UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Izabela Cristina Maurício Moris

**EFEITO DE CARGAS COMPRESSIVAS OBLÍQUAS E DA SIMULAÇÃO DE
CICLOS MASTIGATÓRIO SOBRE PILARES PARA
IMPLANTES CONE MORSE.**

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2011

Izabela Cristina Mauricio Moris

Efeito de cargas compressivas oblíquas e da simulação de ciclos mastigatório sobre pilares para implantes cone morse.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli.

Ribeirão Preto

2011

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL
DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO,
PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Moris, Izabela Cristina Maurício

Efeito de cargas compressivas oblíquas e da simulação
de ciclos mastigatório sobre pilares para implantes cone
morse.

98 p: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração:
Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues
Ferracioli.

1. Próteses e implantes. 2. Torque, 3. Teste de
materiais

FOLHA DE APROVAÇÃO

Izabela Cristina Mauricio Moris

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovada em: ____/____/____

Banca Examinadora:

1) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico este trabalho

Aos meus pais, **Ricardo e Izabel**, os quais foram fundamentais no sucesso da realização de mais uma etapa em minha vida, devido ao apoio incondicional e incentivo que me propiciaram acreditando sempre em meus sonhos. Além do amor, carinho, companheirismo e compreensão proporcionados em todos os momentos.

Aos meus irmãos, **Fernando e Rodrigo**, e à minha cunhada, **Alessandra**, pela amizade, amor e alegria que mesmo estando longe fisicamente me proporcionaram.

Ao meu namorado, **Thiago**, que durante toda esta etapa esteve ao meu lado me propiciando força e incentivo para que não desanimasse e conseguisse conquistar o sucesso desejado. Além da atenção, companheirismo e amor, os quais me confortaram e me fizeram sentir segura para a execução de todo o processo ao qual eu estava envolvida.

Aos meus avós, **José e Ivete**, os quais sempre rezaram e torceram pelo meu sucesso, incentivando-me chegar até aqui.

Agradecimento Especial

À Prof^a. Dra. **Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, por ter sido uma excelente orientadora e exemplo de pessoa. Obrigada pela amizade, paciência, carinho que foram essenciais para nossa boa convivência tornando mais simples a realização das etapas de nosso projeto e assim alcançando o sucesso desejado. Obrigada pela confiança depositada e por ser uma pessoa tão segura e tranqüila que fez mesmo dos momentos mais difíceis, contornáveis, sempre com uma alternativa. Admiro-te como pessoa, professora e também como orientadora. À esta pessoa especial e essencial para o meu sucesso: Muito Obrigada!

Ao Prof. Dr. **Ricardo Faria Ribeiro**, obrigada pela amizade, atenção e carinho durante a pós graduação. Obrigada por todo conhecimento transmitido e pela disponibilidade em me ajudar sempre que necessário. Exemplo de mestre com conhecimento e postura admirável. Muito Obrigada!

Agradecimentos

À **Deus**, pela minha vida, por tudo o que tenho e tudo o que sou!

À Dra **Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz**, obrigada pela amizade, atenção, disponibilidade, companheirismo e pela ajuda durante toda a minha pós graduação. Pessoa de admirável caráter e conhecimento, que contribuiu em minha formação, sendo uma das responsáveis pelo sucesso obtido. Muito Obrigada!

À Prof^a. **Maria da Glória Chiarello de Mattos** e a Prof^a. **Rossana Pereira de Almeida Antunes**, pela amizade, carinho e atenção durante todos os momentos de nossa convivência.

À Direção da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada por seu Diretor, Prof. Dr. **Oswaldo Luiz Bezzon**, por sua competência.

A todos os docentes do curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Área de Reabilitação Oral, pelos ensinamentos transmitidos.

À engenheira **Ana Paula Macedo**, pela sua amizade, atenção e disponibilidade que influenciou diretamente na realização deste trabalho.

Ao **Luiz Sérgio Soares**, pela amizade e também pelo desenvolvimento e manutenção de equipamentos fundamentais para a execução deste trabalho.

À **Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Ana Paula Xavier e Fernanda Talita de Freitas**, da secretaria do departamento de Materiais Dentários e Próteses, pela amizade e disponibilidade.

À **Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto**, da secretaria da Seção de Pós Graduação, pela disponibilidade e atenção.

Aos técnicos, **Edson Volta e Ricardo de Souza Antunes**, pelo auxílio na realização dos testes mecânicos.

Aos técnicos, **Lício, Paulo Sérgio, Marcelo, Fernando, Odair, José de Godoi, Júlio e Eduardo**, pela amizade, atenção e disponibilidade que tornaram a realização deste trabalho mais simples.

À amiga **Érica Alves Gomes**, por tornar meus dias mais alegres no laboratório, através de sua amizade, carinho e companheirismo.

As amigas **Gabriela, Eleonora, Fernanda, Flávia, Francine e Larissa** que mesmo longe sempre me apoiaram e incentivaram durante todo o curso.

Aos amigos **Rodrigo Tioffi e Fábio** pela amizade, companheirismo no laboratório e apoio durante todo o decorrer do curso de mestrado.

Ao amigo **Danilo**, pela amizade, apoio, companheirismo, disponibilidade e aprendizado que me proporcionou durante todo o curso de mestrado. Amigo de admirável capacidade e sempre presente.

Aos amigos da pós graduação **Rafael, Nathália, Danilo, Lourdes, Juliana, Maria Paula, Lourenço, Carla, Karina, Marcelo, Brahim, Vanessa, Tatiana e Camilo**, pela amizade, aprendizado e pelos ótimos momentos que vivemos juntos.

A todos os meus familiares que participaram desta fase da minha vida dando apoio e incentivo.

Ao **Manoel** e à **Neusa** por terem me acolhida como filha.

A **CAPES** pela bolsa concedida durante o curso de mestrado.

A **Dabi Atlante** que por intermédio do Dr. **Sérgio Polloni**, disponibilizou os materiais necessários para a realização deste trabalho.

... e a todos que contribuíram direta ou indiretamente para o sucesso deste trabalho. Muito Obrigada!

MORIS, I.C.M. Efeito de cargas compressivas oblíquas e da simulação de ciclos mastigatório sobre pilares para implantes cone morse. Ribeirão Preto, 2011. p. 98. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

A literatura relata que a união osso/implante é extremamente confiável, porém limitações clínicas em relação à prótese ainda ocorrem. Recentemente foi proposto um pilar para implantes cone morse cujo desenho permite a escolha entre coroas cimentadas ou parafusadas, adicionalmente, este pilar também é apresentado em dois tamanhos, o convencional ($\varnothing$ 4,8 mm) e reduzido ($\varnothing$ 3,8 mm). O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à deformação dos pilares protéticos, a resistência de cimentação das coroas e os efeitos da simulação de ciclos mastigatórios sobre: adaptação marginal, perda de torque nos parafusos das coroas e perda de torque dos dois diferentes pilares. Para avaliar a resistência à deformação, 20 implantes/pilares com diâmetro de 4.8 e 3.8 foram submetidos à carga compressiva oblíqua. Para avaliar as outras situações, 40 implantes/pilares foram divididos nos seguintes grupos (N=10): G4.8P- pilar de 4.8 e coroas parafusadas; G4.8C-pilar de 4.8 e coroas cimentadas; G3.8P- pilar de 3.8 e coroas parafusadas; G3.8C- pilar de 3.8 e coroas cimentadas. Todas as coroas foram avaliadas em relação à adaptação marginal antes e após a simulação de ciclos mastigatórios e as coroas cimentadas foram submetidas ao teste de resistência à tração previamente ao ensaio. Os conjuntos foram submetidos a 300.000 ciclos de simulação de movimentos mastigatórios. A perda de torque das coroas parafusadas e de todos os pilares foi analisada antes e após o ensaio. Não houve diferenças significantes para a resistência à deformação entre os pilares; para a resistência de cimentação houve diferenças significantes entre os dois pilares ($p \leq 0,05$). Para a adaptação marginal houve diferenças significantes antes e após a simulação dos ciclos mastigatórios entre os grupos G3.8P ($p=0,037$) e G3.8C ($p \leq 0,05$); para a comparação da adaptação das coroas entre os pilares houve diferenças antes da simulação dos ciclos mastigatórios quando comparado os grupos 3.8C com 3.8P e antes e após da simulação quando comparado os grupos 4.8C com 4.8P, para as demais comparações não houve diferença. Quanto à perda de torque nos parafusos das coroas houve diferenças significantes antes e após a simulação dos ciclos mastigatórios para ambos os pilares, quanto às comparações entre os diferentes grupos antes e após a simulação de ciclos mastigatórios houve diferença apenas após ($p=0,008$) a simulação. Quanto à perda de torque para os pilares houve diferenças significantes apenas para o grupo 3.8C ($p \leq 0,05$) antes e após a simulação dos ciclos mastigatórios. Considerando as limitações deste estudo, conclui-se que em relação à resistência à deformação os pilares apresentaram valores próximos; quanto a retenção das coroas, cimentadas e parafusadas, os pilares de 4.8 foram estatisticamente superiores aos pilares de 3.8; a simulação de ciclos mastigatórios teve influência sobre a adaptação marginal das coroas e em relação a perda de torque dos pilares não foram encontradas diferenças estatísticas.

Palavras chaves: Próteses e implantes, Torque, Teste de materiais.

MORIS, I.C.M. Effects of oblique compressive load and simulated chewing cycles on internal tapered implant-abutment connections. Ribeirão Preto, 2011. p. 98. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

Reports in the literature have stated that the bone/implant interface is extremely reliable. However, clinical limitations in relation to the prosthesis still occur. A Morse taper implant-abutment design that allows choosing between cemented or screwed crowns has been recently proposed. The abutment is presented in two different diameter sizes (conventional ($\varnothing$ 4.8 mm) and narrow ($\varnothing$ 3.8 mm)). The aim of this study was to evaluate the resistance to deformation of the implant/abutment interface, the tensile strength of the cemented crowns and the effects of simulated chewing cycles on: marginal fit, crown-screw torque loss and torque loss of the two different abutments. To evaluate the resistance to deformation, 20 abutments with diameter of 4.8 and 3.8 were subjected to compressive oblique load. To evaluate the other situations, 40 implants/abutments were divided into the following groups (N = 10): G4.8P-abutment 4.8 with screwed crowns; G4.8C-abutment 4.8 with cemented crowns; G3.8P abutment 3.8 with screwed crowns; G3.8C-abutment 3.8 with cemented crowns. All crowns were evaluated for marginal fit before and after simulation of the chewing cycles. The cemented crowns were subjected to tensile strength test before the simulated chewing cycles. The specimens were subjected to 300,000 cycles that simulated the chewing movements. The torque loss of the screwed crowns and all abutments were analyzed before and after the cycling tests. No significant differences were found for the deformation resistance between the abutments. No significant differences were found in the tensile strength of the cemented crowns between the two abutments ($p \leq 0.05$). The marginal fit of the crowns found no significant differences before and after the simulation of the chewing cycles between groups G3.8P ($p = 0.037$) and G3.8C ($p \leq 0.05$). No differences were found in crown misfit between the abutments before simulating the chewing cycles when compared between groups 3.8C 3.8P. No differences were found between groups 4.8C and 4.8P before and after the chewing simulation. Torque loss of the screwed crowns was not significantly different before and after the simulation of the chewing cycles for both abutments. Comparisons between the different groups before and after simulation found significant differences after the simulation of the chewing cycles ($p = 0.008$). Group 3.8C was the only group that presented significant differences ($p \leq 0.05$) before and after the simulation cycles. Within the limitations of this study, it can be concluded that the resistance to deformation between both abutments was similar. Retention of cemented and screwed crowns was statistically higher for the 4.8 abutments when compared to the 3.8 abutments. The simulation of chewing cycles significantly influenced the marginal fit of the crowns. No differences statistically significant in torque loss were found between the two abutments.

Keywords: Prostheses and implants, Torque, Materials test.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	13
2. PROPOSIÇÃO.....	32
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	34
3.1. Ensaio de resistência à deformação.....	35
3.2. Confeção dos corpos de prova para simulação de ciclos mastigatórios.	39
3.2.1.Confeção dos copings.....	39
3.2.2.Aplicação da cerâmica.....	41
3.3. Ensaio de tração.....	47
3.4. Simulação de movimentos mastigatórios.....	49
3.4.1. Coroas parafusadas.....	50
3.4.2. Coroas cimentadas.....	52
4. RESULTADOS.....	56
4.1. Resistência à deformação.....	57
4.2. Resistência de cimentação.....	59
4.3. Simulação de ciclos mastigatórios.....	61
4.3.1. Adaptação marginal.....	61
4.3.2. Avaliação da perda de torque dos parafusos das coroas.....	64
4.3.3. Avaliação da perda de torque dos pilares.....	66
5. DISCUSSÃO.....	71
6. CONCLUSÕES.....	81
7. REFERÊNCIAS.....	83
ANEXOS.....	91

1. Introdução

Os implantes osseointegráveis, introduzidos na Odontologia nos anos 60, passaram no decorrer das últimas décadas por um período de intensa pesquisa e desenvolvimento. Nos dias de hoje, constituem indicação terapêutica para a solução de edentulismos parciais ou totais, com altos índices de sucesso e previsibilidade (Johnson e Persson, 2000; Ricci *et al.*, 2004). O seu sucesso está diretamente relacionado com sua integração às estruturas ósseas e tecidos gengivais, além da possibilidade de higienização, estabilidade biológica e mecânica proporcionados pelo implante (Nentwig, 2004).

Nos sistemas convencionais, o implante é constituído de uma porção endósseo, em titânio, e um pilar protético transmucoso, também em titânio, sobre o qual é confeccionado o trabalho protético (Steinebrunner *et al.*, 2008). Estes dois componentes, nestes sistemas convencionais, são parafusados um ao outro, utilizando-se parafusos de ouro ou de titânio. A interface de contato destes componentes é geralmente anti-rotacional, na forma de um hexágono, com paredes axiais paralelas, que pode ser externo ou interno em relação ao implante.

Entre as complicações mecânicas mais freqüentemente citadas está a falha dos parafusos, que pode variar de 6% a 48% (Ekfeldt *et al.*, 1994; Haas *et al.*, 1995; Henry *et al.*, 1997). Quanto às complicações biológicas temos que dependendo do grau de desadaptação da estrutura protética sobre os pilares, pode ocorrer reação adversa dos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea periimplantar e até perda da osseointegração (Adell *et al.*, 1981; Carlson & Carlsson, 1994).

A altura reduzida do hexágono não garante nenhuma estabilidade ao pilar, e as forças oclusais são concentradas no parafuso de fixação. Essa

condição leva ao maior risco de afrouxamento ou fratura do parafuso (Norton, 1997; Merz *et al.*, 2000; Martin *et al.*, 2001; Al Rafee *et al.*, 2002; Cho *et al.*, 2004). Existe correlação direta entre o desajuste dos hexágonos e afrouxamento da junta (Binon, 1996); o movimento rotacional do pilar ao redor do hexágono do implante pode causar a instabilidade da junta parafusada (Lang *et al.*, 2002).

Mcglumphy *et al.*, 1998 verificaram a instabilidade da junta parafusada e, conseqüentemente, o afrouxamento do parafuso de fixação, utilizaram-se de experimentos *in vitro*, simulando a função mastigatória por meio da aplicação de cargas verticais, pontuais e estáticas, as quais representariam os contatos cêntricos da mastigação. Os contatos cêntricos adequados sobre pontas de cúspides podem exceder o limiar das forças de aperto, especialmente em pacientes com grande capacidade mastigatória e que apresentem hábitos parafuncionais. Contudo, as forças de separação mais comuns são geradas por contatos excêntricos.

Quando torque de aperto é aplicado ao parafuso, criam-se cargas compressivas no implante e cargas de tração no parafuso, proporcionais ao torque aplicado. Estas forças incidentes no parafuso são chamadas de carga de aperto, carga inicial ou pré-carga. A pré-carga deve ser muito bem controlada para proporcionar boa retenção entre os componentes, pois pré-cargas de baixa intensidade não proporcionam boa retenção, e pré-cargas muito altas podem levar a deformações permanentes, ou até mesmo à fratura dos componentes. Esta pré-carga deve ser maior do que as forças às quais o parafuso será submetido na boca, e menor do que o limite de escoamento do material do parafuso. De forma geral, o torque necessário para a remoção do

parafuso é menor do que o torque de instalação, devido ao relaxamento do material, ou ao assentamento e deformação entre as superfícies de contato (Elias e Figueira, 2003).

Em 2011 Ha *et al.* compararam o torque de remoção de diferentes pilares (reto, angulado e pré fabricado em ouro tipo UCLA) em hexágono externo e interno após ciclagem mecânica simulando uma situação clínica da região anterior da maxila. Concluíram que houve diferenças significativas no valor do torque de remoção entre diferentes grupos do pilar em hexágono externo e não houve diferenças significativas no valor do torque de remoção entre os grupos do pilar em hexágono interno.

Kim *et al.* 2010 avaliaram e compararam a relação entre o nível de torque aplicado e a fixação dos pilares em implantes com conexão em hexágono externos e internos. Como resultado do estudo tiveram que para minimizar o efeito de movimentação do pilar, os parafusos devem ser reapertados pelo menos duas vezes no torque 30Ncm em um intervalo de 10 minutos em todos os procedimentos clínicos.

Em 2009 Moreti Neto *et al.*, verificaram a quantidade de deformação do pilar ao ser torquado ao implante. Sensores de tensão foram posicionados nos pilares, e leituras foram realizadas no momento do aperto do parafuso. Os valores de deformação do pilar após o aperto do parafuso variaram de -127,70 a -590,27 $\mu\epsilon$, sendo assim, concluíram que o aperto do parafuso resultou na deformação do pilar, que foi na maioria das vezes uma deformação compressiva.

Um problema relatado freqüentemente na literatura é o afrouxamento dos parafusos de união entre o implante e o pilar protético (Cho *et al.*, 2004;

Mangano e Bartolucci, 2001) .Diversos fatores podem contribuir para este afrouxamento, dentre eles: aperto inadequado do parafuso; a forma e a natureza do parafuso; estruturas protéticas não-passivas ou com *cantilevers*; mesas oclusais amplas; cúspides inclinadas; componentes com má adaptação; remodelamento ósseo; cargas laterais e bruxismo (Gross *et al.*, 1999; Martin *et al.*, 2001; Pesun *et al.*, 2001; Hanses *et al.*, 2002; Khraisat *et al.* 2002; Lang *et al.*, 2002; Al Rafee *et al.*, 2002; Elias e Figueira, 2003; Cho *et al.*, 2004).

Segundo Coelho *et al.* (2007), o afrouxamento do parafuso ou a sua fratura estão relacionados com a desadaptação implante/pilar, e a presença de *gap* entre o implante e o pilar pode causar distribuições de tensões desfavoráveis aos componentes da conexão, ao implante e ao osso.

Uma proposta alternativa aos sistemas de implantes com conexões em hexágono externo e interno é um sistema onde a interface entre o implante e o pilar protético tem conformação cônica, com paredes anguladas. Este tipo de mecanismo de junta, onde um cone é sobreposto a outro, é conhecido como cone morse, e é amplamente utilizado pela engenharia e pela indústria em diversos tipos de interfaces retentivas de precisão (Perriard *et al.*, 2002). Diferentemente dos outros tipos de sistema, o sistema cone morse permite que o implante osseointegrável seja implantado ao nível ou embutido no tecido ósseo proporcionando melhor perfil de emergência protética e dissipação de cargas ao longo do implante, assim, contribui também para favorecer a estabilidade do tecido ósseo circunvizinho (Ding *et al.*, 2003; Jansen *et al.*, 1997; Richeter, 1997; Weigl, 2004).

A utilização de interfaces cone morse entre o implante e o pilar protético tem como objetivo aprimorar algumas propriedades destes implantes: melhorar

a adaptação entre implante e pilar protético; dificultar a passagem de bactérias através do *gap* entre estas estruturas, minimizar as reabsorções ósseas periimplantares, melhorar a estabilidade mecânica e impedir o afrouxamento do pilar (Norton *et al.*, 1999; Khraisat *et al.*, 2002; Perriard *et al.*, 2002; Bozkaya e Müftü, 2003; Bozkaya e Müftü, 2005). Estudos comparativos mostraram que implantes com conexões cônicas internas possuem maior resistência dinâmica e estática (Norton 1997, Merz *et al.*, 2000), e resistência superior ao afrouxamento de parafusos (Kitagawa *et al.*, 2005), quando comparados com implantes de hexágono externo.

Em 2010, Lee *et al.* definiram momento flexural crítico (MFC) como o momento no qual a carga externa não axial aplicada supera a pré-carga da conexão parafusada e causa perda do contato entre as superfícies dos componentes da conexão parafusada. Em seu estudo, verificaram o momento flexural crítico em quatro sistemas de implantes, com seus pilares para coroas cimentadas unitárias. Concluíram que a média do MFC aumentou em progressão linear com o aumento do torque aplicado e que os resultados confirmaram o papel fundamental da pré-carga compressiva concedida pelo parafuso do pilar na manutenção da integridade da conexão.

Coppedê *et al.* (2009) realizaram um estudo comparando a resistência flexural de implantes com conexão em hexágono interno e cônica interna. Os resultados deste estudo indicaram que o desenho sólido dos pilares com conexão cônica interna proporcionou maior resistência flexural ao conjunto implante/pilar sob carregamento compressivo oblíquo.

Em 2011 Dittmer *et al.* avaliaram o efeito do desenho da conexão do conjunto implante/pilar na capacidade de suportar carga e no tipo de falha dos

implantes. Cinco implantes com conexões externa e interna foram posicionados separadamente em tubos de aço inoxidável usando poliuretano, em um total de 30 corpos de prova. Os implantes foram adaptados de maneira a simular uma reabsorção óssea de 3 mm, os pilares foram parafusados nos respectivos implantes e receberam uma coroa no formato hemisférico confeccionada na liga cobalto-cromo. Os conjuntos foram estaticamente carregados sob um ângulo de 30° em relação ao eixo do implante em uma máquina universal de ensaios com uma velocidade de deslocamento de 1mm/min. O ensaio foi interrompido quando uma falha de queda de 100N era indicada. Força máxima e força de deformação permanente foram registradas e analisadas. Sendo assim, concluíram que o desenho da conexão implante/pilar teve influência estatisticamente significativa sobre a capacidade de suportar a carga e no modo de falha.

Norton (1997) realizou um estudo no qual foram executados testes de flexão de 3 pontos para comparar a resistência à flexão de implantes de conexão em hexágono externo e diâmetro de 3,75mm com implantes de conexão interna cônica e diâmetro de 3,5mm. Os resultados mostraram maior resistência à flexão na interface implante/pilar para os implantes de conexão interna cônica.

Segundo Bozkaya e Muftu (2005), a parte em forma de parafuso dos pilares protéticos dos implantes cone morse contribui muito pouco para a retenção destes componentes, sendo a maior parte da retenção desempenhada pela parte cônica. Ainda segundo estes autores, nestes implantes, as forças mastigatórias atuam na direção de inserção do pilar, auxiliando no reforço da conexão entre o pilar e o implante, situação em

contraste direto com os sistemas convencionais, nos quais as forças mastigatórias atuam reduzindo a pré-carga do parafuso. Para se afrouxar uma conexão cone morse, deve-se aplicar um torque de afrouxamento, ou uma força de tração. Com isso, concluem os autores, nos implantes cone morse o afrouxamento de pilares constitui problema menor do que nos sistemas convencionais.

Em uma conexão cônica, travamento e fricção são os princípios básicos para um bom funcionamento do conjunto implante/pilar. Cargas laterais são resistidas principalmente pela interface cônica, que previne que o pilar se incline, mesmo quando a conexão entre a parte cônica e a parte rosqueada do parafuso é perdida devido a uma fratura. O mesmo princípio de travamento é responsável por proteger as roscas de cargas funcionais excessivas. Testes mecânicos, em ambiente laboratorial, de implantes com junções cônicas internas têm demonstrado excelente estabilidade do componente protético (Norton, 2000; Romanos, 2000). Cálculos analíticos sobre diferentes parâmetros de implantes com junção interna cone morse mostram que este tipo de interface, teoricamente, pode resultar em grande retenção e estabilidade da prótese (Maeda *et al.*, 2007).

De acordo com Weigl (2004) a conexão cônica favorece a retenção friccional entre o pilar e o implante, garantindo ótima propriedade anti-rotacional. O parafuso de fixação fica protegido pelo desenho da conexão protética, de modo que forças oblíquas tendem a ser dissipadas ao longo da interface pilar/implante. Estas características garantem excelente estabilidade protética, de modo que estes implantes podem ser indicados para reabilitações

com coroas individuais, mantendo a morfologia das superfícies oclusais dos dentes naturais.

O pilar utilizado para próteses unitárias cimentadas no sistema de implantes com conexão em cone morse pode ser um pilar sólido, com uma porção apical rosqueada, ou um pilar de dois componentes, com um parafuso passante. Para ambos os pilares, a retenção parece ser obtida principalmente por sua porção cônica, sendo que as roscas do parafuso parecem ter pouca contribuição para sua retenção (Bozkaya e Muftu, 2003). A boa estabilidade obtida por esse sistema parece proporcionar maior resistência às forças de flexão na interface implante/pilar, para ambos os tipos de pilares (Norton, 2000).

O estudo realizado por Weisse, Kozak e Gross (2000), mostra a diminuição do torque de remoção do pilar protético depois de repetidas sequências de aperto e desaperto em vários tipos de sistemas de conexão. Como resultados relatam diminuição significativa no valor de desaperto dos pilares em relação ao número de repetições, mostram também, conexões do tipo cone morse com menor perda de resistência no desaperto do pilar protético. Uma diminuição no torque de remoção do pilar protético também foi demonstrada por Ding *et al.* (2003) em implantes com sistema cone morse.

Em um trabalho *in vitro*, Coppedê *et al.* (2009) analisaram o efeito de ciclos sucessivos de torque/carregamento mecânico em dois diferentes pilares protéticos de implantes do sistema cone morse: um pilar sólido e um pilar com parafuso passante. Para este estudo, foi desenvolvida uma metodologia inédita, através de um aparato de carregamento mecânico que simula movimentos mastigatórios. Os autores verificaram que o carregamento

mecânico de pilares com conexão em cone morse aumentou o torque de remoção destes pilares em comparação com pilares semelhantes não carregados mecanicamente; e que entre os dois tipos de pilares carregados mecanicamente, o que apresentou os melhores resultados foi o pilar com parafuso passante, o qual apresentou torque de remoção superior ao torque de instalação. Neste trabalho, cada ciclo de carregamento mecânico correspondeu à utilização clínica de 3 a 4 dias, o que não permitiu determinar o comportamento destes componentes em longo prazo. Além disso, a carga aplicada aos corpos de prova neste estudo foi de 553g (aproximadamente 5N); levando-se em conta que as forças mastigatórias em regiões posteriores variam entre 300 a 500N, esta foi uma limitação deste estudo.

Para avaliar o desempenho mecânico de conexões cônicas de implantes/pilares submetidos a ensaio de fadiga Seetoh *et al.* (2011) avaliaram o comportamento de três sistemas de pilares cônicos com seus pilares correspondentes de titânio e de zircônia. Os conjuntos foram submetidos a ciclagem mecânica sobre uma carga de 21N com uma angulação de 45° do longo eixo dos conjuntos, criando assim um momento flexural de 35Ncm na interface implante/pilar. Com uma frequência de 10Hz, 5milhões de ciclos foram realizados. Sendo assim, concluíram que os pilares cônicos de titânio parecem ter um pior desempenho frente ao ensaio de fadiga quando comparado com estudos anteriores de conexões em hexágono externo. O desempenho dos pilares cônicos de zircônia variou e mostrou melhores resultados dependente do sistema testado. Muitas das fraturas em ambos os pilares de zircônia e titânio ocorreram dentro do implante e sua reversibilidade representa um grande desafio clínico.

Para a confecção das próteses sobre implante atualmente existem vários tipos de materiais restauradores disponíveis no mercado para substituição de um único ou de vários elementos. A seleção do método de retenção das coroas, sejam elas de cerâmica pura ou metalocerâmicas, apresenta uma dificuldade para o clínico frente ao tratamento proposto e desejado. Entre outros fatores, os aspectos de reversibilidade da peça protética e a estética têm sido amplamente considerados (Dudley, Richards, Abbott, 2008).

Coroas parafusadas são facilmente recuperáveis devido a problemas oclusais e estéticos, elas apresentam como característica a reversibilidade, que irá permitir a manutenção da peça, verificação da higiene oral do paciente, reparos na restauração ou para apertos no parafuso do pilar que podem ser realizados sem que a prótese seja danificada (Akça K, 2003). Além desta vantagem, este tipo de coroa é indicado para casos em que se tem altura reduzida do pilar. Nestes casos, o parafuso é mais eficiente que o cimento, pois para as próteses cimentadas, o pilar necessita de importantes fatores como altura e área de superfície para que se tenha boa retenção (Hebel e Gajjar, 1997).

Coroas cimentadas apresentam como vantagens: passividade, melhor estética, ausência de orifícios de acesso, menor custo, além de reduzida complexidade dos componentes e dos procedimentos laboratoriais (Misch, 1993). Dentro dessas vantagens, as coroas cimentadas promovem assentamento mais passivo e as discrepâncias marginais podem ser mascaradas pela ação do cimento. Também esse tipo de prótese não apresenta perfurações de acesso apresentando melhores propriedades físicas

para a porcelana e resina acrílica, o que resulta na diminuição das fraturas (Hebel e Gajjar, 1997).

Preiskel e Tsolka (2004) relataram que as próteses sobre implantes cimentadas são esteticamente superiores, e permitem maior refinamento da oclusão final; porém quando cimentadas com cimento provisório, correm o risco de soltar, e quando cimentadas com cimento definitivo perdem a reversibilidade. As coroas parafusadas possuem previsibilidade e reversibilidade, porém menor estética e com menor refinamento da oclusão.

A resistência à fratura das coroas metalocerâmicas implantossuportadas foi avaliada em estudo e os resultados obtidos mostraram que, as coroas parafusadas apresentaram resistência significativamente menor a fratura da porcelana do que as retidas por cimento, porém, com 4 ou 5mm de largura de cerâmica vestíbulo-lingual na superfície oclusal, as coroas cimentadas evidenciaram valores semelhantes (Torrado *et al.*, 2004).

Autores avaliaram a incidência de afrouxamento do parafuso em pilares com coroas parafusadas e cimentadas e os resultados revelaram, após 12 meses de estudo, uma maior incidência de afrouxamento nas coroas parafusadas (Assenza, *et al.*, 2005).

Freitas *et al.* (2011) avaliaram o desempenho mecânico de próteses cimentadas e parafusadas com conexões interna e externa na reabilitação de dentes anteriores. Foram utilizados 84 implantes e estes foram divididos em 4 grupos (coroas cimentadas/conexão interna; coroas parafusadas/conexão interna; coroas cimentadas/conexão externa; coroas parafusadas/conexão externa). Coroas metálicas para reabilitação do incisivo central superior foram confeccionadas e torque de 30Ncm foram dados nos pilares, e nos parafusos

das coroas cimentadas. Os grupos foram submetidos à ciclagem mecânica com incidência de força de 150N e foram realizados 50.000 ciclos. O grupo de coroas cimentadas com conexão interna apresentou melhores resultados para a reabilitação quando comparado com os outros grupos, principalmente o de coroas parafusadas e conexão externa que apresentou os piores resultados. As restaurações parafusadas apresentaram principalmente fratura de pilares e as cimentadas resultaram em falhas no parafuso do pilar quando associada a conexão externa e fratura no parafuso do pilar quando com conexão interna.

Em um estudo realizado por Bernal, Okamura e Muñoz (2003) foram avaliados os efeitos do comprimento do pilar e do tipo de cimento na resistência ao deslocamento das restaurações implantossuportadas cimentadas. Os resultados obtidos revelaram que em uma dimensão oclusocervical de 8mm, o ângulo de 20° de convergência oclusal total demonstrou um aumento significativo na retenção para todos os cimentos testados quando comparado com um ângulo de 30° de convergência oclusal total. Para paredes axiais com 8mm de altura obteve uma maior força de remoção quando comparado com paredes axiais de 4mm de altura para todos os cimentos, com exceção do Temp-Bond plus com vaselina. O cimento temporário, Improv e o cimento definitivo, fosfato de zinco demonstraram resistência significativa à remoção quando comparados com o cimento Temp-Bond e Temp-Bond plus com vaselina.

Em relação à saúde sulcular, uma coroa parafusada não veda a interface pilar/coróa, alojando bactérias nesta fenda, estimulando assim, a proliferação de microrganismos no sulco gengival (Quirynen *et al.*, 1994; Jansen *et al.*, 1997; Misch, 1999). Quando a coroa é cimentada é possível que

o excesso de cimento flua para o interior do sulco gengival (Pauletto *et al.*, 1999; Schwedhelm *et al.*, 2003). Margens subgengivais podem dificultar a remoção completa do cimento e existe a possibilidade de cimento residual ser forçado a entrar no sulco quando a coroa é assentada. (Agar *et al.*, 1997; Dumbrigue *et al.*, 2002; Schwedhelm *et al.*, 2003). Esse excesso de cimento pode conduzir à perda óssea peri-implantar (Pauletto *et al.*, 1999; Schwedhelm *et al.*, 2003).

Um dos problemas que vêm atraindo cada vez mais a atenção dos pesquisadores quando realizada uma reabilitação com implantes, é com relação às dificuldades de adaptação marginal dos implantes com suas coroas, gerando cada vez mais estudos *in vitro* para que a busca de alternativas possibilite reduzir as dificuldades de adaptação entre os componentes, melhorando suas relações na cavidade bucal (May *et al.*, 1998).

Quanto a adaptação marginal das coroas implanto-retidas, tem-se que estas devem exibir adaptação passiva aos pilares (Hecker & Eckert, 2003). No entanto, há relatos de que para níveis de desajuste entre 10 e 150 µm poderiam ser clinicamente aceitáveis, desde que não foram encontrados resultados negativo para este fator (Branemark, 1983; Jemt, 1991). O que pode ocorrer é que, os procedimentos clínicos e laboratoriais, mesmo quando realizados com rigor de técnica, invariavelmente acabarão por gerar algum nível de distorção na prótese finalizada. Técnicas e materiais de moldagem utilizados, modelos de gesso, obtenção do padrão em cera, procedimentos de fundição, acabamento e polimento, aplicação de porcelana ou resina acrílica sobre a infraestrutura podem, de alguma forma e em algum grau, comprometer o assentamento passivo da prótese (Wee *et al.*, 1999). Dos problemas

ocasionados pelo desajuste da prótese, estes podem ser de ordem mecânica ou biológica. Se houver uma desadaptação significativa, a absorção das forças aplicadas sobre o implante será desigual podendo levar ao afrouxamento do parafuso e/ou fratura dos componentes envolvidos. Já com relação às falhas biológicas, a desadaptação pode ser responsável pela ocorrência e/ou aumento da perda óssea marginal, sensibilidade, dor e periimplantite. Conseqüentemente, ocorre a falha da osseointegração, levando até mesmo a perda do implante (Kan *et al.*, 1999).

Os desajustes entre o intermediário e o cilindro protético são classificados em dois sentidos: um no plano horizontal que pode ser em degrau positivo sobreextensão, degrau negativo sub-extensão e outro no plano vertical que considera a distância entre intermediário e cilindro no plano vertical (Gyllenram, 1994).

Guichet *et al.* (2000) realizaram um estudo *in vitro* onde foi avaliada a adaptação e a passividade das coroas sobre implantes mandibulares, verificaram que o aperto do parafuso causa uma diminuição do espaço entre os elementos. Sendo assim, há uma mudança na distribuição do estresse quando se compara às próteses cimentadas, havendo uma alteração da localização de dissipação da força. Quando cimentadas, as forças serão dissipadas mais coronalmente, e quando parafusadas serão mais apicalmente.

Para avaliar o efeito da ciclagem mecânica sobre a adaptação vertical de pilares pré-fabricados e fundidos sobre implantes, De Jesus Tavares *et al.* (2011) confeccionaram coroas metálicas as quais foram divididas em 5 grupos implante/pilar/coróa: Grupo 1: implante hexágono externo, pilar pré fabricado UCLA com cinta metálica e coroa cimentada; Grupo 2: implante hexágono

interno, pilar pré fabricado e coroa cimentada; Grupo 3: implante octógono interno, pilar pré fabricado e coroa cimentada; Grupo 4: implante hexágono externo, pilar pré fabricado UCLA e coroa parafusada e Grupo 5: implante hexágono externo, pilar Ceraone e coroa cimentada. Os conjuntos foram ciclados mecanicamente com 500.000 ciclos, frequência de 19.1 Hz e carga não axial de 133N. Assim, concluíram que a ciclagem mecânica e o tipo de conexão implante/pilar podem provocar efeitos sobre a adaptação vertical na interface implante/pilar; os pilares pré-fabricados apresentaram melhores resultados de adaptação antes e após a ciclagem, quando comparados com os pilares sobrefundidos.

Com o intuito de avaliar se durante o carregamento cíclico uma prótese implantossuportada sofre alteração quanto à sua adaptação, Hecker e Eckert (2003) realizaram um estudo, no qual foi construído um modelo rígido que permitiu a instalação de 5 implantes de hexágono externo, em forma de arco, com espaçamento uniforme entre os implantes (10mm), e cantiléver posterior de 18mm. Foram confeccionadas 15 estruturas metálicas de próteses implantossuportadas com técnicas convencionais de fundição. Os pilares foram instalados nos implantes com o torque de 20Ncm e os parafusos protéticos com 10Ncm. O carregamento cíclico foi realizado em 3 posições distintas: 5 estruturas foram carregadas na porção anterior, 5 em um cantiléver unilateral e 5 nos cantilêveres bilaterais. Foi aplicada uma carga cíclica de 200N e foram realizados 200.000 ciclos. Com os resultados do estudo, os autores concluíram que o assentamento dos componentes se modifica com o tempo após o carregamento mecânico, sendo que a desadaptação entre o componente e o pilar pode diminuir após o carregamento. Os autores explicam este achado

pelo desgaste das interfaces dos componentes, que pode eliminar micro interferências derivado do processo de usinagem aproximando os componentes.

Com relação à função mastigatória fisiológica, esta não deve ter influência na adaptação passiva entre implante e seus componentes protéticos. Para a realização de um estudo laboratorial, pode-se utilizar a ciclagem mecânica para simulação do ato mastigatório, de modo a aproximar o ensaio das condições normalmente encontradas no meio bucal (Itinchoe *et al.*, 2004). O ensaio é realizado submetendo-se a estrutura a ser avaliada a ciclos repetitivos em meio aquoso, com intensidade, frequência e temperatura controladas (Itinchoe, 2002).

Tratando-se de força mastigatória, para Mornenburg *et al.* (2002), a força mastigatória pode ser definida como toda a força transferida para os arcos dentais quando o bolo alimentar é mastigado. As medidas durante a mastigação variam amplamente, com forças de 17 até 450N.

Em 1992 Hobkirk e Psarros verificaram as forças mastigatórias em 5 indivíduos saudáveis associadas a superfícies oclusais de acrílico ou de porcelana em próteses sobre implantes em oposição à dentição natural. A média da força mastigatória máxima variou de 9,8N a 42,8N e sua frequência variou de 5,8 a 9,0 Hz. Sendo assim, os autores concluíram que as forças mastigatórias variaram muito entre os indivíduos, não havendo diferenças entre os materiais das superfícies oclusais.

Segundo Richter (1995) os implantes unitários na região de molares recebem cargas máximas durante a mastigação de diferentes alimentos de 120

a 150N. Durante o apertamento em oclusão cêntrica as cargas foram aproximadamente 50N para dentes naturais e implantes.

Tortopidis *et al.* (1998) relataram que medidas de forças máximas de mordida variam de um estudo para outro; e que a força máxima de mordida na região de molares compreende-se entre 600 a 750N. Hábitos parafuncionais podem acarretar no aumento da força mordida e indivíduos com disfunções têmporo-mandibulares podem ter diminuição da força de mordida. Como resultado do estudo teve que a média da força máxima de mordida unilateral foi de 428N.

Para simular as condições intra-orais Attis e Kern (2004), utilizaram um aparelho de simulação de ciclos mastigatórios em ambiente aquoso, por 600.000 ciclos mastigatórios. A freqüência dos ciclos foi de 1,2Hz, com carga máxima de 49N. Bolas de cerâmica Steatite foram utilizadas como superfícies antagonistas para simular os dentes da arcada oposta. Segundo os autores, a força máxima média durante a mastigação e deglutição humana é de 40N, enquanto forças máximas de mastigação posterior variam de 200 a 540N.

Em 2004 Kraisat *et al.* estabeleceram alguns parâmetros para a realização de ensaios de simulação mastigatória, tais como: média da força oclusal posterior máxima de 35-330N para próteses fixas sobre implantes; freqüência mastigatória humana normal de aproximadamente 75 ciclos por minuto; 1.000.000 ciclos equivaleriam a 40 meses de função simulada

A literatura relata que a união osso/implante é extremante confiável, porém complicações clínicas em relação à prótese ainda ocorrem (Hecker e Eckert, 2003). Além das complicações já relatadas anteriormente, as dificuldades estéticas e a reabilitação de pequenos espaços protéticos nas

regiões anteriores da maxila e mandíbula ainda causam problemas. Um aspecto importante para a reabilitação protética é a avaliação do espaço protético disponível, principalmente na região de incisivos inferiores, para que se possam obter bons resultados estéticos. Na tentativa de se buscar soluções para estes casos, autores como Reddy *et al.* (2008) propõem a utilização de implantes de diâmetro reduzido e de corpo único justificando que desta forma não existe parafuso entre os componentes, sendo que este pode ser um ponto de fratura, o que facilitaria dessa forma, a reabilitação de espaços reduzidos.

Na tentativa de obter uma reabilitação com sucesso desses espaços reduzidos, um novo pilar para implantes cone morse foi proposto em dois tamanhos, o convencional, com diâmetro de 4,8mm e o reduzido, com diâmetro de 3,8mm. Além da diferença de diâmetro, o mesmo pilar pode ser utilizado para confecção de próteses cimentadas e parafusadas, o que oferece uma liberdade para alteração da configuração protética posteriormente ao posicionamento do pilar. Sendo assim, torna-se importante avaliar a resistência mecânica destes pilares e o comportamento dos pilares e das próteses, cimentadas e parafusadas, após simulação de ciclos mastigatórios.

2. Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar comparativamente pilares com diâmetros de 3.8 e 4.8mm, para implantes cone morse, nas configurações de próteses cimentada e parafusada. Para esta comparação foram avaliados:

- A resistência à deformação dos conjuntos implante/pilar protético quando submetidos a cargas compressivas oblíquas;
- A resistência de cimentação das coroas sobre os pilares;
- Os efeitos da simulação de ciclos mastigatórios na adaptação marginal pilar/prótese e na perda de torque das coroas e dos pilares.

3. Material e Método

3.1. ENSAIO DE RESISTÊNCIA À DEFORMAÇÃO

Para a realização do ensaio de resistência à deformação foram utilizados 20 implantes cilíndricos cone morse (Pross, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) com 3,5 mm de diâmetro X 11 mm de altura (Figuras 1 e 2) e 20 pilares Flex (Pross, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) de dois diâmetros: 4,8mm (convencional) e 3,8 (reduzido).

Figura 1 - A) superfície externa do implante; B) corte longitudinal do implante.

Figura 2 – A) plataforma do implante; B) rosca interna do implante.

Os pilares de 4.8mm e 3.8mm, tiveram sua imagem capturada em microscópico óptico para realização das medidas: cabeça do pilar, corpo e parafuso de fixação (Figura 3).

Figura 3 - A) pilar 4,8 mm; B) pilar 3,8 mm.

Os implantes foram posicionados em um cilindro de aço inoxidável de 21,3mm de diâmetro por 25,6mm de altura e imobilizados através de um parafuso transversal. A profundidade do posicionamento do implante no cilindro foi de 8mm, para simular reabsorção óssea de 3 mm (Khraisat *et al.*, 2002). Pilares Flex com diâmetro de 3,8 e 4,8mm foram instalados nos implantes com o torque recomendado pelo fabricante (20N.cm) medido com torquímetro digital (TQ 680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), posicionado em um artefato de aferição de torques desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP. Neste artefato, o torquímetro ficou posicionado na haste superior, enquanto o conjunto implante/pilar embutido no cilindro de aço ficou localizado na base, no interior de um suporte que permitia apenas o movimento rotacional do cilindro de aço, com o objetivo de padronizar a aplicação de torque em todas as amostras. As chaves para aperto dos parafusos foram acopladas ao encaixe específico do torquímetro digital (Figura 4).

Figura 4 - A) Conjunto implante/pilar 3.8 mm; B) Conjunto implante/pilar 4.8 mm; C) Torquímetro posicionado para aplicação de torque

Os conjuntos foram submetidos a carga compressiva oblíqua em máquina universal de ensaios (DL-2000, EMIC, São José dos Pinhais, Brasil), com célula de carga de 500kgf e velocidade de 1mm/min, em angulação de 45° (Figura 5). O ponto de incidência da carga ficou situado a 11 mm da plataforma do implante (Coppedê *et al*, 2009).

Figura 5 - Ensaio de deformação com carga compressiva.

Durante o ensaio, curvas de tensão/deformação foram acompanhadas para determinação de seu término. O ensaio foi interrompido quando se observou queda da tensão e o resultado foi obtido através do ponto máximo de

deformação analisado na curva de tensão/deformação gerada pelo programa, correspondente à força máxima de deformação.

Os dados obtidos para força máxima de deformação foram analisados estatisticamente por teste T de student para avaliação da significância ou não dos efeitos estudados com auxílio do *software* SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

Um conjunto implante/pilar sem deformação e com deformação de cada grupo foi embutido e cortado longitudinalmente. Para isso, cada conjunto foi preso à haste do delineador e então foram centralizados em uma matriz de silicone (Silicone Master, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) na qual se verteu resina acrílica (Vipi Flash, Pirassununga, São Paulo, Brasil). Posteriormente as amostras foram seccionadas longitudinalmente na cortadeira de precisão (Isomet 1.000 Precision Saw, Buehler, Lake Bluff, EUA) (Figura 6) para avaliação do relacionamento entre os componentes (implante/pilar) na lupa estereoscópica S8APO (Leica, Leica Microsystems, Hurbrugg, Suíça). A captura das imagens foi feita com uma câmera digital DFC 250 (Leica, Leica Microsystems, Hurbrugg, Suíça) com um aumento de 20 vezes. Os cortes também foram analisados no microscópio eletrônico de varredura (EVO 50H Electron Microscope, Zeiss, Oberkochen, Alemanha) com um aumento de 40 vezes.

Figura 6 – Embutimento de amostras para análise microscópica: A) conjunto implante/pilar após ensaio preso à haste do delineador; B) posicionamento do conjunto na matriz de silicone; C) conjunto implante/pilar embutido em resina acrílica; D) conjunto implante/pilar sendo cortado longitudinalmente.

3.2. CONFEÇÃO DOS CORPOS DE PROVA PARA SIMULAÇÃO DE CICLOS MASTIGATÓRIOS

3.2.1. Confeção dos *copings*

Os *copings* para o ensaio de simulação de ciclos mastigatórios foram confeccionados através de enceramento sobre cilindros calcináveis (Pross, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, São Paulo) (Figura7). Primeiro realizou-se o enceramento progressivo em apenas um cilindro calcinável com a cera para escultura em esferas (Shuler, Ulm, Alemanha) no formato de um canino, este enceramento foi utilizado para confecção de uma matriz bipartida em silicone (Zetalabor, Badia Polesine, Rovigo, Itália) utilizada posteriormente na confecção do recobrimento estético. Após, este enceramento foi reduzido ao formato de um *coping* o qual serviu como modelo para a confecção de outra

matriz bipartida de silicone (Zetalabor) a fim de se obter a padronização dos enceramentos dos *copings*.

Figura 7 - Confeção dos *copings*. A) cilindro acrílico 4.8mm; B) cilindro acrílico 3.8mm; C) *coping* encerado; D) matriz bipartida.

Os *copings* encerados foram posicionados com *sprues* (Cerafix, Pradópolis, São Paulo, Brasil) de 4 mm de diâmetro com inclinação de 45°, em sua face vestibular, em uma base conformadora de cadinho. Foi realizada a inclusão dos *copings* utilizando o revestimento *Galaxy Universal Investment* (Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA), o qual foi manipulado de acordo com as especificações do fabricante e vazado no anel de inclusão de silicone.

Após um período de 45 minutos, o conjunto foi removido do anel e levado ao forno (EDG 7000, São Carlos, São Paulo, Brasil) (Figura 8) para volatilização da cera e expansão do revestimento, seguindo o ciclo recomendado pelo fabricante. Os anéis foram levados ao forno em temperatura ambiente e com uma taxa de elevação de 30°/min até atingir a 300°C, na qual permaneceu por 1 hora, com a mesma taxa de elevação atingiu-se a temperatura de 600°C, na qual também permaneceu por 1 hora, ainda com a

mesma taxa de elevação atingiu-se a temperatura de 900°C e também permaneceu por 1 hora, e por fim retornou a 850°C para que a fundição da liga seja realizada. Os *copings* foram fundidos por chama na centrífuga elétrica C1 (EDG, São Carlos, São Paulo, Brasil) em liga de Ni-Cr-Ti (Tilite Luminite Press – Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) e após o resfriamento natural do anel, foi realizada a desinclusão. Os *copings* foram cortados dos lastros de fundição e jateados com partículas de óxido de alumínio de 150 µm (Asfer, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) com uma pressão 80 psi=5,62 Kgf/cm² para remoção dos resíduos de revestimento (Figura 8).

Figura 8 - Confeção dos copings: A) posicionamento dos enceramentos para fundição; B) forno convencional; C) *coping* metálico.

3.2.2. Aplicação da cerâmica

Os *copings* foram jateados no trijato (Basic Classic, Reinfert, Hilzingen, Alemanha) com partículas de óxido de alumínio de 150 µm (Asfer, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) e posteriormente imersos em recipiente com álcool isopropílico para serem levados a cuba ultrassônica (Ultrasonic Cleaner, Odontobrás, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) onde permaneceram em processo de agitação por 10 minutos para que resíduos fossem eliminados. Em seguida, os *copings* foram levados ao forno de cerâmica (Alumini Sinter Press, EDG, São Carlos, Brasil) (Figura 9) sobre um refratário para que a

queima do óxido (Figura 10) fosse realizada conforme as instruções do fabricante (Tabela 1).

Figura 9 - Forno de cerâmica.

Figura 10 - *Coping* após queima do óxido.

Tabela 1. Especificações do fabricante para as etapas da prensagem da cerâmica.

	Temperatura Inicial	Vácuo	Aquecimento/minuto	Temperatura Final
Queima do óxido	540°C	Total	55°C	975°C
Queima da 1ª camada do opaco	538°C	Total	55°C	1010°C
Queima da 2ª e 3ª camada do opaco	399°C	Total	70°C	904°C
Prensagem da cerâmica	704°C	Total	55°C	921°C
Glaze	399°C	Ausente	44°C	724°C

Com a queima do óxido realizada, esperou-se o resfriamento dos *copings* para então aplicar a primeira camada de opaco (Luminesse opaque paste A3, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) (Figura 11) misturado com óleo mineral (Óleo Mineral Naturol, Farmax, Divinópolis, Minas Gerais, Brasil). Esta camada fluida da mistura foi aplicada sobre o *coping* com um pincel e após, foi levado ao forno de cerâmica para queima (Figura 12).

Figura 11 – Opaco em pasta.

Figura 12 - Primeira camada do opaco dissolvido em óleo mineral aplicada sobre o *coping*.

Após a primeira camada de opaco, esperou-se o resfriamento e foram aplicadas respectivamente a segunda (Figura 13) e a terceira (Figura 14) camadas utilizando somente a pasta do opaco, sendo realizada a queima imediatamente após a aplicação de cada camada.

Figura 13 - Segunda camada do opaco.

Figura 14 - Terceira camada do opaco.

Estando o opaco aplicado nos *copings*, com o auxílio da matriz bipartida de silicone obtida previamente, foi realizado o enceramento das coroas no formato de um dente canino com uma cera orgânica para escultura (Rainbow, Porto Ferreira, São Paulo, Brasil) própria para cerâmica prensada (Figura 15).

Figura 15 - Confecção das coroas. A) matriz bipartida; B) enceramento da coroa.

As coroas enceradas foram posicionadas em uma base conformadora de cadinho com *sprues* de 5 mm de diâmetro com inclinação entre 10 a 15

graus. Os *sprues* foram confeccionados com a mesma cera orgânica (Rainbow) utilizada para a escultura das coroas. Três conjuntos coroa-*sprue* foram posicionados num anel de silicone (Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) específico para cerâmica prensada (Figura 16). Posteriormente, partiu-se para a inclusão em revestimento (*Galaxy Universal Investment*, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA), o qual foi manipulado de acordo com as especificações do fabricante e vazado no anel de inclusão. Após um período de 45 minutos, o conjunto foi removido do anel e levado para forno convencional (Forno EDG 3000, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) para a eliminação da cera. Assim que o anel atingiu a temperatura recomendada para a queima, o mesmo foi removido do forno. Duas pastilhas de cerâmica Luminesse Pressable Porcelain System A2 50% de 2g cada (*Luminesse Low-Fusing & Pressable Porcelain*, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) (Figura 17) foram posicionadas no orifício do anel juntamente com o êmbolo de prensagem. Todo este conjunto foi levado ao forno de prensagem (Alumini Sinter Press), iniciando-se o ciclo de prensagem da cerâmica.

Figura 16. A) Posicionamento das coroas encerasdas no anel de silicone; B) Vista superior do anel de silicone com as coroas posicionadas.

Figura 17. Pastilhas de cerâmica.

Finalizado o procedimento de prensagem da cerâmica, o conjunto foi retirado do forno, aguardando-se o seu resfriamento em temperatura ambiente, garantindo desta forma, a ausência de trincas na cerâmica. Aguardado o período de 6 horas, fez-se a desinclusão da peça utilizando jateamento de partículas de vidro de 50 μ m (Renfert, Hilzingen, Alemanha) bem como acabamento e polimento das coroas cerâmicas com brocas diamantadas e pontas específicas (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Alemanha). Após, as coroas foram novamente colocadas no refratário do forno de cerâmica para serem submetidas ao processo de glazeamento. Aplicou-se com um pincel o glaze (Luminesse Glaze Liquid, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) (Figura 18) e a coroa foi submetida a queima do glaze, garantindo assim a finalização do processo de confecção das coroas (Figura 19). Sendo confeccionadas 40 coroas metalocerâmicas para o presente estudo.

Figura 18 – Glaze.

Figura 19 - Coroa metalocerâmica finalizada (conjunto implante/pilar/coróa).

3.3. ENSAIO DE TRAÇÃO

As coroas foram cimentadas sobre os pilares com cimento Temp Bond NE (Kerr, West Collins, USA) e mantidas em posição com auxílio de um delineador, sob pressão constante com carga de 5N por 10 minutos. Após a presa do cimento, os excessos foram removidos (Figura 20).

Figura 20 - A) cimento provisório, B) Cimentação das coroas.

Após 24 horas, as coroas foram submetidas a teste de tração para avaliar a resistência de cimentação antes do ensaio de simulação de ciclos mastigatórios. Para realização do ensaio de tração, foi confeccionado um dispositivo metálico a partir do molde da coroa (Figura 21) que permitiu que o ensaio de tração fosse realizado no longo eixo do implante. O ensaio foi realizado a uma velocidade de 1 mm/min em uma máquina universal de ensaios (EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). O implante foi preso à

base da máquina com uma morsa de pressão e o dispositivo metálico foi preso à célula de carga (capacidade: 10Kgf) por outra morsa de pressão (Figura 22).

Figura 21 – Dispositivo metálico para teste de tração.

Figura 22 - Teste de tração.

Após o ensaio, as coroas foram limpas, removendo o excesso de cimento com hollenback 3S e água. Posteriormente foi realizado o jateamento com partículas de óxido de alumínio na porção interna das coroas para eliminar qualquer resíduo de cimento a fim de que as coroas pudessem ser novamente cimentadas para o ensaio de simulação dos movimentos mastigatórios.

Os dados obtidos no ensaio de tração foram analisados estatisticamente por teste T de student para avaliação da significância ou não dos efeitos estudados com auxílio do *software* SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

3.4. SIMULAÇÃO DE CICLOS MASTIGATÓRIOS

Para a simulação dos ciclos mastigatórios 40 conjuntos implante/pilar foram divididos em quatro grupos (N=10):

Grupo 4.8P – pilar de 4.8 mm e coroas parafusadas;

Grupo 4.8C – pilar de 4.8 mm e coroas cimentadas;

Grupo 3.8P – pilar de 3.8 mm e coroas parafusadas;

Grupo 3.8C – pilar de 3.8 mm e coroas cimentadas.

Os implantes de todos os grupos foram posicionados em um cilindro de aço inoxidável com dimensões 26mm de diâmetro x 20mm de comprimento que foram perfurados com diâmetro de aproximadamente 4,1mm e profundidade de 15mm. Foi confeccionado acesso lateral para o acoplamento de parafuso transversal, para travamento completo e efetivo do implante. Os implantes foram posicionados no orifício até o nível da superfície de suas plataformas. O parafuso transversal foi rosqueado em seu acesso lateral para obtenção do travamento completo do implante (Figura 23).

Figura 23 – A) posicionamento do implante na matriz; B) vista superior do implante posicionado.

Após, pilares flex com diâmetro de 3,8 e 4,8mm foram instalados nos implantes com o torque recomendado pelo fabricante (20N.cm) medido com

torquímetro digital (TQ 680, Instrutherm) conforme descrito anteriormente. Após 5 minutos foi realizado o destorque e posteriormente o retorque e torque de confirmação para posterior avaliação do torque de remoção do pilar. Para calcular a porcentagem de perda de torque inicial e após ciclagem foi utilizada a seguinte fórmula (Park *et al.*, 2010):

Inicial: $100 \times \text{torque inicial} + \text{destorque inicial} \div \text{torque inicial}$.

Após ciclagem: $100 \times \text{torque de confirmação} + \text{destorque após ciclagem} \div \text{torque de confirmação}$.

3.4.1. Coroas Parafusadas

Para os dois grupos com coroas parafusadas, estas foram parafusadas aos pilares com o torque recomendado pelo fabricante (10N.cm), medido com torquímetro digital (Figura 24). O parafuso utilizado apresenta as seguintes dimensões: diâmetro da cabeça: 2mm; comprimento da cabeça: 1,7mm; comprimento do corpo: 3,3mm. Após o torque, o orifício do parafuso foi fechado com algodão e uma porção de resina fotopolimerizável na cor A2 (Filtek z250,3M ESPE, St. Paul, MN,EUA).

Figura 24 – Aplicação do torque no parafuso da coroa.

Foi realizado, previamente ao ensaio de simulação de ciclos mastigatórios, a avaliação da adaptação marginal (Figura 25) entre coroa/pilar, utilizando lupa estereoscópica S8APO (Leica, Leica Microsystems) com uma câmera digital DFC 250 (Leica, Leica Microsystems) para captura das imagens, com um aumento de 10 vezes. Foram capturadas quatro imagens para cada coroa (face vestibular, face mesial, face palatina e face distal) e em cada face foram realizadas três medidas (uma ao centro e uma em cada extremidade, de maior foco, da linha formada entre o pilar e a coroa). Em seguida, os conjuntos implante/pilar/coróa foram instalados no interior do recipiente de teste da máquina de ensaios de simulação de ciclos mastigatórios.

Figura 25 - Avaliação da adaptação marginal.

3.4.2. Coroas cimentadas

As coroas foram cimentadas sobre os pilares com cimento Temp Bond NE (Kerr, West Collins, USA) e mantidas em posição com auxílio de um delineador, sob pressão constante de 5 N por 10 minutos da mesma forma para o teste de tração e após a presa do cimento, os excessos foram removidos. Avaliação da adaptação marginal entre coroa/pilar foi realizada, antes do ensaio mecânico, da mesma maneira descrito para as coroas parafusadas. Em seguida, os conjuntos implante/pilar/coróa foram instalados no interior do recipiente de teste da máquina de ensaios.

Os conjuntos implante/pilar/coróa foram submetidos a ensaio de simulação de ciclos mastigatórios, em equipamento de carregamento mecânico desenvolvido pelo Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, que simula movimentos mastigatórios. Neste equipamento, um motor elétrico move um braço de alavanca, à velocidade de 60 ciclos/min, o que se aproxima da frequência média da mastigação humana (Winkler *et al.*, 2003 Attia e Kern., 2004; Kim *et al.* 2009), estando preso a este motor um recipiente acrílico de teste, com capacidade de fixação de 5 amostras, realizando um curso de 10 mm, resultando em um velocidade linear de ensaio de 20mm/s. Cinco hastes de aplicação de força, com capacidade de até 20N cada, foram posicionadas sobre o recipiente acrílico (Figura 26).

Figura 26 - Máquina de simulação de ciclos mastigatórios e contador de ciclos.

Como antagonistas, foram utilizados discos metálicos aço inox de 26 mm de diâmetro x 10mm de comprimento, com angulação de 30 graus. Os cilindros antagonistas, posicionados na região superior, foram fixados em hastes móveis com ajuste vertical, posicionadas sobre os conjuntos implante/pilar (Figura 27).

Figura 27 – Antagonista do ensaio de simulação de ciclos.

Quando as hastes eram totalmente liberadas, o peso de cada haste (20N) incidia diretamente sobre os conjuntos implante/pilar/coróa. Cada ciclo

mastigatório simulado pela máquina incluiu 3 tipos de movimento: 1. movimento vertical para baixo, simulando aperto oclusal; 2. movimento lateral de 10mm, simulando movimento de lateralidade; 3. movimento vertical para cima, simulando desocclusão. A velocidade de movimentação das hastes é a mesma do braço de alavanca que movimenta o recipiente. Para cada ensaio de carregamento mecânico foram utilizados 5 conjuntos de cada grupo, por um período de 83,3 horas, realizando assim 300.000 ciclos de simulação de movimentos mastigatórios, o que corresponde a aproximadamente 1 ano de função mastigatória normal (Gateau *et al.*, 1999; Khraisat *et al.*, 2004; Quek *et al.*, 2006) (Figura 28).

Figura 28 – Conjuntos implante/pilar/corona posicionados na máquina para simulação de ciclos mastigatórios.

Ao final de cada ensaio, os conjuntos foram removidos da máquina de ensaios e levados a lupa estereoscópica para avaliação da adaptação marginal das coroas como já foi descrito anteriormente.

Posteriormente foi realizado o destorque do pilar com torquímetro digital para análise do afrouxamento deste após o ensaio mecânico. Já nas coroas

parafusadas a resina termopolimerizável que vedava o orifício do parafuso foi removida previamente para que o destorque do parafuso da coroa pudesse ser realizado e posteriormente o destorque do pilar, ambos com torquímetro digital para a mesma finalidade.

Para análise estatística dos efeitos da simulação de ciclos mastigatórios sobre a adaptação marginal, perda de torque das coroas parafusadas e dos pilares foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos). Este modelo é utilizado na análise de dados onde as respostas de um mesmo corpo de prova estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (Schall, 1991). Para a utilização deste modelo, é preciso que seus resíduos tenham distribuição normal com média zero e variância constante. Para esta análise foi utilizado o software SPSS 17.0.

4. Resultados

4.1. RESISTÊNCIA À DEFORMAÇÃO

Os dados para resistência à deformação são apresentados na tabela 2. A análise estatística (Tabela 3) comparando a força máxima de deformação revelou não haver diferenças estatisticamente significantes entre os dois tipos de pilares (Figura 29).

Tabela 2 - Valores de força máxima de deformação (Kgf) dos pilares.

Grupos	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
4.8	95,33	9,51	73,6	107,1
3.8	95,25	4,57	85,4	100,0

Tabela 3 – Teste T - Comparação da resistência à deformação (Kgf) entre os pilares.

Comparações	Estimativa de diferença entre as médias	P-valor	IC	
			LI	LS
4.8 - 3.8	3,24	0,230	1,25	5,22

Figura 29 - Força máxima de deformação dos pilares.

Não foram observadas fraturas após o teste mecânico. O que ocorreu após o ensaio foi uma deformação permanente dos pilares perceptível a olho

nu, sendo que a deformação do pilar de 4.8mm foi maior no corpo do pilar comparado ao de 3.8mm que teve sua deformação maior na cabeça do pilar. Tal fato pode ter ocorrido devido o orifício do parafuso no pilar 3.8 ser do mesmo tamanho que no pilar 4.8, o que reduz a área metálica na cabeça do pilar de 3.8mm. Na figura 30 é apresentada a imagem dos pilares, após o ensaio, obtida em lupa estereoscópica.

Figura 30 - Deformação dos pilares após ensaio mecânico

Após o ensaio, também pôde ser avaliado a ocorrência de uma maior deformação na interface implante/pilar no pilar de 4.8 mm quando comparado ao de 3.8 mm, o que ocasionou uma fenda na interface implante/pilar. Esta fenda pôde ser observada no microscópio óptico (Figura 31) e no microscópio eletrônico de varredura (Figura 32), após o corte longitudinal do conjunto implante/pilar.

Figura 31 - Corte longitudinal: A- pilar 4,8 sem deformação; B- pilar 3,8 sem deformação; C- pilar 4,8 com deformação, a seta indica a fenda implante/pilar; D- pilar 3,8 com deformação.

Figura 32 - Microscopia eletrônica de varredura, corte longitudinal: A- pilar 4,8 sem deformação; B- pilar 3,8 sem deformação; C- pilar 4,8 com deformação, a seta indica a fenda implante/pilar; D- pilar 3,8 com deformação.

4.2. RESISTÊNCIA DE CIMENTAÇÃO

Os dados da resistência de cimentação antes do ensaio de simulação de ciclos mastigatórios são apresentados na tabela 4 e figura 33.

Tabela 4 – Média da resistência de cimentação (kgf) para as coroas cimentadas sobre pilares de 3.8 e 4.8.

Grupos	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
3.8	3,19	1,23	1,63	5,04
4.8	6,75	1,11	4,24	8,22

Figura 33 – Resistência de cimentação (Kgf) para as coroas cimentadas sobre pilares de 3.8 e 4.8.

A comparação da resistência de cimentação entre os pilares pode ser observada na tabela 5. A análise estatística revelou haver diferenças significantes quanto à resistência de cimentação entre os pilares ($p \leq 0,05$).

Tabela 5 – Teste T - Comparação da resistência de cimentação (kgf) entre os pilares

Comparações	Estimativa de	P-valor	IC	
	diferença entre as médias		LI	LS
3.8 - 4.8	3,55	$\leq 0,05$	-4,65	-2,45

Durante a realização da simulação de ciclos mastigatórios, 9 coroas precisaram ser cimentadas novamente (Grupo 4.8C: coroa 4 com 91.365 ciclos, e Grupo 3.8C: coroa 5 com 46.000 ciclos, coroa 6 com 82.946 ciclos,

coroa 1 com 288.000 ciclos, coroas 8 e 9 com 96.938 ciclos, coroa 6 com 130.608 ciclos, coroa 2 com 132.206 ciclos, coroa 10 com 171.833 ciclos e coroa 3 com 193.000). Este fato inviabilizou o ensaio de resistência de cimentação das coroas após a simulação de ciclos mastigatórios, devido à ausência de padronização do tempo de cimentação.

4.3. SIMULAÇÃO DE CICLOS MASTIGATÓRIOS

4.3.1. Adaptação Marginal

Os dados para adaptação marginal foram tabulados e submetidos à análise (Tabela 6 e Figura 34).

Tabela 6 – Média da adaptação marginal (μm) para as coroas cimentadas e parafusadas sobre pilares de 3.8 e 4.8.

Grupos	Tempo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
3.8 cimentada	Inicial	0,1653	0,7188	0,0499	0,3584
	Após ciclagem	0,0952	0,0356	0,0381	0,2176
3.8 parafusada	Inicial	0,0916	0,0294	0,0411	0,1708
	Após ciclagem	0,0585	0,0237	0,0234	0,1409
4.8 cimentada	Inicial	0,1542	0,0484	0,0587	0,2414
	Após ciclagem	0,1305	0,0530	0,0293	0,2468
4.8 parafusada	Inicial	0,0727	0,0200	0,0264	0,1205
	Após ciclagem	0,0558	0,0175	0,0322	0,1145

Figura 34 – Adaptação marginal (μm) para as coroas cimentadas e parafusadas sobre pilares de 3.8 e 4.8.

Os resultados da comparação da adaptação marginal antes e após o ensaio de simulação de ciclos mastigatórios e comparação desta adaptação entre os dois tipos de pilares, são apresentados nas tabelas 7 e 8 respectivamente.

Tabela 7 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal (μm) antes e após o ensaio de simulação de ciclos mastigatórios.

Comparações	Coroa	Estimativa de diferença entre as médias	P-valor	IC	
				LI	LS
(inicial-final)	3.8 cimentada	0,070	$\leq 0,05$	0,042	0,098
(inicial-final)	3.8 parafusada	0,033	0,037	0,002	0,064
(inicial-final)	4.8 cimentada	0,024	0,090	-0,004	0,051
(inicial-final)	4.8 parafusada	0,017	0,222	-0,011	0,045

Tabela 8 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal (μm) entre os pilares.

Comparações	Tempo	Estimativa de diferença		IC	
		entre as médias	P-valor	LI	LS
3.8C - 3.8P	Inicial	0,074	0,015	0,010	0,137
	Após ciclagem	0,037	0,227	-0,011	0,084
3.8C - 4.8C	Inicial	0,011	1,000	-0,049	0,071
	Após ciclagem	-0,035	0,207	0,080	0,010
4.8C – 4.8P	Inicial	0,082	0,003	0,022	0,141
	Após ciclagem	0,075	$\leq 0,05$	0,030	0,120
4.8P – 3.8P	Inicial	-0,019	1,000	-0,082	0,044
	Após ciclagem	-0,003	1,000	-0,050	0,045

A análise estatística revelou haver diferenças significantes quanto à adaptação marginal para os pilares 3.8, tanto para as coroas cimentadas ($p \leq 0,05$) quanto para as parafusadas ($p = 0,037$), antes e após a simulação de ciclos mastigatórios. Já para os pilares 4.8, não houve diferenças significantes antes e após a simulação de ciclos mastigatórios, tanto para coroas cimentadas ($p = 0,090$) quanto parafusadas ($p = 0,222$). Em relação à comparação da adaptação das coroas entre os pilares, a análise estatística revelou não haver diferenças significantes quando comparados os grupos 3.8 cimentada com 4.8 cimentada e 3.8 parafusada com 4.8 parafusada. Porém, revelou haver diferenças significantes antes da simulação dos ciclos mastigatórios quando comparados os pilares 3.8 cimentada com 3.8

parafusada e antes e após a ciclagem quando comparado os pilares 4.8 cimentada com 4.8 parafusada como podem ser observados nas figuras.

Figura 35 - Adaptação marginal antes (A) e após (B) a simulação dos ciclos mastigatórios (coroas parafusadas).

Figura 36 – Adaptação marginal antes (A) e após (B) a simulação dos ciclos mastigatórios (coroas cimentadas).

4.3.2. Avaliação da perda de torque dos parafusos das coroas

Os dados para perda de torque nos parafusos das coroas são apresentados na tabela 9 e figura 37.

Tabela 9 – Perda de torque (%) nos parafusos das coroas sobre pilares de 3.8 e 4.8.

Grupos	Tempo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
3.8 parafusada	Inicial	51,783	12,933	28,571	68,181
	Após ciclagem	88,866	13,764	56,363	100,00
4.8 parafusada	Inicial	49,736	12,258	33,663	66,666
	Após ciclagem	73,551	7,251	58,333	82,242

Figura 37 - Perda de torque nos parafusos das coroas sobre pilares de 3.8 e 4.8

Os dados da comparação da perda de torque nos parafusos das coroas antes e após a simulação dos ciclos mastigatórios e entre os pilares são apresentados na tabela 10 e 11 respectivamente.

Tabela 10 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da perda de torque (%) nos parafusos das coroas antes e após o ensaio de simulação de ciclos mastigatórios.

Comparações	Pilar	Estimativa de diferença entre as médias	P-valor	IC	
				LI	LS
(inicial-final)	3.8P	-37,083	≤0,05	-50,863	-23,302
(inicial-final)	4.8P	-23,815	0,001	-36,140	-11,490

Tabela 11 - Comparação da perda de torque (%) nos parafusos das coroas entre os pilares

Comparações	Tempo	Estimativa de diferença entre as médias	P-valor	IC	
				LI	LS
3.8P - 4.8P	Inicial	2,048	0,735	-10,580	14,676
3.8P – 4.8P	Após ciclagem	15,315	0,008	4,651	25,979

A análise estatística revelou haver diferenças significantes quanto à perda de torque nos parafusos das coroas antes e após a simulação dos ciclos mastigatórios para ambos os pilares. Em relação às comparações entre os pilares, estas não demonstraram diferenças significantes antes da simulação de ciclos mastigatórios, havendo diferença significativa após.

Durante a realização do ensaio de simulação dos ciclos mastigatórios algumas coroas do grupo 3.8P tiveram que ser novamente parafusadas (coroa 1 com 98.720 ciclos, coroa 3 com 102.350 ciclos, coroa 7 com 129.136 ciclos, coroa 6 com 191.089 ciclos, coroa 4 com 201.452 ciclos). Para análise da estatística da perda de torque destas coroas, foi considerados que elas perderam 100% do torque no momento que tiveram que ser novamente parafusadas.

4.3.3. Avaliação da perda de torque dos pilares

Os dados da perda de torque de ambos os pilares com coroas cimentadas ou parafusadas são apresentados na tabela 12 e figura 38.

Tabela 12 – Perda de torque (%) nos pilares de 3.8 e 4.8.

Grupos	Tempo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
3.8 cimentada	Inicial	8,448	9,341	-9,569	19,902
	Após ciclagem	35,150	19,854	3,846	67,117
3.8 parafusada	Inicial	9,876	12,875	-7,462	37,500
	Após ciclagem	23,243	19,675	-0,4545	53,465
4.8 cimentada	Inicial	13,115	17,771	-7,655	41,584
	Após ciclagem	19,581	9,980	2,272	34,634
4.8 parafusada	Inicial	23,932	16,860	-2,926	44,117
	Após ciclagem	29,668	20,340	0	63,235

Figura 38 – Perda de torque nos pilares 3.8 e 4.8 parafusados e cimentados.

Foram realizadas comparações da perda de torque nos pilares antes e após ciclagem mecânica (Tabela 13) e comparação desta perda de torque entre os pilares (Tabela 14).

Tabela 13 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da perda de torque (%) antes e após o ensaio de simulação dos ciclos mastigatórios.

Comparações	Pilar	Estimativa de diferença entre as médias	P-valor	IC	
				LI	LS
(inicial-final)	3.8 cimentada	-26,702	$\leq 0,05$	-40,064	-13,340
(inicial-final)	3.8 parafusada	-13,367	0,078	-28,307	1,572
(inicial-final)	4.8 cimentada	-6,466	0,332	-19,828	6,896
(inicial-final)	4.8 parafusada	-5,736	0,389	-19,098	7,626

Tabela14 - Comparação da perda de torque (%) entre os pilares

Comparações	Pilar	Estimativa de diferença entre as médias	P-valor	IC	
				LI	LS
3.8C - 3.8P	Inicial	-1,428	1,000	-20,962	18,106
	Após ciclagem	11,906	1,000	-11,863	35,676
3.8C - 4.8C	Inicial	-4,667	1,000	-23,084	13,750
	Após ciclagem	15,569	0,360	-6,841	37,979
4.8C – 4.8P	Inicial	-10,817	0,655	-29,234	7,600
	Após ciclagem	-10,087	1,000	-32,497	12,323
4.8P– 3.8P	Inicial	14,056	0,311	-5,478	33,590
	Após ciclagem	6,424	1,000	-17,345	30,194

A análise estatística revelou haver diferenças significantes apenas para o pilar 3.8 cimentado ($p \leq 0,05$) quando foi analisada a perda de torque antes e após a ciclagem mecânica. Os demais pilares não apresentaram diferenças significantes. Na comparação da perda de torque entre os pilares antes e após

a ciclagem a análise estatística não revelou diferenças significantes para nenhum grupo analisado.

Durante a realização da ciclagem mecânica o grupo 3.8P apresentou fratura de dois pilares (fratura pilar 10 com 20.114 ciclos e fratura pilar 4 com 170.250 ciclos). A fratura dos pilares ocorreu no corpo destes antes da primeira rosca como pode ser observado na figura 39 e através de microscopia eletrônica de varredura na figura 40.

Figura 39 – Fratura do pilar 3.8 parafusado

Figura 40 - Microscopia eletrônica de varredura pilar 3.8 fraturado.

Analizando as imagens da microscopia eletrônica de varredura dos pilares após simulação dos ciclos mastigatórios, observou-se maior falha no

relacionamento entre a rosca do pilar e o implante no grupo 3.8P quando comparado com os demais grupos (Figura 41).

Figura 41 – Microscopia eletrônica de varredura. A) 3.8 cimentada; B) 4.8 cimentada; C) 3.8 parafusada; D) 4.8 parafusada.

5. Discussão

As conexões cônicas foram desenvolvidas para melhorar as propriedades biomecânicas dos conjuntos implante/pilar e para reduzir a incidência de problemas mecânicos encontrados nos demais sistemas; este tipo de conexão possibilita um contato íntimo entre o implante e o pilar, com o objetivo de melhorar a estabilidade do pilar e evitar seu afrouxamento (Coppedê *et al.*, 2009). Essas conexões cônicas também favorecem a retenção friccional entre o pilar e o implante, garantindo ótima propriedade anti-rotacional. O parafuso de fixação fica protegido pelo desenho da conexão protética, de modo que forças oblíquas tendem a ser dissipadas ao longo da interface pilar/implante. Estas características garantem excelente estabilidade protética, de modo que estes implantes podem ser indicados para reabilitações com coroas individuais, mantendo a morfologia das superfícies oclusais dos dentes naturais (Weigl 2004).

Comparando a resistência à fratura de conjuntos implante/pilar protético com conexões hexágono interno e cone morse Coppedê *et al.* (2009) concluiu que a configuração em corpo único sólida dos pilares cone morse proporciona maior resistência à deformação e à fratura ao conjunto implante/pilar em comparação aos pilares hexágono interno. O estudo de Norton (1997), mostrou que implantes com conexão tipo cone morse apresentavam maior resistência a flexão na interface implante/pilar quando comparados a implantes de hexágono externo. Khraisat *et al.* (2002) avaliaram a resistência a fadiga de implantes com conexões em hexágono externo e cone morse, e obtiveram resultados significativamente melhores para os implantes com conexão cone morse. Já em um ensaio de elementos finitos Kitagawa *et al.* (2005) analisaram a micro-movimentação da junção implante/pilar em diferentes sistemas. O estudo

apresentou em seus resultados uma maior presença de micro-movimentos e movimentos de rotação nos pilares hexágono externo, e completa ausência de movimentos de rotação nos pilares cone morse. Dessa forma, estes estudos conferem resultados satisfatórios superiores à conexão cone morse quando comparada aos outros tipos de conexões.

Atualmente, os pilares protéticos têm passado por um intenso período de inovações e modificações, com a finalidade de atender as necessidades para as diversas soluções protéticas. Sendo assim, devido as dificuldades encontradas para os casos de reabilitação onde se tenha um espaço protético reduzido, o desenvolvimento de um pilar de 3.8mm de diâmetro para implantes cone morse é uma nova alternativa para a reabilitação oral. Este tipo de pilar, utilizado neste estudo, proporciona maior facilidade na reabilitação de incisivos laterais superiores e incisivos inferiores por apresentarem um menor tamanho. Também oferecem aos pacientes uma adequada reabilitação em casos onde se tenha giroversão e extrusão dental. Além disso, os pilares analisados neste estudo (diâmetro convencional e diâmetro reduzido) também apresentam algumas vantagens em relação aos implantes de corpo único como a reversibilidade e a possibilidade de realizar a reabilitação posteriormente, caso não seja recomendado a reabilitação imediata, facilitando assim, a reabilitação oral em casos específicos.

No presente estudo a deformação plástica dos pilares, ocorreu em uma média de 95,33kgf para os pilares de 4.8mm e 95,25kgf para os pilares de 3.8mm. Considerando que a incidência de cargas mastigatórias em regiões anteriores em média seja de 13,2 a 23,1kgf (Okeson, 1998), fica então

comprovado que estes pilares apresentam propriedades mecânicas satisfatórias.

A diferença observada após o teste de resistência a compressão entre os pilares foi quanto ao local da deformação, que no pilar de 4.8 apresentou-se no corpo do pilar e no de 3.8 além de apresentar a deformação no corpo do pilar apresentou a deformação na cabeça (Figura 30). A diferença do local da deformação entre os pilares pode ser atribuída ao maior ângulo entre corpo/cabeça do pilar de 4.8, o que causou maior flexão nesta região e posterior deformação permanente. Já a maior deformação do pilar de 3.8 na região da cabeça pode ser devido a menor quantidade de metal neste local, sendo que esta quantidade reduzida de metal é devido ao orifício de acesso do parafuso na cabeça do pilar. Ambos os pilares apresentaram o orifício de acesso do parafuso porque eles podem ser empregados tanto para próteses cimentadas quanto para parafusadas. Os orifícios apresentam tamanho semelhante para ambos os pilares, sendo os parafusos idênticos, o que torna a quantidade de metal na cabeça do pilar de 3.8 menor que no de 4.8.

Em relação à resistência de cimentação, atualmente cimentos provisórios tem sido muito utilizados devido à reversibilidade da peça protética caso algum problema ocorra após a instalação, já um cimento definitivo pode dificultar a remoção e causar danos a peça protética e ao pilar. Porém, o cimento provisório apresenta como desvantagem a possibilidade da peça protética soltar e ter que ser novamente cimentada (Preiskel e Tsolka, 2004). No presente estudo um cimento temporário (TempBond NE) foi utilizado e a resistência de cimentação das coroas sobre os pilares foi avaliada comparando os pilares antes da simulação dos ciclos mastigatórios. A menor resistência de

cimentação encontrada para os pilares de 3.8, antes de serem submetidos à simulação dos ciclos mastigatórios pode ser explicada devido este apresentar uma menor área de contato entre coroa/pilar em relação ao de 4.8. Para próteses cimentadas, o pilar necessita de importantes fatores como altura e área de superfície para que se tenha boa retenção (Hebel e Gajjar, 1997).

A simulação dos ciclos mastigatórios pode introduzir stress na interface das coroas devido aos diferentes coeficientes de expansão térmica dos materiais utilizados e as propriedades retentivas de um cimento também podem ser substancialmente afetadas por imersão em água. (Alfaro *et al.*, 2004; Baldissara *et al.*, 1998). Segundo alguns estudos, (Alfaro *et al.*, 2004; Ongthiemsak *et al.*, 2005; Millstein *et al.*, 1991; Markowitz *et al.*, 1992) ficou-se estabelecido que o cimento de óxido de zinco/eugenol (TempBond) tem alta solubilidade em contato direto com a água e também requer tempo suficiente para uma reação completa, a fim de aumentar sua retenção. Dudley *et al.* (2008) avaliaram a resistência de cimentação após ciclagem mecânica, e encontraram maiores valores para o cimento Panavia F e valores bem menores para o Ketac Ceme o TempBond (NE). O cimento TempBond NE, que foi utilizado neste estudo, apresenta pobre selamento marginal e alta solubilidade quando em contato com água. Este fato explica a necessidade de cimentar novamente algumas coroas durante a realização da simulação dos ciclos mastigatórios, inviabilizando a realização do teste de resistência de cimentação após a simulação. A necessidade de nova cimentação ocorreu mais para o grupo 3.8 (oito coroas) do que para o grupo 4.8 (uma coroa).

A ciclagem mecânica para simulação do ato mastigatório é uma aproximação das condições normalmente encontradas no meio bucal (Itinocche

et al., 2004). No presente estudo, os valores de tensão gerados pelo carregamento cêntrico e pelos movimentos de lateralidade com cargas não axiais, são compatíveis às forças laterais médias relatadas na literatura de 25N em próteses implantossuportadas durante a mastigação (Proschel, 2003). Neste estudo, as coroas simulavam dentes caninos e foram confeccionadas para simulação de guia canina. Para isto foi executado um movimento de lateralidade com carga de 20N incidindo totalmente sobre as amostras em um percurso linear de 10mm, o que pode ter gerado cargas oblíquas e vibração devido à fricção entre a superfície da coroa e a superfície de aço do antagonista. Este fato pode ter submetido os parafusos das coroas e o cimento, a um grande esforço o que implicou no afrouxamento dos parafusos das próteses e rompimento da linha de cimentação que tiveram como consequência a necessidade de parafusar e cimentar as coroas novamente durante a simulação dos ciclos mastigatórios.

Para auxiliar e melhorar a padronização na confecção de coroas sobre implante, cilindros pré-fabricados foram desenvolvidos. No entanto, estes cilindros são submetidos a acréscimo de resinas para confecção de coroas provisórias ou então a processos de fundição para confecção de *copings* o que pode afetar a adaptação marginal final seja da coroa provisória ou definitiva. No estudo de Kano *et al.* (2004) foram encontrados melhores resultados de adaptação marginal para os cilindros pré-fabricados com cinta metálica quando comparados com os cilindros fundidos com ligas de Ni-Cr e Co-Cr.

Para a adaptação marginal das coroas implanto-retidas, tem-se que estas devem exibir adaptação passiva aos pilares (Hecker e Eckert, 2003). Pois, se houver uma desadaptação significativa, a absorção das forças

aplicadas sobre a prótese será desigual, podendo levar ao afrouxamento do parafuso e/ou fratura dos componentes envolvidos (Kan *et al.*, 1999). No presente estudo, diferenças entre a adaptação marginal das coroas parafusadas e cimentadas foram detectadas. As coroas cimentadas apresentaram maiores níveis de desadaptação, o que pode ser atribuído a espessura de película de cimento. Já para as coroas parafusadas tem-se que o aperto do parafuso causa uma diminuição do espaço entre os elementos havendo uma mudança na distribuição do estresse quando se compara às próteses cimentadas. Quando cimentadas, as forças serão dissipadas mais coronalmente, e quando parafusadas serão mais apicalmente (Guichet *et al.* 2000).

Ainda comparando coroas parafusadas e cimentadas quanto à adaptação marginal antes e após a simulação dos ciclos mastigatórios, o estudo revelou que após esta simulação, a discrepância marginal diminui para ambas. Estes resultados estão de acordo com o estudo de Hecker e Eckert (2003) que avaliaram a influência do carregamento cíclico de uma prótese implatossuportada em sua adaptação e constataram que o assentamento dos componentes se modifica com o tempo após o carregamento mecânico, sendo que a desadaptação entre o pilar e a coroa pode diminuir após o carregamento. Os autores atribuem essas diminuições ao desgaste das interfaces dos componentes, que pode eliminar micro interferências derivadas do processo de usinagem, aproximando os componentes.

Tratando-se ainda de testes mecânicos, de acordo com a literatura, a complicação mecânica mais freqüentemente citada é a falha dos parafusos, que pode variar de 6% a 48% (Ekfeldt *et al.*, 1994; Haas *et al.*, 1995; Henry *et*

al., 1997). Em relação ao afrouxamento do parafuso da coroa, neste estudo observou-se que durante a simulação dos ciclos mastigatórios, para os pilares de 3.8 houve necessidade de parafusar algumas coroas novamente e para os pilares de 4.8 não houve esta necessidade, porém foi observada uma perda de torque significativa antes e após a simulação dos ciclos mastigatórios, havendo diferenças significantes entre os pilares após a simulação. Outra falha encontrada para as coroas parafusadas durante a simulação dos ciclos mastigatórios foi a ocorrência de fratura de dois pilares no grupo 3.8. O pilar 10 apresentou fratura com 20.144 ciclos e o pilar 4 com 170.250 ciclos, sendo que a fratura dos dois ocorreu no corpo do pilar antes da primeira rosca, o que é uma preocupação clínica, pois quando da ocorrência da fratura de um pilar, se não conseguir a sua remoção por meio de brocas específicas o implante pode ser inviabilizado, sendo necessária sua remoção. Segundo Freitas (2011) em um estudo comparando o desempenho mecânico de coroas cimentadas e parafusadas, concluiu que as parafusadas apresentaram fratura de pilares enquanto que as coroas cimentadas apresentaram afrouxamento do parafuso do pilar, sendo assim, as coroas cimentadas apresentaram os melhores resultados. Segundo Torrado *et al.* (2004) as coroas metalocerâmicas parafusadas apresentam menor resistência à fratura quando comparadas com coroas cimentadas.

Com relação ao afrouxamento do parafuso de união entre o implante e o pilar protético, este é um problema relatado freqüentemente na literatura (Cho *et al.*, 2004; Mangano e Bartolucci, 2001). Segundo Coelho *et al.* (2007), o afrouxamento destes parafusos ou a sua fratura estão relacionados com a desadaptação implante/pilar, e a presença de *gap* entre o implante e o pilar

pode causar distribuições de tensões desfavoráveis aos componentes da conexão, ao implante e ao osso. Com base nessa complicação mecânica alguns autores sugerem que nos implantes cone morse o afrouxamento de pilares constitui problema menor do que nos sistemas convencionais. Para se afrouxar uma conexão cone morse, deve-se aplicar um torque de afrouxamento, ou uma força de tração (Bozkaya e Muftu, 2005). Em alguns estudos, quando comparado o torque de desaperto nos pilares em diferentes tipos de conexões, as conexões do tipo cone morse apresentaram menor perda de torque de remoção do pilar protético (Ding, 2003; Weisse, Kozak e Gross, 2000). No presente estudo, quando da comparação dos pilares tanto para coroas cimentadas quanto parafusadas antes da simulação dos ciclos mastigatórios, eles não revelaram diferenças estatísticas significantes quanto a incidência de afrouxamento do parafuso do pilar. Kitagawa *et al.*, 2005 avaliando a influência da interface implante/pilar no afrouxamento do parafuso por elemento finito em dois tipos de conexões: hexágono externo e cone morse, concluíram que a conexão em hexágono externo apresentou movimentos de rotação superiores à conexão cone morse. Segundo Coppedê *et al.* (2009), após avaliação dos efeitos de ciclos consecutivos de aperto/desaperto de pilares com conexões cônicas internas no seu torque de desaperto, concluíram que os torques de desaperto mostraram tendência de redução com o aumento do número de ciclos de aperto/desaperto. Ainda comparando a mecânica das próteses cimentadas e parafusadas, segundo Assenza *et al.* em 2005, há uma maior incidência de afrouxamento do parafuso do pilar nas coroas parafusadas. Este fato não foi observado neste estudo, pois houve uma perda de torque em ambos os pilares, sendo que a maior perda no

torque de remoção foi encontrada para os pilares de 3.8 com coroas cimentadas quando comparado antes e após a realização da simulação dos ciclos mastigatórios.

Sendo assim, os resultados obtidos pelo presente estudo sugerem que os pilares de 3.8mm podem ser utilizados desde que observadas as suas limitações. Estas limitações estão mais relacionadas com a retenção das coroas, sejam elas cimentadas ou parafusadas, do que ao funcionamento do pilar. Além disso, o fato do presente estudo ter simulado um canino pode ter influenciado nos resultados durante os testes empregados. Para os pilares de 4.8mm não foram encontrados resultados negativos quanto ao funcionamento do pilar, e em relação ao tipo de retenção da coroa, este apresentou menores complicações quando comparado com o de 3.8mm. Uma característica relevante destes pilares é a possibilidade de escolha entre coroas cimentadas e parafusadas, que é de grande importância para o clínico, que poderá alterar o planejamento protético mesmo durante a reabilitação. Estudos complementares são necessários para a avaliação de pilares 4.8mm em regiões posteriores e de 3.8mm em regiões de incisivos, avaliando tanto o comportamento mecânico dos pilares como também a capacidade retentiva oferecida para as coroas.

6. Conclusão

Baseado na metodologia empregada e considerando as limitações deste estudo, conclui-se que:

- Os pilares de diâmetro 3.8 e 4.8 não apresentaram diferenças significantes em relação à resistência à deformação;
- Os pilares de 4.8 apresentaram melhores resultados de resistência de cimentação em relação aos pilares de 3.8;
- As coroas cimentadas 3.8 apresentaram valores de desadaptação significativamente maiores quando comparadas às coroas parafusadas. A simulação dos ciclos mastigatórios reduziu significativamente os valores de desadaptação tanto para as coroas cimentadas quanto para as parafusadas;
- A simulação dos ciclos mastigatórios aumentou significativamente a perda de torque nos parafusos das coroas de ambos os pilares. Após a simulação dos ciclos mastigatórios as coroas do grupo 4.8 apresentaram perda de torque significativamente menor quando comparados às do grupo 3.8;
- A simulação dos ciclos mastigatórios aumentou significativamente a perda de torque apenas nos pilares do grupo 3.8 cimentado.

7. Referências Bibliográficas

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Sug* 1981; 10:387-416.
- Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 1997; 78:43-7.
- Akça K, Çehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of reduced diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Impl Res* 2003; 14:444-454.
- Alfaro MA, Papazoglou E, McGlumphy EA, Holloway JA. Shortterm retention properties of cements for retrievable implantsupported prostheses. *Eur J Prosthodont Res Dent* 2004; 12:33-37.
- Al Rafee, M.A., Nagy, W.W., Fournelle, R.A., Dhuru, V.B., Tzenakis, G.K., Pechous, C.E. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002; 88:176-82.
- Assenza B, Scarano A, Leghissa L, Carusi G, Thams U, Roman SF, Piatelli A. Screw- VS cement-implant-retained restorations: an experimental study in the beagle. Part.1. Screw and abutment loosening. *J. Oral Implantol.* 2005; 31:242-246.
- Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92:551-556.
- Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal leakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 417-422.
- Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper lenght and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont* 2003;12:111-115
- Binon, P.P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996; 9:149-160.
- Bozkaya, D.; Müftü, S. Mechanics of the tapered interference fit dental implants. *J. Biomech.*, November, 2003;36(11):1649-58.
- Bozkaya, D.; Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implantes. *J. Biomech.*, 2005; 38(1):87-97.
- Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(3):399-410.
- Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic Complications in Osseointegrated Dental Implant Treatment. *Int J Oral Maxillofact Implants.* 1994; 9:90-94.

Coelho AI, Suzuki M, Dibart S, Da Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil* 2007; 34:508-516.

Coppedê AR, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20:624-632.

Coppedê AR, Bersani E, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Sartori IAM, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2009; 22:283-286.

Cho, S. C.; Small, P. N.; 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; 13(3):245-50.

Chum-Yeo Ha, Yung-Jun Lin, Myung-Joo Kim, Jun-Han Choi. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26:45-55.

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

Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse-Taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(5-6):865-872.

Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant–abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *Journal of Prosthodontics* 2011; 11:1-7.

Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Australian Dental Journal* 2008; 53: 332–339.

Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87(1):112-4.

Eckfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9:179-183.

Elias, C. N.; Figueira, D. C. Torque para soltar parafusos de prótese sobre implante. *Rev. Bras. Odontol*. 2003; 60(5):343-45.

Freitas AC Jr, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NRFA, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. Cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci* 2011; 119:323–330.

Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crows. *J Prostht dent* 1999; 82:341-347.

Gross, M.; Kozak, D.; Laufer, B. Z.; Weiss, E. I. Manual closing torque in five implant abutment systems: An in vitro comparative study. *J. Prosthet. Dent.* 1999; 81(5):574-8.

Guichet DI, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(2):239-46.

Gyllenram F. Handling and hardware. The two ultimate parameters for a clinically acceptable fit. *Nobelpharma News* 1994; 13(2):4-5.

Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(3):274-9.

Hanses, G.; Smedberg, J. I., Nilner, K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin. Oral Implants Res.* 2002; 13(6):666-70.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restoration: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997; 77:28-35.

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implat-supportes prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 346-351.

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(4):450-5.

Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E, Araújo MAJ, Bottino MA. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. *Cienc Odontol Bras* 2004; 7(2): 47-54.

Itinoche MK. Estudo da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. Tese de Doutorado. Universidade Estadual Paulista (UNESP). São José dos Campos, 2002.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-conector protetic interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12(5):709.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(3):270-276.

Johnson RH, Persson GR. Evaluation of a single-tooth implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(3):396-404.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81(1):7-13.

Kano SC, Siqueira AF, Hussne R, Bonfante G. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci*. 2004;12(4):337-43.

Kim Ki-Seong, Lim Young-Jun, Kim Myung-Joo, Kwo, Ho-Beom, Yang Jae Ho, Lee Jai-Bong, Yim Soon-Ho. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant–abutment connection. *Clin Oral Impl. Res*. 2011; 22:834-839.

Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw- and cemented-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:1061-1067.

Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M, Influence of impant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 75:457-463.

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

Khraisat A, 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* 2004; 6:157-164.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004; 91:324-326.

Lang, I. A.; Wang, R. F.; May, K. B. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J. Prosthet. Dent*. 2002; 87(1):74-9.

Lee FK, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of four implant-abutment interface designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:744-751.

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*. 2007; 30:1-4.

Mangano, C.; Bartolucci, E. G. Single tooth replacement by Morse taper connection: a retrospective study of 80 implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 2001; 16(5):675-80.

Martin, W. C.; Woody, R. D.; Miller, B. H.; Miller, A. W. Implant screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J. Prosthet. Dent. 2001; 86(6):24-32.

May KB, Edge MJ, Russel MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. J Prosthet Dent 1998; 77(5): 497-502.

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

Merz, B.R., Hunebart, S., Belser U. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 519-526.

Millstein PL, Hazan E, Nathanson D. Effect of aging on temporary cement retention in vitro. J Prosthet Dent 1991; 65: 768–771.

Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant support prostheses. Prac Periodontics Aesthet Dent 1995; 7: 15-8.

Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis, Mo: Mosby-year book; 1993:651-685.

Morneburg TR, Proschel PA, Nat R. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int j Prosthodont 2002; 15:20-27.

Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. J Oral Implantol. 2004; 30(3): 171-7.

Neto RTN, Moura MS, Souza EAC, Rubo JH. Implant abutment deformation during prosthetic cylinder screw tightening: an in vitro study. Int J Prosthodont 2009;22:391-395.

Norton, MR. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997; 8: 290-298.

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

Norton, M.R. An *in vitro* evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. Clin Oral Impl Res 2000; 11: 458-464.

Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. St Louis: Mosby-year book; 1998.

Ongthiemsak C, Mekayarajjananonth T, Winkler S, Boberick KG. The effect of compressive cyclic loading on retention of a temporary cement used with implants. J Oral Implantol 2005; 31:115–120.

Park Jae-Kyoung, Choi Jin-Uk, Jeon Young-Chan, Choi Kyung-Soo, Jeong Chang-Mo. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J. Prosthodont.* 2010; 19:458-464.

Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14; 865-8.

Pesun, I. J.; Brosky, M. E.; Koriath, T. W. P.; Hodges, J.; Devoe, B. J. operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. *J. Prosthet. Dent.* 2001; 86(1):15-19.

Perriard, J.; Wiskott, W. A.; Mellal, A.; Scherrer, S. S.; Botsis, J.; Belser, U. C. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors-a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin. Oral Implants Res.* 2002; 13(5):542-9.

Preiskel HW, Tsolka p. Cement and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:87-91.

Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:929-936.

Reddy MS, O'Neal SJ, Haigh S, Aponte-Wesson R, Geurs NC. Initial Clinical Efficacy of 3-mm Implants Immediately Placed Into Function in Conditions of Limited Spacing. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2008; 23: 281-288.

Ricci G, Aimetti M, Stablum W, Guasti A. Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(4):597-602.

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

Romanos GE, Nentwig GH. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:831-836.

Schall, R. Estimation in generalized linear models with random effects. *Biometrika*, 1991; 78(4):719-727.

Schwedhelm ER, Lepe X, Aw TC. A crown venting technique for the cementation of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2003; 89(1): 89-90.

Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections 2011;26:797-806.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. Clin Oral Impl Res 2008;19:1276-1284.

Torrado, E. et al. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw retained and cement retained implant supported metal ceramic crowns. J. Prosthet. Dent. 2004; 91:532-7, 2004.

Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. J Oral Rehabil 1998; 25:681-686.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. Int J Prosthodont. 1999; 12(2):167-178.

Weigl, P. New prosthetic restorative features of The Ankylos implant system. J. Oral Implantol., 2004; 30(3): 178-88.

Weiss EI, Kozak D, Gross M. Effect of repeated closures and opening torque values in seven abutment-implant systems. J Prosthet Dent 200; 84:194-199.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick Kg. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. J Oral Implantol 2003; 29:242-245.

Anexos

ANEXO A – Dados originais da resistência à deformação (Kgf).

	Pilare 4,8	Pilare 3,8
CP1	73,6	96,4
CP2	92,1	97,5
CP3	107,1	98,4
CP 4	94,8	96,4
CP 5	93,6	94,0
CP 6	106,0	100,0
CP 7	94,0	85,4
CP 8	103,5	97,8
CP 9	96,0	89,1
CP 10	92,6	97,5
Média	95,3	95,3

ANEXO B – Dados originais da resistência de cimentação (Kgf).

	Pilar 4.8	Pilar 3.8
CP1	6,81	1,97
CP2	6,78	3,8
CP3	8,22	5,04
CP4	7,87	2,73
CP5	7,35	1,92
CP6	4,24	4,7
CP7	7,02	3,74
CP8	6,11	1,63
CP9	7,02	2,34
CP10	6,08	4,09
Média	6,75	3,20

ANEXO C – Dados originais para adaptação marginal (μm) nas coroas 4.8 parafusadas.

Antes	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	Média Final
	0,0910	0,0765	0,0264	0,0382	0,0705	0,0705	0,0517	0,1128	0,0658	0,0423	0,0646
	0,0499	0,1206	0,0382	0,0617	0,0999	0,0752	0,0893	0,1268	0,0658	0,0376	0,0765
	0,0646	0,1146	0,0499	0,0736	0,0882	0,0846	0,1081	0,0611	0,0658	0,0611	0,0771
	0,0587	0,1001	0,0499	0,0382	0,0382	0,1128	0,1036	0,0752	0,0799	0,0705	0,0727
Após	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	Média Final
	0,0765	0,0529	0,0323	0,0499	0,0352	0,0470	0,0587	0,0763	0,0558	0,0440	0,0529
	0,0823	0,1145	0,0440	0,0411	0,0352	0,0440	0,0411	0,0969	0,0587	0,0382	0,0596
	0,1122	0,1057	0,0617	0,0352	0,0411	0,0382	0,0529	0,0617	0,0587	0,0470	0,0614
	0,0734	0,0558	0,0411	0,0294	0,0619	0,0440	0,0531	0,0499	0,0411	0,0416	0,0491

ANEXO D – Dados originais para adaptação marginal (μm) nas coroas 4.8 cimentadas.

Antes	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	Média Final
	0,1057	0,2114	0,2414	0,1527	0,1762	0,1879	0,0998	0,0587	0,1823	0,0881	0,1504
	0,2178	0,2290	0,2177	0,1292	0,1762	0,1527	0,0998	0,0763	0,0940	0,0940	0,1487
	0,2290	0,2055	0,2353	0,1527	0,1820	0,1820	0,1233	0,0822	0,2060	0,0998	0,1698
Após	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	Média Final
	0,1409	0,1882	0,1233	0,0470	0,1586	0,1236	0,0294	0,0352	0,1648	0,0352	0,1046
	0,1879	0,2469	0,1997	0,1057	0,0947	0,1292	0,0529	0,0470	0,2234	0,0411	0,1328
	0,1999	0,1823	0,2410	0,1468	0,1416	0,1999	0,1116	0,0998	0,1586	0,0822	0,1564
	0,1233	0,1762	0,1468	0,0822	0,1823	0,1823	0,0587	0,0940	0,1533	0,0822	0,1281

ANEXO E – Dados originais para adaptação marginal (μm) nas coroas 3.8 parafusadas.

	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	Média Final
Antes	0,0881	0,0411	0,0587	0,0881	0,0881	0,1709	0,0763	0,0940	0,0763	0,0529	0,0834
	0,0705	0,0587	0,0705	0,0646	0,0940	0,1409	0,1644	0,0940	0,0705	0,0529	0,0881
	0,0411	0,0411	0,0587	0,0822	0,1882	0,0998	0,0998	0,0822	0,0822	0,0763	0,0852
	0,0705	0,0646	0,1292	0,1351	0,1530	0,1233	0,0822	0,0763	0,0822	0,0529	0,0969
Após	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	Média Final
	0,0411	0,0411	0,0646		0,0294	0,1409	0,0763	0,0705	0,0235		0,0609
	0,0411	0,0411	0,0470		0,0294	0,0940	0,0998	0,0646	0,0411		0,0573
	0,0235	0,0411	0,0822		0,0646	0,0881	0,0470	0,0881	0,0470		0,0602
	0,0352	0,0411	0,0705		0,0411	0,0822	0,0646	0,0763	0,0352		0,0558

ANEXO F – Dados originais para adaptação marginal (μm) nas coroas 3.8 cimentadas.

	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	Média Final
Antes	0,1822	0,1762	0,1088	0,0000	0,0881	0,1531	0,1233	0,1351	0,3489	0,1116	0,1427
	0,2467	0,2059	0,1263	0,1909	0,0499	0,0940	0,1359	0,1057	0,3585	0,1823	0,1696
	0,2726	0,2263	0,1793	0,2116	0,1234	0,1233	0,1644	0,1233	0,3280	0,2408	0,1993
	0,0000	0,2057	0,1149	0,1351	0,1294	0,1292	0,1351	0,1057	0,3585	0,1823	0,1496
Após	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	Média Final
	0,2177	0,0675	0,0411	0,0000	0,0000	0,1233	0,0587	0,0705	0,0881	0,0470	0,0714
	0,1853	0,0529	0,0382	0,1277	0,1381	0,1644	0,1116	0,0822	0,1765	0,1827	0,1259
	0,0822	0,0646	0,0000	0,1557	0,1352	0,1116	0,1674	0,0881	0,1116	0,1706	0,1087
	0,0000	0,0529	0,0382	0,0354	0,0763	0,1703	0,0763	0,0705	0,0705	0,1586	0,0749

ANEXO G – Dados originais do torque (N.cm) nos parafusos das coroas 4.8.

	Torque	Destorque inicial	Retorque	Torque de confirmação	Destorque após
CP1	10,2	-3,8	10,5	11,6	-3
CP2	10,8	-5,4	10,4	11,1	-3,6
CP3	10,9	-4,8	10,4	10,6	-3,5
CP4	10,2	-6,7	10,2	10,2	-2,2
CP5	10,5	-5,3	10,2	10,1	-2,6
CP6	10,1	-6,7	10	10	-2
CP7	10	-5,2	10,2	10,4	-2,4
CP8	10,2	-3,4	10	10,7	-1,9
CP9	10,4	-4	10,7	10,7	-2,5
CP10	10,3	-6,7	10,4	10,8	-4,5

ANEXO H – Dados originais do torque (N.cm) nos parafusos das coroas 3.8.

	Torque	Destorque inicial	Retorque	Torque de confirmação	Destorque após
CP1	10,2	-5,1	10,5	10,4	0
CP2	10,4	-4	10,2	10,1	-3,5
CP3	10,1	-4,4	11,2	10,7	0
CP4	11	-3,5	10,1	10,2	FRATUROU
CP5	10,4	-3,4	10,2	10,2	-2,8
CP6	10,3	-5,2	10	10,2	0
CP7	11,2	-8	10,6	11	0
CP8	10,5	-4	10,9	11	-1,5
CP9	10	-6,1	10	10,5	-1,4
CP10	10,1	-4,4	11,3	10,5	FRATUROU

ANEXO I – Dados originais do torque (N.cm) nos pilares 4.8 para coroas parafusadas.

	Torque	Destorque inicial	Retorque	Torque de confirmação	Destorque após
CP1	20,5	-17	22	21,7	-19,2
CP2	20,4	-12,4	20,7	21,1	-21,1
CP3	21,4	-14,2	20,2	20,4	-7,5
CP4	20,2	-12,5	20,1	21	-13,2
CP5	20,8	-18,1	21,2	20,9	-7,9
CP6	20,4	-11,4	20,4	20,9	-16,1
CP7	21,7	-13,5	20	20,2	-14,8
CP8	20,2	-16,6	20,2	20,4	-16,9
CP9	20,5	-21,1	21,8	20,5	-13,7
CP10	20,2	-19,9	20,2	20,4	-15,8

ANEXO J – Dados originais do torque (N.cm) nos pilares 4.8 para coroas cimentadas.

	Torque	Destorque inicial	Retorque	Torque de confirmação	Destorque após
CP1	20,1	-19,8	20,2	21,4	-17,5
CP2	20,6	-18,7	20,6	20,2	-18
CP3	20,1	-13,3	21,3	22	-21,5
CP4	20,1	-14,4	21,3	20,9	-17,2
CP5	20,9	-22,5	20,2	20,2	-13,6
CP6	20,4	-15,1	20	20,9	-16,4
CP7	20,2	-11,8	20,4	20,5	-13,4
CP8	20,1	-19	20,2	21,6	-15,6
CP9	21,3	-22,5	21,3	21,8	-18,9
CP10	20,1	-20,4	20,9	21,4	-17,8

ANEXO K – Dados originais do torque (N.cm) nos pilares 3.8 para coroas parafusadas.

	Torque	Destorque inicial	Retorque	Torque de confirmação	Destorque após
CP1	20,5	-18,7	21,6	21,3	-13,2
CP2	20,2	-18,2	20	21,2	-11,8
CP3	20,2	-19,3	20,2	20,1	-16,3
CP4	20	-13,8	21,2	21,8	FRATUROU
CP5	21,6	-19,9	20,1	20,1	-17,5
CP6	21,4	-18,3	20,5	20,7	-19,9
CP7	20,2	-19,5	20,4	20,2	-17,2
CP8	20	-12,5	20,2	20,2	-9,4
CP9	20,1	-21,6	22,1	22	-22,1
CP10	20,4	-22	20	20,2	FRATUROU

ANEXO L – Dados originais do torque (N.cm) nos pilares 3.8 para coroas cimentadas.

	Torque	Destorque inicial	Retorque	Torque de confirmação	Destorque após
CP1	20	-20,4	20,5	20	-14,8
CP2	20,6	-16,5	20,1	20,8	-9,8
CP3	20,4	-17,2	20	20,2	-16,5
CP4	20,9	-22,9	20,2	20,8	-20
CP5	20,5	-19,8	21,6	20,8	-12,8
CP6	20	-18,8	20,1	21	-16,8
CP7	20	-16,3	21,6	20,6	-14,4
CP8	20,1	-17,3	20,9	22,2	-7,3
CP9	20,5	-18,3	20	20,2	-13,1
CP10	22,8	-21	21,5	21,3	-8,6