo as orientações do fabricante.

Outro ponto a ser analisado no que se diz respeito à estabilidade do conjunto e à força de união contida no parafuso do pilar, é o fato de que a má adaptação de componentes

protéticos causa concentração de células inflamatórias, o que por sua vez afeta o nível do osso alveolar de suporte (Coelho et al., 2008), com a perda óssea subsequente a RCI clínica é alterada para maior, o que pode sobrecarregar o parafuso, ou ocasionar soltura ou fratura do mesmo. Segundo Barbosa et al. (2008) o contato entre o pilar e a plataforma do implante é o fator chave, porque reduz a carga sobre o parafuso do pilar, garantindo grande eficiência dos componentes. Para verificar a estabilidade do sistema no presente trabalho, utilizamos como parâmetro o torque de remoção (Jörnégus et al., 1992). As aferições de torque foram feitas por um torquímetro digital e, apesar do esforço para a centralização do mesmo, qualquer folga pode permitir uma inclinação em relação ao eixo do implante, o que pode interferir na aferição do torque (Cardoso et al., 2012). Se é que essa inclinação ocorreu, ela foi mínima e distribuída em todas as amostras. O controle de torque não é um método absolutamente preciso, entretanto é o método mais utilizado (Cardoso et al., 2012).

No presente trabalho nós obtivemos que a utilização do PCC apresenta melhor manutenção do torque aplicado independente do momento de avaliação (pré-ciclagem mecânica ou pós-ciclagem mecânica), o que é benéfico para o conjunto implante/pilar. Estes resultados estão em acordo com os estudos de Coppédê et al. (2013) e Arnetzl et al. (2015). Por outro lado, os resultados não estão de acordo com o estudo de Jörnégus et al. (1992).

Coppédê et al. verificaram que o desenho cônico do parafuso foi benéfico ao sistema, comparado ao desenho quadrado, o PCC apresentou maior torque de desaperto antes e após o carregamento mecânico (Coppédê et al., 2013). Resultado semelhante foi obtido por Arnetzl et al., comparando parafusos com cabeças quadradas, parafusos com cabeças cônicas e parafusos com cabeças duplamente cônicas, concluindo que os PCC apresentam uma média de torque de desaperto maior do que os PCQ (Arnetzl et al., 2015).

Na pesquisa de Coppédê também foi verificada a influência do tipo da conexão (CHEX ou CINT) no torque de remoção, porém Coppédê et al. (2013) concluíram que o tipo de conexão não exerceu influência significativa no contra-torque, já a pesquisa de Arnetzl et al. (2015), todos os implantes testados eram de CINT. Na presente pesquisa, o PPC é avaliado em implantes CHEX, dessa forma a utilização do PCC significa uma melhoria no sistema de implantes CHEX. O implante CHEX ainda é um implante muito

utilizado (Oliveira et al., 2015) e é uma conexão protética que apresenta muitos relatos de falhas na literatura, portanto uma melhoria nesse sistema caracteriza um benefício no cotidiano clínico.

Jörnégus et al. compararam PCQ e PCC, obtendo que o PCQ em liga de ouro produziu os melhores resultados (Jörnégus et al., 1992). Entretanto a comparação entre os resultados obtidos por Jörnégus et al. (1992) e os resultados obtidos no presente estudo é uma tarefa difícil, já que o presente estudo utilizou apenas parafusos fabricados em titânio – liga Ti-6Al-4V e o estudo de Jörnégus et al. (1992) comparou parafusos fabricados em titânio comercialmente puro grau I, titânio comercialmente puro grau III e liga de ouro, não utilizando nenhum parafuso fabricado em titânio – liga Ti-6Al-4V. A diferença entre as matérias primas utilizadas nos estudos determina aos produtos testados diferentes propriedades químicas, influenciando valores de pré-carga, o módulo de elasticidade dos parafusos, o coeficiente de atrito e consequentemente os valores de torque e contra-torque.

Quando parafusos de titânio - liga Ti-6Al-4V são comparados a parafusos de ouro após simulação de ciclagem mecânica, a matéria-prima utilizada na confecção do parafuso demonstra ter influência no afrouxamento, sendo o parafuso de titânio menos propenso à soltura (Tsuge; Hagiwara, 2009).

No presente estudo, para permitir uma comparação direta entre os resultados todos os parafusos receberam o mesmo torque de fixação (35Ncm) e foram reapertados após 10 minutos para eliminar um possível viés causado por uma deformação elástica. A padronização durante o posicionamento dos corpos de prova assegurou que o desenho do parafuso e a RCI foram as únicas variáveis deste estudo.

Clinicamente, quando a RCI for elevada (>1) o uso do PCC é recomendado, já que no presente estudo verificamos que o aumento da RCI não interfere no contra-torque do PCC e esse desenho do parafuso apresenta melhor manutenção do torque aplicado.

7 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados e dentro das limitações do presente estudo, podemos afirmar que:

- O PCC apresenta desempenho superior ao PCQ, no que se diz respeito a afrouxamento;
- O PCC caracteriza uma possibilidade de melhoria em sistemas de implantes CHEX;
- O desenho cônico do PCC influencia no contra-torque após a ciclagem mecânica, sendo indicado sobretudo em uma situação de $RCI > 1$, onde o parafuso é mais requisitado.

REFERÊNCIAS¹

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986 Summer;1(1):11-25.

Arnetzl GV, Payer M, Falkensammer F, Arnetzl G. Effect of double conical abutment screw on implant preload. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Aug6. doi: 0.1111/clr.12623. [Epub ahead of print]

Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR ISO 14801: odontologia- implantes- ensaio dinâmico de fadiga para implantes odontológicos endósseos. Rio de Janeiro: ABNT; 2012.

Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszlak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 May-Jun;11(3):372-8.

Barbosa GAS, Bernardes SR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*. 2008;19(4):358-3.

Barbosa GS, Silva-Neto JP, Simamoto-Júnior PC, Neves FD, Mattos MDA G, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J*. 2011;22(1):51-5.

Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dent*. 2013;22(4):406-13.

---

¹ De acordo com estilo Vancouver.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996 Mar-Apr;9(2):149-60.

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

Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol.* 2010;36(6):425-33. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00071. Epub 2010 Jun 14.

Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:67-72.

Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Dec;18(6):707-14.

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 May-Jun;6(3):435-9.

Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safarl H, Samandari MM, Geramipناه F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2015 Jun;113(6):548-57. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.11.007. Epub 2015 Mar18.

Cardoso M, Torres MF, Lourenço EJ, De Moraes Telles D, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Apr;23(4):475-80. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02165.x. Epub 2011 Apr 4.

Chae SW, Kim YS, Lee YM, Kim WK, Lee YK, Kim SH. Complication incidence of two implant systems up to six years: a comparison between internal and external connection implants. *J Periodontal Implant Sci.* 2015 Feb;45(1):23-9. doi: 10.5051/jpis.2015.45.1.23. Epub 2015 Feb 25.

Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent.* 2004 Sep;13(3):245-50.

Cho WR, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Effect of cyclic loading and retightening on reverse torque value in external and internal implants. *J Adv Prosthodont.* 2015 Aug;7(4):288-93. doi: 10.4047/jap.2015.7.4.288. Epub 2015 Aug 18.

Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NRFA. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehab.* 2008 Dec;35(12):917-24. doi: 10.1111/j.1365-2842.2008.01886.x. Epub 2008 Oct 29.

Coppedê AR, Faria AC, De Mattos MAG, Rodrigues RC, 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 Implants.* 2013 Nov-Dec;28(6):e321-9. doi: 10.11607/jomi.3029.

De Moraes SL, Verri FR, Santiago JF, Almeida DA, De Mello CC, Pellizzer EP. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J.* 2013 Nov-Dec;24(6):635-41. doi: 10.1590/0103-6440201302287.

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

Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Mar-Apr;9(2):179-83.

Engquist B, Nilson H, Astrand P. Single-tooth replacement by osseointegrated Branemark implants. A retrospective study of 82 implants. *Clin Oral Implants Res*. 1995 Dec;6(4):238–45.

Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López Del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, et al. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. *J Periodontol*. 2014 Sep;85(9):1214-21. doi: 10.1902/jop.2014.130615. Epub 2014 Jan 20.

Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheckj, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Nov-Dec;22(6):928-38.

Gomez-Polo M, Bartens F, Sala L, Tamini F, Celemin A, Del Rio J. The correlation between crown-implant ratios and marginal bone resorption: a preliminary clinical study. *Int J Prosthodont*. 2010 Jan-Feb;23(1):33-7.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dinamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent*. 2001 Jan;85(1):47-52.

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Jul-Aug;11(4):450–5.

Hof M, Pommer B, Zukic N, Vasak C, Lorenzoni M, Zechner W. Influence of prosthetic parameters on peri-implant bone resorption in the first year of loading: a multi-factorial analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jan;17 Suppl 1:e183-91. doi: 10.1111/cid.12153. Epub 2013 Sep 11.

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

Jörnus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Fall;7(3):353-9.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Feb;19(2):119-30. Epub 2007 Dec 7.

Junqueira MC, Silva TE, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, De Almeida RP. Abutment rotational freedom evaluation of external hexagon single-implant restorations after mechanical cycling. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Dec;15(6):927-33. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00430.x. Epub 2012 Jan 11.

Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJ, Brgger U, Hmmerle CH, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Jun;14(3):329-39.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004a;6(3):157-64.

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*. 2004b 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 Dec;88(6):604-10.

Kim BJ, Yeo IS, Lee JH, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. The effect of screw length on fracture load and abutment strain in dental implants with external abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jul-Aug;27(4):820-3.

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

Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Jan-Feb;9(1):49-54.

Lee KJ, Kim YG, Park JW, Lee JM, Suh JY. Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. *J Periodontal Implant Sci*. 2012 Dec;42(6):231-6. doi: 10.5051/jpis.2012.42.6.231. Epub 2012 Dec 31.

Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson Jr TG, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jul-Aug;14(4):516-20.

Malchiodi L, Cucchi A, GHENSI P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Feb;25(2):240-51. doi: 10.1111/clr.12105. Epub 2013 Feb 12.

Mertens C, Meyer-Bäumer A, Kappel H, Hoffmann J, Steveling HG. Use of 8-mm and 9-mm implants in atrophic alveolar ridges: 10-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Nov-Dec;27(6):1501-8.

Michalakis KX, Calvani PL, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H. The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J Oral Implantol*. 2014 Apr;40(2):146-52. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00032.

Montero J, manzano G, Beltrán D, Lynch CD, Suárez-García MJ, Castillo-Oyagüe R. Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. *J Dent*. 2012 Dec;40(12):1081-9. doi: 10.1016/j.jdent.2012.09.001. Epub 2012 Sep 12.

Nissan J, Ghelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011a Jul;69(7):1934-9. doi: 10.1016/j.joms.2011a.01.036. Epub 2011 Apr 29.

Nissan J, Gross O, Ghelfan O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. *B J Oral Maxillofac Surg*. 2011b Dec;69(12):2990-4. doi: 10.1016/j.joms.2011b.06.210. Epub 2011 Aug 24.

Okada S, Koretake K, Miyamoto Y, Oue H, Akagawa Y. Increased crown-to-implant ratio may not be a risk factor for dental implant failure under appropriate plaque control. *PLoS One*. 2013 May 30;8(5):e63992. doi: 10.1371/journal.pone.0063992. Print 2013.

Oliveira SN, Fernandes ACL, Medeiros LBA, Almeida EO, Freitas Júnior AC. Pesquisa estatística sobre os tipos de conexões implante/componentes protéticos mais utilizados no Brasil / Statistical survey of types of connections implant/prosthetic component most used in the Brazil. *Full Dent Sci*. 2015 Mar;6(22):165-9.

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 Dec;15(4):427-35.

Quaranta A, Piemontese M, Rappelli G, Sammartino G, Procaccini M. Technical and biological complications related to crown to implant ratio: a systematic review. *Implant Dent*. 2014;23(2):180-7.

Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a singletooth implant abutment system: Effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Nov-Dec;21(6):929–36.

Ramos Verri F, Santiago Junior JF, De Faria Almeida Da, De Oliveira GB, De Souza BatISTA VE, Marques Honório H, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*. 2015 Jan 2;48(1):138-45. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.021. Epub 2014 Oct 30.

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S104-10.

Rokni S, todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbebo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(1):69-76.

Scarano A, Murmura G, Sinjiari B, Sollazzo V, Spinelli G, Carinci F. Analysis and structural examination of screw loosening in oral implants. *Int J Immunopathol Pharmacol*. 2011 Apr-Jun;24(2 Suppl):77-81.

Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2007 Jul;98(1):1-5.

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

Sotto-Maior BS, Senna PM, Da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 May-Jun;27(3):e13-8.

Sotto-Maior BS, Senna PM, Da Silva-Neto JP, De Arruda Nóbilo MA, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio on stress around single short-wide implants: a photoelastic stress analysis. *J Prosthodont*. 2015 Jan;24(1):52-6. doi: 10.1111/jopr.12171. Epub 2014 Jun 11.

Sun SP, Moon IS, Park KH, Lee DW. Effect of crown to implant ratio and anatomical crown length on clinical conditions in a single implant: a retrospective cohort study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Aug;17(4):724-31. doi: 10.1111/cid.12175. Epub 2013 Nov 17.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):275-82.

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

Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*. 2009 Jul;28(4):373-81.

Urdaneta RA, Rodriguez S, Mcneil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Jul-Aug;25(4):729-43.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000 Aug;84(2):194–9.

Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system. Clin Oral Implants Res. 1995 Mar;6(1):47-53.

Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 2014 Jun;16(3):356-64. doi: 10.1111/cid.12066. Epub 2013 Apr 2.

Yeo IS, Lee JH, Kang TJ, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, et al. The effect of abutment screw length on screw loosening in dental implants with external abutment connections after thermocycling. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014 Jan-Feb;29(1):59-62. doi: 10.11607/jomi.3125.

Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. Implant Dent. 2005 Dec;14(4):378-85.