

UNESP - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

LUÍS EDUARDO BUTIGNON

INFLUÊNCIA DO TIPO DE PILAR NA RESISTÊNCIA
MECÂNICA PRÉ-CICLAGEM, QUANTIDADE DE
TORQUE RETIDO E DESAJUSTE VERTICAL PRÉ E
PÓS-CICLAGEM, COM ANÁLISE ESTRUTURAL EM MEV

Tese apresentada ao Programa de
Pós Graduação em Reabilitação Oral
– Área de Prótese, da Faculdade de
Odontologia de Araraquara, da
Universidade Estadual Paulista para
a obtenção do título de Doutor em
Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. João Neudenir
Arioli Filho

ARARAQUARA
2011

Butignon, Luís Eduardo

Influência do tipo de pilar na resistência mecânica pré-reciclagem, quantidade de torque retido e desajuste vertical pré e pós-ciclagem, com análise estrutural em MEV / Luís Eduardo Butignon . – Araraquara: [s.n.], 2011.

127 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

1. Prótese dentária fixada por implante 2. Torque 3. Biomecânica
4. Microscopia eletrônica de varredura 5. Cerâmica 6. Titânio I.
Título

LUÍS EDUARDO BUTIGNON

INFLUÊNCIA DO TIPO DE PILAR NA RESISTÊNCIA MECÂNICA PRÉ-CICLAGEM, QUANTIDADE DE TORQUE RETIDO E DESAJUSTE VERTICAL PRÉ E PÓS-CICLAGEM, COM ANÁLISE ESTRUTURAL EM MEV

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

2º Examinador : Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

3º Examinador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

4º Examinador: Profa. Dra. Ana Carolina Pero

5º Examinador: Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca

Araraquara, 20 de julho de 2011.

DADOS CURRICULARES

LUÍS EDUARDO BUTIGNON	luibut@yahoo.com.br
Nascimento	26 de Setembro de 1979 São Carlos – SP
Filiação	José Butignon Vanda Helena Orlandi Butignon
1998 – 2002	Curso de Graduação em Odontologia Universidade do Sagrado Coração – USC – Bauru - SP
2002 – 2003	Curso de Aperfeiçoamento em Periodontia – Instituto de Ensino Odontológico – IEO / Bauru - SP
2002 – 2004	Estagiário do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB / USP
2005 – 2007	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral em nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB / USP.

2010	Obtenção do título de Especialista em Prótese Dentária pelo Conselho Federal de Odontologia.
2007 – 2011	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral em nível de Doutorado na Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr / UNESP.
Associações:	APCD – Associação Paulista de Cirurgiões-Dentistas. SBPqO – Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica. IADR – International Association of Dental Research

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, José e Vanda; pelo amor, carinho, educação e apoio em todos os momentos que precisei. Tudo que conquistei eu devo a vocês e espero poder um dia retribuir a altura.

Obrigado pai, obrigado mãe!

A minha irmã Liz; pelo seu amor e exemplo de dedicação, disciplina, ética, profissionalismo e competência.

Por isso e por muitas outras coisas você é mais que especial!

Ao meu irmão Luciano, meu grande amigo; pela nossa amizade e cumplicidade. Em alguns momentos gostaria de enxergar a vida como você.

Ao meu cunhado Sergio; pela sua amizade, confiança, respeito e pelas muitas idéias compartilhadas.

Considero você meu irmão!

A minha tia Sergia; simplesmente por existir.
Sem você tia querida, tenho certeza que nada seria igual.

Obrigado por tudo!

A minha avó Angelina; por sempre querer o meu bem!

Aos meus sobrinhos, Francine e Samuel, que de maneiras diferentes inspiram minha conduta e me motivam a ser um exemplo para eles.

AGRADECIMENTOS

A Deus; por estar sempre ao meu lado, já que quando precisei, orei e senti sua presença.

Ao meu orientador João Neudenir Arioli Filho; pela sua orientação, pela liberdade concedida para desenvolver minhas idéias, pelos ensinamentos compartilhados, pelas oportunidades oferecidas, pelos conselhos, amizade e principalmente pela confiança no meu trabalho.

Muito Obrigado!

A minha grande amiga, Mariana Basílio, pelo seu apoio, suporte e imensurável ajuda durante a realização deste trabalho. Nossa amizade sincera é fruto dele e tenho certeza que será para vida toda.

Muitíssimo obrigado!

Aos meus "camaradas" de Araraquara: Pierre, Luciano, Alejandro, Flávia e André, pelo convívio e amizade em cada dia, cada almoço e cada viagem.

A todos os colegas contemporâneos da Faculdade de Odontologia de Araraquara, em especial a Ana Paula, Camila, Livia (Periodontia), Sabrina, Antônio Jr., Cadú, Matheus e Rodrigo.

As minhas colegas de turma: Isabela, Paula, Juliê, Laiza e Livia, pelo convívio profissional e momentos de aprendizado.

Aos Professores José Maurício e Geraldo, pelos ensinamentos e suporte nas etapas de realização deste trabalho. A contribuição de vocês foi fundamental!

Ao amigo, Professor e Diretor da Faculdade de Odontologia de Araraquara, José Claudio Martins Segalla.

Aos Professores da Disciplina de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Araraquara: Ana Carolina Pero, Francisco de Assis Mollo Junior, Marco Antonio Compagnoni, Sergio Sualdini e Sergio Russi. Pela oportunidade do convívio e dos ensinamentos compartilhados sem restrições.

Aos demais os professores do Departamento de Prótese e Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Araraquara: Carlos Cruz, Gelson, Renata, Cinara, Regina, Ligia, Ana Lucia, Ana Cláudia, Carlos Eduardo Vergani e Eunice. De maneiras distintas, todos contribuíram para minha formação pessoal e profissional.

Aos Funcionários e funcionárias da Faculdade de Odontologia de Araraquara, em especial a Mara, Martinha, Malú, Miriam, Mané e Junior por estarem sempre de prontidão para ajudar.
Muito obrigado!

Ao torneiro mecânico José António, responsável pela confecção dos dispositivos utilizados neste estudo, pelos muitos conhecimentos compartilhados. Prova de que aprendemos com todos!

Ao meu amigo e ex-orientador Wellington Cardoso Bonachela, da Faculdade de Odontologia de Bauru, pelas constantes trocas de idéias e ensinamentos.

Ao Professor Accácio Lins do Valle, da Faculdade de Odontologia de Bauru; por ter-me aberto uma porta no passado e pela oportunidade de hoje estar aqui. A você professor, minha eterna gratidão!

Ao Professor Luiz Fernando Pegoraro, da Faculdade de Odontologia de Bauru, pela sua amizade, pelos seus ensinamentos e principalmente pelas “dicas, truques e macetes” relacionadas à prótese dentária.

Aos grandes amigos e amigas que fiz em Bauru e que mesmo à distância, continuam sempre colaborando comigo de alguma forma: Ana Paula, Flora, Mikaela, Estevam, Guilherme, Jefferson, João Paulo, Romão e Thiago.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, pela oportunidade de realizar este doutorado e pela honra de fazer parte da sua história.

A CNG – Soluções Protéticas, em nome do engenheiro e técnico de prótese dentária Luis Fernando Buratto, pelo profissionalismo como conduziu os procedimentos de fundição realizados para o desenvolvimento deste estudo.

Ao DEMA (Departamento de Engenharia de Materiais), da Universidade Federal de São Carlos, pela realização das análises em microscopia eletrônica de varredura.

A Capes, por ter me proporcionado uma bolsa de estudo, dando-me condição de estar aqui de maneira irrestrita e sempre que necessário.

À FAPESP, pelo auxílio pesquisa concedido, sem os qual não seria possível realizar um trabalho desta magnitude.

Aos pacientes que aqui eu tive, pela confiança e oportunidade do
aprendizado!

Aos alunos de graduação desta instituição, os quais me deram a
oportunidade de contribuir para sua formação.

A todas as pessoas que de forma direta ou indireta participaram e
contribuíram tanto pra minha formação pessoal quanto profissional. Nunca
vencemos sozinhos.

Muito Obrigado!

SUMÁRIO

RESUMO	12
ABSTRACT	14
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 Complicações em Próteses Sobre Implantes com Ênfase as Próteses Unitárias	19
2.2 A Estabilidade da União Parafusada: Uma Análise Biomecânica e Comportamental dos Parafusos	25
2.2.1 Incidência e Entendimento do Afrouxamento dos Parafusos	28
2.2.2 Avaliação dos Componentes Sob Carga Cíclica	38
2.3 Pilares de Zircônia	47
2.4 Desajuste Vertical na Interface Pilar / Implante	62
3 PROPOSIÇÃO	74
4 MATERIAL E MÉTODO	75
4.1 Grupos Experimentais	75
4.2 Obtenção dos Corpos de Prova – Inclusão dos Implantes	76
4.3 Ensaio Mecânico de Resistência	78
4.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	79
4.5 Registro do Torque Reverso Inicial (pré-ciclagem)	80
4.6 Avaliação do Desajuste Vertical	81
4.7 Ensaio Mecânico de Fadiga – Ciclagem Dinâmica	83
4.8 Registro do Torque Reverso Final (pós-ciclagem)	84
4.9 Metodologia Estatística	85
5 RESULTADO	86
5.1 Análise da Resistência Mecânica dos Pilares	86
5.2 Análise do Torque Retido na União Parafusada	87
5.3 Análise do Desajuste Vertical	89
5.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	91
5.4.1 Pilares de Titânio	92
5.4.2 Pilares de Ouro	93
5.4.3 Pilares de Zircônia	95

6 DISCUSSÃO	97
6.1 Análise da Resistência Mecânica dos Pilares	97
6.2 Análise do Torque Retido na União Parafusada	99
6.3 Desajuste Vertical na Interface Pilar/Implante	102
6.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	106
7 CONCLUSÃO	111
8 REFERÊNCIAS	112
9 ANEXOS	123

Butignon LE. Influência do tipo de pilar na resistência mecânica pré-ciclagem, quantidade de torque retido e desajuste vertical pré e pós-ciclagem com análise estrutural em MEV [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2011.

RESUMO

Problemática: De ocorrência clínica comum, o afrouxamento dos parafusos que compõe uma prótese sobre implante é uma complicação que traz transtornos tanto para o profissional quanto para o paciente. Entre os fatores que interferem na estabilidade da união parafusada destaca-se a pré-carga gerada durante o torque do parafuso, as formas como as forças se dissipam através do conjunto implante/pilar/parafuso e as características dos componentes utilizados.

Proposição: O objetivo deste estudo foi analisar comparativamente três tipos de pilares sobre implantes, quanto a resistência mecânica previamente ao ensaio de carga cíclica; a porcentagem de torque retido na união parafusada e os níveis de desajuste vertical entre o pilar e o implante antes e após ciclagem; e alterações estruturais na base de assentamento dos pilares através de microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Material e método: Quarenta e cinco implantes, com conexão tipo hexágono externo foram incluídos em cilindros de PVC utilizando-se resina epóxica com módulo de elasticidade semelhante à estrutura óssea. Os grupos foram estabelecidos de acordo com o tipo de pilar utilizado (n=15): Titânio (pré-fabricado), Ouro (com cinta metálica pré-fabricada e sobre fundido) e Zircônia (pré-fabricado). Cinco pilares de cada grupo foram submetidos a teste de resistência estática para estabelecimento do valor da força a ser utilizada no ensaio de carga cíclica. Os outros 10 pilares de cada grupo foram fixados sobre os respectivos implantes através de parafuso de titânio, sob torque e retorque de 32 Ncm (pilares metálicos) e 20 Ncm (pilar de zircônia). Os corpos de prova foram submetidos à aferição do torque retido (pré-carga) e dos níveis de desajuste vertical antes e após ensaio de carga cíclica. Os testes foram realizados de acordo com a norma ISO 14801, onde uma força variando entre 11 - 211 N foi aplicada com 30º de inclinação em relação ao longo eixo do implante por 500.000 ciclos e frequência de 15 Hz. Imagens em MEV foram realizadas antes e após os testes a fim de identificar alterações estruturais nos componentes. Quando efeitos significativos entre os grupos foram

encontrados pelo teste ANOVA o teste de *Tukey*, com significância de 5% foi aplicado para identificar as diferenças. **Resultado:** Com relação à resistência mecânica, os pilares de ouro demonstraram os maiores valores médios com diferenças estatisticamente significantes em relação aos outros pilares (titânio e zircônia), não havendo diferenças estatisticamente significantes entre esses. Quanto à porcentagem de torque retido, previamente a ciclagem não houve diferença entre os grupos. Após a ciclagem, a porcentagem de torque retido diminuiu significativamente para todos os grupos. Os pilares de titânio apresentaram a maior retenção de torque, enquanto os pilares de zircônia a menor, com diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Os pilares de ouro apresentaram uma retenção de torque intermediária, sem diferenças estatisticamente significativa para os demais grupos. Com relação aos níveis de desajuste vertical, os pilares de ouro foram os que apresentaram as maiores médias, seguido pelo grupo titânio e zircônia respectivamente com diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos. Não foram encontradas diferenças nas análises pré e pós ciclagem, assim como entre as diferentes faces de medição. Imagens em MEV demonstraram alterações estruturais em todos os tipos de pilares após aplicação de carga cíclica, tais como desgastes, amassamento e perda de estrutura. **Conclusão:** A resistência mecânica dos pilares de zircônia foi considerada igual a dos pilares de titânio. Quanto à porcentagem de torque retido, em todos os grupos houve uma diminuição significativa após a aplicação de carga cíclica. Pilares obtidos através de procedimentos laboratoriais (sobre-fundição) apresentaram os piores níveis de desajuste vertical. Imagens em MEV demonstraram alterações evidentes na base de assentamento dos pilares após aplicação de carga cíclica.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante; torque; biomecânica; microscopia eletrônica de varredura; cerâmica; titânio; ligas de ouro.

Butignon LE. Influence of abutment type in mechanical strength before cyclic loading, retained torque and vertical misfit before and after cyclic loading with structural analysis by SEM [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2011.

ABSTRACT

Purpose: The aim of this study was to evaluate comparatively three type of abutment in regard to mechanical resistance before cyclic loading, the maintenance of the applied torque and vertical misfit in abutment/implant interface before and after cyclic loading, and damage surface by SEM. **Material and Method:** Forty five external hex implants were embedded in an epoxy resin and received your respective abutments, randomly divided in three experimental groups (n=15): (A) machined titanium (Ti) abutments; (B) premachined gold (Au) abutments and (C) machined zirconia (ZrO₂) abutments. For all groups, only one type of screw was used. The abutment screws were tightened according to the manufacture's recommended torque. Initially, a static bending test was performed using 5 specimens of each group to determine the load applied in the cyclic loading test. Thus, 10 specimens of each group were used to measure the reverse torque value (preload) of the abutment screw and vertical gap between the abutments and implant, before and after loading. The tests were performed according to ISO norm 14801. A cyclic loading (0,5 x 10⁶ cycles; 15 Hz) between 11 - 211 N was applied at an angle of 30 degrees to the long axis of the implants. Group means were compared using ANOVA and Tukey test. **Result:** The mechanical strength test showed that the UFL mean for Au abutments was significantly higher than the mean of the other abutments ($p < 0.001$). The analysis of reverse torque (preload) before cyclic loading showed no significant differences among abutment groups. After cyclic loading the lowest decrease in preload was observed in group Ti, whereas the highest was observed in group ZrO₂, with significant differences between them. The group Au showed an intermediate decrease, with no significant difference to the other groups. In relation to the vertical misfit, the gold abutments showed the highest values, followed by the titanium and zirconia respectively. SEM images obtained after cyclic loading showed clear changes on the seating surfaces of abutments.

Conclusion: The mechanical strength of the zirconia abutments was similar to titanium abutments. The load application on the joint implant/abutment/screw reduced significantly torque values in all groups. Premachined abutments presented the worst levels of vertical misfit. SEM images showed changes evident on the seating surfaces of abutments after cyclic loading application.

Keywords: Dental prosthesis implant-supported; torque; biomechanics; scanning electron microscopy; ceramics, titanium, gold alloys.

1 INTRODUÇÃO

A Implantodontia passou a ser realmente conhecida em meados da década de 80, quando surgiram os primeiros trabalhos de divulgação dos protocolos de instalação denominados implantes osseointegrados¹⁶. O sucesso dessa nova modalidade de tratamento baseou-se em alguns aspectos relatados na literatura, tais como longevidade do tratamento^{1, 3}, possibilidade de repetição do processo quando ocorrer insucessos¹⁶ e simplicidade da técnica quando respeitados os protocolos cirúrgicos, protéticos clínicos e protéticos laboratoriais^{3, 4, 16}.

Os primeiros protocolos de tratamento com implantes osseointegrados baseavam-se na reabilitação de mandíbulas totalmente edêntulas, em pacientes considerados por *Branemark* como “inválidos orais”, obtendo-se altos índices de sucesso^{1, 3}. Com o passar dos anos, e devido a essa alta previsibilidade dos tratamentos, as indicações para o uso de implantes osseointegrados foram expandindo-se e, logo, pacientes parcialmente desdentados, assim como aqueles que necessitavam repor apenas um único dente perdido passaram a ter mais uma opção para substituição de seus dentes ausentes, baseadas em estudos que previam taxas de sucesso semelhantes às de reabilitações de mandíbulas totalmente edêntulas^{34, 48}.

Embora havendo altas taxas de sucesso nas restaurações protéticas sobre implantes, e grande aceitabilidade por parte dos pacientes, diante dessa modalidade de tratamento, essas não estão livres de complicações, podendo estas ser de ordem funcional^{22, 48}, estéticas^{22, 48} e biomecânicas^{30, 37, 71}. Apesar da literatura vastamente relatar diversos tipos de complicações, neste trabalho o foco foi mantido nas complicações biomecânicas, principalmente aquelas que interferem na estabilidade da união parafusada, região esta da interface entre o implante osseointegrado e os componentes que compõem a prótese sobre implante.

Seguramente, a principal complicação biomecânica refere-se ao afrouxamento e/ou fratura dos parafusos que compõem todo esse sistema das próteses sobre implantes. Sua ocorrência está associada a diversos fatores, como as características do sistema de implantes que está sendo utilizado (tipo de conexão protética), os materiais constituintes dos componentes e suas

propriedades; a geometria desses componentes, assim como a tolerância de adaptação entre os mesmos, fatores relacionados aos profissionais envolvidos tanto na confecção das próteses como na sua instalação e até mesmo fatores relacionados ao paciente, destacando uma possível atividade parafuncional.

Atualmente, em função de grande exigência da sociedade moderna, os tratamentos dentários estéticos têm ganhado cada vez mais força dentro do mercado odontológico. Tratamentos convencionais consagrados, com longevidade dos resultados e caracterizados por restaurações protéticas que envolvem a combinação de metal e porcelana, já não são mais tão bem aceitos por grande parte dos pacientes. Assim, a indústria odontológica há mais de uma década, tem introduzido muitas opções para se trabalhar com próteses livres de metal. Trabalhos protéticos que antigamente deixavam a desejar nas propriedades mecânicas e biológicas em detrimento da estética, vêm sofrendo constantes melhoramentos, proporcionando resultados que parecem mostrar evolução das propriedades mecânicas, com adequados níveis de adaptação marginal e conseqüentemente longevidade clínica.

Um dos responsáveis por esse avanço e considerada atualmente como uma vedete da indústria odontológica é a zircônia. Tal material, que trata-se de um óxido (ZrO_2), apresenta propriedades mecânicas, biológicas e estéticas atrativas quando comparadas as ligas metálicas. Como principais características apresenta alta resistência mecânica e a fratura, alto módulo de elasticidade, homogeneidade cristalina, baixa condutibilidade térmica, baixo potencial de corrosão e boa radiopacidade. Além disso, alguns trabalhos têm mostrado que a agregação de placa bacteriana sobre sua superfície é menor, quando comparado a outros materiais como o ouro e o titânio^{32, 80, 85}.

Assim, baseado nessa nova tendência mercadológica e nos materiais já consagrados dentro da odontologia faltam estudos que avaliem de forma abrangente e comparativamente os materiais empregados na construção das próteses sobre implantes, mais especificamente os pilares atuando com infra-estrutura protética.

Embora haja na literatura diversos estudos relatando casos clínicos utilizando-se a zircônia como pilares para próteses sobre implantes, evidenciando principalmente suas propriedades estéticas em substituição ao metal, assim como alguns trabalhos que avaliam sua resistência mecânica e

comportamento frente aplicação carga cíclica, há poucos trabalhos que avaliam o comportamento destes componentes, comparando com os costumeiramente utilizados. Assim, diante da problemática anteriormente mencionada e devido às constantes inovações presentes no mercado odontológico, vemos a necessidade de se investigar de forma abrangente a região da união parafusada das próteses sobre implantes, comparando pilares convencionalmente utilizados (metálicos), com os pilares cerâmicos livres de metal, dando ênfase aos obtidos a partir da zircônia.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Complicações em Próteses Sobre Implantes com Ênfase as Próteses Unitárias

Nos dias de hoje é notável o impacto benéfico que os procedimentos cirúrgico-protéticos, baseados na instalação de implantes dentais como suporte de dentes artificiais, têm causado na vida de muitas pessoas. A possibilidade do restabelecimento de parte do sistema estomatognático para esses pacientes não só melhora sua qualidade de vida, mas também enriquece a auto-estima dos mesmos, já que novamente eles podem não só mastigar com eficiência, como também voltar a sorrir com satisfação.

Embora a substituição de dentes perdidos com implantes osseointegráveis e suas respectivas próteses, estejam sendo consideradas nos últimos anos como “o estado da arte”, é justamente por esse motivo que esses tipos de procedimentos não estão livres de limitações e eventuais complicações, principalmente quando os planejamentos adotados não seguem princípios biomecânicos consagrados de certa forma por protocolos de tratamento, ou mesmo não respeitam os aspectos funcionais e estéticos do paciente. A literatura é vasta em artigos que descrevem os potenciais problemas que ocorrem nesta modalidade terapêutica e uma revisão será apresentada para tomarmos conhecimento de quais são eles e qual seu impacto sobre os tratamentos.

Skalak⁸⁹ (1983), publicou um estudo no qual fez considerações biomecânicas a respeito das próteses sobre implantes, ressaltando os aspectos importantes para evitar complicações. Segundo ele, um aspecto clínico que pode afetar a longevidade dos implantes é a maneira como os estresses mecânicos são distribuídos do implante para o tecido ósseo subjacente, sendo essencial que nenhuma das estruturas sejam estressadas além de sua capacidade de fadiga a longo prazo. O autor sugere que sempre sejam usados implantes em forma de parafuso, por permitirem aposição óssea entre suas roscas, proporcionando um comportamento biomecânico mais favorável quando comparado a implantes de superfície lisa que necessitam de uma verdadeira adesão óssea a sua superfície para atuarem de forma semelhante. Da mesma

maneira, enfatizou sua preferência por implantes com superfície rugosa que, embora não seja um fator de macro retenção, em nível celular contribui sobremaneira para o embricamento do tecido ósseo. Já a distribuição das cargas verticais e/ou laterais da prótese para os implantes depende do número, disposição e rigidez das estruturas utilizadas (implantes e componentes protéticos). Além disso, como tais estruturas passam a formar um corpo único, é necessário que haja um alinhamento entre elas, para que não ocorram pontos de sobrecarga nem nos componentes nem no tecido ósseo subjacente, o que poderia levar todo esse sistema a falhas precoces devido a forças externas. Justamente por isso, estruturas em balanço, denominadas de *cantilever*, quando utilizadas devem ser planejadas com critérios, visto que o implante da extremidade sempre será sobrecarregado. Quanto à rigidez do conjunto, idealmente deve-se optar por estruturas rígidas, que não transmitam movimentos aos implantes, os quais poderiam causar perda da osseointegração.

Cox, Zarb³⁰ (1987), apresentaram um estudo longitudinal de 3 anos seguindo o protocolo de 2 tempos cirúrgicos proposto por *Branemark* com o objetivo de verificar a eficácia do tratamento com implantes. 26 pacientes receberam próteses totais fixas mandibulares, ancoradas sobre 4 a 6 implantes entre os forames mentonianos e foram avaliados no período de 1 a 3 anos das próteses em função. Avaliaram-se a quantidade de gengiva inserida, índice de placa, profundidade de sondagem, presença de inflamação gengival e presença de mobilidade. A taxa individual de sucesso dos implantes apresentada pelos autores foi de 87,5% e, para as próteses, de 96%. Dentre as complicações registradas, destacou-se o alto número de fratura das infra-estruturas, onde 12 das 26 fraturaram na região de *cantilever*. Apenas 2 parafusos de retenção da prótese fraturaram, sendo a causa relacionada à ausência de adaptação passiva da prótese que foi posteriormente refeita e o problema eliminado. Os autores comentam que a falta de adaptação da prótese pode colocar os componentes do implante sob tensão, podendo levá-la à fratura ou à micro-fratura do tecido ósseo ao redor do implante, com conseqüente perda óssea.

Rangert et al.⁷⁸ (1989), apresentaram algumas regras para confecção de próteses sobre implantes. Segundo eles, o desenho da prótese tem grande influência na distribuição das cargas sobre os implantes, sendo necessário conhecer os aspectos mecânicos do sistema para minimizar as

falhas. Baseados em considerações teóricas e na experiência clínica com implantes tipo *Branemark*, os autores descreveram as forças atuantes no sistema como forças internas e externas. A pré-carga, força gerada no momento do aperto do parafuso e que mantêm os componentes unidos, deve ser suficiente para suportar as forças externas ao sistema. Tais forças externas podem provocar a separação dos componentes e, como conseqüência, o afrouxamento dos parafusos. Assim foram sugeridas duas condições básicas para o sucesso do sistema: obtenção de adequada pré-carga e adaptação precisa das próteses. Segundo os autores, a causa primária de afrouxamento dos parafusos é a falta de adaptação das próteses. Numa condição de boa qualidade óssea, a parte frágil do sistema será sempre os parafusos de retenção, considerado como um mecanismo de segurança.

Um estudo retrospectivo realizado por Becker, Becker¹⁰ (1995), avaliou 22 implantes instalados para reposição de molares unitários, superiores e inferiores em 22 pacientes, estando os pacientes acompanhados por um período de acompanhamento de 24 meses. Neste período apenas um implante foi perdido, após 6 meses de função. Todos os implantes foram restaurados com pilares não rotacionais e as próteses parafusadas. Após 2 semanas de instalação das próteses, os parafusos dos pilares foram re-apertados e toda vez que um parafuso retornava para controle frouxo, além do apertamento a coroa era radiografada e submetida a um procedimento de ajuste oclusal quando um contato não desejado era encontrado. Os resultados mostraram que a principal complicação foi o afrouxamento do parafuso de retenção das próteses, que ocorreu em 8 (38%) dos 21 implantes, que em alguns casos ocorreu mais de uma vez. Segundo os autores, fatores como a qualidade e quantidade óssea, comprimento dos implantes e mínimos contatos oclusais são importantes para se obter sucesso e longevidade do tratamento.

Haas et al.⁴¹ (1995), avaliaram 76 coroas unitárias sobre implantes *Branemark* que foram inseridos dentro de um período de 6 anos. Todos os implantes receberam coroas sobre pilares *Ceraone*. Embora o estudo foi direcionado para avaliação de fatores relacionados à saúde gengival, os autores destacam que a complicação mais comum observada foi o afrouxamento do parafuso do pilar, que esteve presente em 12 coroas. Segundo os autores, o problema diminuiu quando um torquímetro passou a ser utilizado e quando

alguns destes parafusos foram substituídos por parafusos de ouro. Entretanto o problema continuou recorrente principalmente para coroas instaladas na região de molares.

Avivi-Arber, Zarb⁸ (1996), realizaram um estudo com objetivo de relatar o comportamento de coroas unitárias sobre implantes, que foram acompanhadas por um período de 1 a 8 anos após instalação das próteses. Quarenta e um pacientes receberam 49 implantes unitários em diferentes regiões da mandíbula e maxila, sendo 28 delas na região de incisivos anteriores superiores. Os pacientes foram chamados para controles após uma semana, 6 meses e 12 meses após o término do tratamento e uma vez por ano a partir daí. Durante os controles todas as coroas eram removidas e cada implante avaliado clinicamente e radiograficamente. No que se refere às complicações mecânicas, o afrouxamento dos parafusos foi a mais frequente, principalmente quando parafusos de titânio foram utilizados. Quando estes parafusos foram substituídos por parafusos de ouro e devidamente apertados com um torquímetro o problema foi eliminado na maioria dos casos. Dois pacientes apresentaram fratura dos parafusos dos pilares, que ocorreram após sucessivos episódios de afrouxamento. Alguns pacientes também apresentaram episódios de inflamação gengival e até mesmo fístula após a soltura dos parafusos. Segundo os autores, a recorrência de episódios de afrouxamento diminuiu significativamente com o passar do tempo.

Em mais um estudo retrospectivo, Schwartz-Arad et al.⁸⁶ (1999), avaliaram 78 implantes instalados na região de molares e suas respectivas próteses por um período de 5 anos. Dos 78 implantes instalados, 3 foram na maxila e 75 na mandíbula, sendo 4 deles em alvéolos frescos. A taxa de sucesso acumulativo dos implantes após um ano foi de 93,6%. De todos eles apenas 6 falharam (7,7%) sendo que apenas 1 falhou após o carregamento protético. Dentre as complicações protéticas, que ocorreram em apenas 11 casos (14%), inclui-se a afrouxamento do parafuso do pilar e das coroas protéticas (9 casos), fratura do pilar em 1 caso e fratura da porcelana de recobrimento em 1 caso também. Para as complicações protéticas não houve diferença significativa entre implantes de plataforma regular e larga. Os autores salientam que forças geradas durante mastigação, deglutição, hábitos parafuncionais podem ser as responsáveis pelos episódios de afrouxamento dos parafusos.

Goodacre et al.³⁷ (2003), publicaram uma revisão realizada entre 1981 e 2001, procurando identificar os principais tipos de complicações relatadas no tratamento com implantes e próteses sobre implantes. Além de identificar os tipos mais comuns de complicações, a incidência das complicações associadas aos implantes foi comparada à incidência das complicações observadas em próteses convencionais. Entre as complicações protéticas mais freqüentes, com incidência superior a 15%, foi relatado o afrouxamento dos mecanismos de retenção em próteses tipo *overdenture* (33%), fratura da resina em próteses parciais fixas (22%), perda de implantes em tratamentos com *overdentures* (21%), necessidade de reembasamentos de *overdentures* (19%) e fratura do clipe da *overdenture* (16%). O afrouxamento do parafuso do intermediário foi observado em 6% das próteses (365 dos 6256 parafusos), sendo a incidência maior em próteses unitárias (45%). Já a fratura dos parafusos protéticos foi encontrada quase igualmente em próteses parciais fixas e próteses totais fixas, variando de zero a 19%.

Simon⁸⁸ (2003), realizou um estudo retrospectivo com objetivo de avaliar a taxa de sucesso de implantes unitários e suas respectivas próteses, num período compreendido entre 6 meses e 10 anos após termino dos tratamentos. Foram instalados 126 implantes na região de molares e pré-molares, região esta, de intensa carga mastigatória. A taxa de falha dos implantes foi de 4,6%, a do afrouxamento do parafuso do pilar foi de 7,4% enquanto as próteses cimentadas apresentaram perda de cimentação numa taxa de 22%. Segundo os autores, referente ao afrouxamento do parafuso do pilar, esta taxa diminuiu quando os parafusos foram substituídos por parafusos de ouro, com encaixe para chave no formato quadrado.

Theoharidou et al.⁹² (2008), realizaram uma revisão sistemática questionando a incidência de afrouxamento do parafuso de pilares em próteses unitárias, comparando próteses com conexão externa e interna. Reunindo 1526 títulos de trabalhos relevantes compreendidos entre os anos de 1990 e 2006, estes foram submetidos a critérios de inclusão e exclusão os quais permitiram que apenas 27 estudos fossem aproveitados. Com base nesses, chegaram à conclusão que o afrouxamento do parafuso do pilar em próteses unitárias é um evento raro quando a geometria da união parafusada não permite adequada estabilidade anti-rotacional e o torque não é aplicado adequadamente.

Jung et al.⁵⁰ (2008), também realizaram em uma revisão sistemática, porém baseada em estudos de acompanhamento de 5 anos de implantes e suas respectivas próteses unitárias, analisando suas taxas de sobrevivência e complicações tanto de ordem biológicas quanto técnico/mecânicas. Após uma extensa busca reunindo 3601 artigos compreendidos entre 1966 e 2006, apenas 26 foram selecionados pelos critérios de inclusão. Com base nos resultados destes estudos a taxa de sobrevivência dos implantes suportando coroas unitárias foi de 96,8%. Os autores revelaram que mais da metade dos implantes considerados perdidos ocorreram antes do carregamento com as respectivas próteses e mais da metade dessas perdas quando os implantes foram instalados em alvéolos frescos. Já taxa de sobrevivência das próteses, ou seja, das coroas que permaneceram sobre os implantes com ou sem a necessidade de modificação dentro do período compreendido, foi de 94,5%. O estudo também avaliou o material de confecção das próteses na taxa de sobrevivência e demonstrou que as coroas metalocerâmicas apresentam uma taxa significativamente maior (95,4%) quando comparado com coroas totalmente cerâmicas (91,2%). Quanto as complicações biológicas, representadas pelos casos de lesões na mucosa periimplantar, os resultados mostraram que 9,7% dos casos elas estavam presentes e que a configuração da coroa (cimentada ou parafusada) não apresentou influência nos valores. Fatores classificados como complicações técnicas tais como o afrouxamento dos parafusos foi considerada a mais comum e esteve presente em 12,7% dos casos. Perda da cimentação de coroas, assim retidas, foi considerada a segunda complicação mais frequente, com incidência de 5,5%. A terceira mais frequente esta relacionada a fraturas do material de recobrimento, numa ordem de 4,5%. Fratura da infra-estrutura protética ocorreu em 3% dos casos sendo mais frequente em coroas totalmente cerâmicas. Fraturas dos componentes como implantes, pilares e parafusos foram consideradas raras, numa ordem de 0,35%. Segundo os autores, apesar de complicações biológicas e técnicas serem frequentes em implantes suportando coroas unitárias, após um período de 5 anos a taxa de sobrevivência tanto das próteses quanto dos implantes foi considerada alta.

2.2 A Estabilidade da União Parafusada: Uma Análise Biomecânica e Comportamental dos Parafusos

Como já pudemos notar anteriormente, a estabilidade da união parafusada e o conseqüente afrouxamento dos parafusos nas próteses sobre implantes são considerados um problema comum não só nas próteses exclusivamente retidas por eles, mas também nas próteses cimentadas que apresentam um parafuso em seu interior realizando a união entre o implante e o pilar (Zarb, Schmitt⁹⁹ 1990).

Embora o afrouxamento dos parafusos não seja uma complicação muito séria, por si só, é um tanto inconveniente tanto para o paciente quanto para o profissional (Misch⁶⁶ 2006; Taylor⁹¹ 1998). Como conseqüências desse afrouxamento podem-se citar a interposição de tecido mole entre o pilar e o implante, acúmulo de placa bacteriana nessa região, com conseqüente inflamação, formação de fístulas, além de uma maior pré-disposição à fratura do parafuso, visto que as cargas se incidirão com ele já frouxo (Goodacre et al.³⁸ 1999; Kallus, Bessing⁵¹ 1994).

Para que se entenda como corre essa dinâmica na união parafusada é necessário entender certos princípios de engenharia.

Quando duas partes ou estruturas são mantidas unidas por um parafuso, essa nova unidade passa então a ser chamada de união parafusada. O parafuso somente afrouxa se uma força externa a essa união tentar separar as partes. Muitas vezes, essas forças de separação não têm como ser eliminadas para prevenir o afrouxamento, principalmente na cavidade oral, onde durante o ciclo mastigatório há uma incidência multi-direcional sobre a estrutura dentária. Assim, a única forma dessa condição ser evitada é apenas se a força que mantém as partes unidas se mantiver sempre maior que a força que tentam separá-las. Diante disso, os dois principais fatores que envolvem a manutenção dos parafusos apertados são a maximização da força de união das partes, proporcionada pelo torque ou aperto do parafuso, e a minimização das forças de separação, ou seja, eliminação das forças que incidem lateralmente na coroa protética (McGlumphy et al.⁶⁵ 1998).

Quando um parafuso é apertado por meio de um torque, uma tensão inicial denominada de pré-carga é gerada no interior desse parafuso. Um

valor específico de torque é recomendado para cada parafuso de acordo com os diferentes sistemas de implantes de diferentes fabricantes, com base nas características estruturais de desenho e composição dos mesmos (Burguete et al.¹⁷ 1994; Jörneus et al.⁴⁹ 1992). A função dessa pré-carga é manter as partes unidas, o pilar e o implante comprimidos entre si, como resultado da fricção entre o parafuso e suas respectivas roscas no implante, entre a cabeça do parafuso e a porção interna do pilar onde esta se assenta e entre a plataforma do implante e a superfície interna do pilar. Essa compressão promove resistência às forças externas de separação, aumentando a resistência à fadiga da união pilar/implante. O parafuso sofre um alongamento do seu corpo ficando como um todo sob tensão (Haack et al.⁴⁰ 1995) e a pré-carga deve ser mantida e variar o menos possível para prevenir a separação da união (Dixon et al.³³ 1995). Conseqüentemente, quanto maior a pré-carga, maior a resistência ao afrouxamento e maior a estabilidade da união parafusada (Jaarda et al.⁴³ 1994).

Outros fatores inter-relacionados podem interferir de forma crítica na estabilidade da união parafusada. Dentre eles podemos citar os efeitos de acomodação das superfícies contactantes (parafuso/pilar; parafuso/implante e pilar/implante) e sua relação com os diferentes materiais presentes nestas regiões (Jörneus et al.⁴⁹ 1992). Esta teoria baseia-se no fato que nenhuma superfície igualmente dura é perfeitamente lisa. Mesmo uma superfície cuidadosamente usinada, como a dos implantes e seus componentes, quando observadas por um microscópio apresentam rugosidades superficiais identificadas no microscópio como picos e vales estruturais. Quando os picos nas superfícies opostas entram em contato, por meio do encaixe dos componentes e mais intensamente ainda quando a pré-carga é gerada, há uma tendência natural, em virtude da força de apreensão entre as estruturas, de ocorrer um aplainamento, ou mesmo desgaste desses picos, fenômeno esse denominado *embedment relaxation*, fazendo com que as estruturas se aproximem mais, acomodando-se. Com isso, ocorre uma perda gradual da pré-carga, com conseqüente afrouxamento do parafuso de união.

Acredita-se que neste momento, 2% a 10% da pré-carga é perdida, devido aos efeitos de acomodação das superfícies contactantes e do contato friccional entre os componentes (Dixon et al.³³ 1995). O efeito desta acomodação das estruturas resulta em uma redução no torque necessário para

remover o parafuso, em comparação ao usado inicialmente para apertá-lo (Jaarda et al.⁴⁴ 1995). Por isso, alguns trabalhos têm sugerido que após o aperto inicial de uma união parafusada, esta deva ser reapertada novamente, em um curto período de tempo, a fim de promover uma maior aproximação entre as estruturas contactantes evitando assim a abertura da união parafusada (Jaarda et al.⁴³ 1994; Martin et al.⁶⁴ 2001; Siamos et al.⁸⁷ 2002).

Outra situação biomecânica também tem sido apontada como responsável por ocasionar a soltura dos parafusos das próteses implanto suportadas podendo ser denominada de excessivo “dobramento” da união parafusada. Esta ocorre quando uma força lateral incide na prótese, tentando “abrir” ou separar os componentes em um dos lados da união parafusada, comprimindo os mesmos simultaneamente no lado oposto. Se uma força de dobramento (cargas horizontais) incide em uma restauração unitária sobre implante e é maior que a resistência à tensão do parafuso, este sofrerá uma deformação plástica permanente, resultando na perda da força de tensão no pescoço do parafuso (pré-carga). Como resultado, haverá uma redução da força de contato entre o pilar e o implante e, conseqüentemente, a união parafusada estará mais susceptível ao afrouxamento (Jörneus et al.⁴⁹ 1992).

Diversos fatores exercem influencia sobre a pré-carga e dentre eles podemos citar o material constituinte do parafuso e dos pilares (Haack et al.⁴⁰ 1995; Martin et al.⁶⁴ 2002), detalhes associados ao desenho dos parafusos (forma da cabeça, corpo e das roscas) (Jörneus et al.⁴⁹ 1992; Kallus, Bessing⁵¹ 1994), assim como a geometria da interface pilar/implante (tamanho da plataforma protética, quantidade de tolerância de adaptação entre esses componentes e adaptação não passiva dos mesmos sobre os implantes) (Binon¹³ 2000; Cho et al.²⁷ 2004), calibração do dispositivo aplicador de torque e o torque aplicado (Tan, Nicholls⁹⁰ 2001) e como já citado, rugosidade superficial das partes envolvidas (Carr et al.²³ 1996). Ótima pré-carga é obtida quando o parafuso alonga, entretanto sem exceder seu coeficiente de elasticidade dependente de seu material de constituição. Para isso, seu desenho deve favorecer o alongamento, o que significa ter menor quantidade de roscas e um pescoço mais longo (Binon et al.¹⁴ 1994; Byrne et al.²⁰ 2006). Teoricamente, a máxima pré-carga que um parafuso pode atingir é obtida momentos antes de ocorrer fratura por torção ocorrer (McGlumphy et al.⁶⁵ 1998).

A Outros possíveis fatores relacionados incluem estruturas em *cantilevers*, união entre dente e implantes (McGlumphy et al.⁶⁵ 1998), tamanho da mesa oclusal, altura das cúspides, remodelação óssea, cargas não axiais sobre o implante (Jörneus et al.⁴⁹ 1992) e hábitos parafuncionais (Goodacre et al.³⁸ 1999; McGlumphy et al.⁶⁵ 1998; Tosun et al.⁹³ 2003).

2.2.1 Incidência e Entendimento do Afrouxamento dos Parafusos

Embora a literatura seja vasta em explicar a dinâmica de como ocorre esse processo de afrouxamento dos parafusos que compõem uma prótese sobre implante, a prevalência com que acontece é muito variada, inconsistente e difícil de ser estabelecida (Taylor⁹¹ 1998), tanto em próteses parciais fixas quanto nas próteses unitárias, estas geralmente mais susceptíveis a forças não favoráveis para a sua estabilidade.

Zarb, Schmitt⁹⁹ (1990), examinando 274 implantes, notaram que 9 parafusos de pilar e 53 parafusos de retenção de ouro haviam fraturado num período de 4 a 9 anos de observação.

Em um estudo baseado na substituição de coroas unitárias realizado em sete multicentros por Jemt et al. (1991)⁴⁷, os autores avaliaram a taxa de sobrevivência de implantes do tipo *Branemark* e suas respectivas próteses (coroas unitárias) após um período de um ano de instalação das mesmas. Com uma taxa de sobrevivência dos implantes da ordem de 97,2%, a complicação protética mais freqüente foi o afrouxamento dos parafusos dos pilares o qual ficou em torno de 26%. Uma maior incidência de afrouxamento foi relatada para a região de pré-molares, comparada com a região dos dentes anteriores, sendo essa ocorrência, segundo o autor, atribuída aos efeitos de acomodação dos componentes, fenômeno esse conhecido na literatura como *embedment relaxation*, que será descrito mais adiante.

Naert et al.⁷¹ (1992), relataram que 5% de todos os parafusos de ouro estavam frouxos em um grupo de 564 implantes de 91 pacientes. Num outro estudo retrospectivo de 6 anos dos aspectos protéticos, de 509 implantes

instalados para suprir o edentulismo parcial dos pacientes, Naert et al.⁷⁰ (1992), relatou taxas de 6% de afrouxamento dos parafusos de ouro.

Numa continuidade do estudo de Jemt et al.⁴⁷ (1991), agora após um período de acompanhamento de 3 anos, Laney et al.⁶⁰ (1994), não encontraram mudanças na taxa de sobrevivência dos implantes e relataram que a taxa de afrouxamento dos parafusos dos pilares continuaram acontecendo, embora a porcentagem de ocorrência fosse significativamente reduzida, o que, segundo eles, pode ser creditada à substituição de parafusos de titânio por parafusos de ouro.

Ekfeldt et al.³⁴ (1994), em um estudo retrospectivo onde 77 pacientes receberam 93 implantes para a realização de coroas unitárias, somente dois implantes foram perdidos, sendo um antes da instalação do pilar e outro após um ano da prótese em função. Embora os pacientes estivessem satisfeitos com os aspectos estéticos e funcionais dos resultados alcançados, a complicação predominante foi mais uma vez o afrouxamento do parafuso do pilar que ocorreu em 40 restaurações (43%), sendo que em 28 casos esse afrouxamento ocorreu uma vez, e em 12, duas vezes ou mais. Segundo os autores, uma das razões dessa alta taxa de incidência de afrouxamento dos parafusos foi provavelmente devido ao fato de o parafuso ser feito de titânio, já que o problema parece ter sido resolvido após a substituição destes por parafusos de ouro.

Diante da problemática acima mencionada, a descrição de alguns trabalhos a respeito do assunto se faz necessária para maior entendimento e aprofundamento no assunto.

Bickford¹¹ (1981), descreveu com detalhes como é o mecanismo de afrouxamento dos parafusos, o que para ele, ocorre em duas etapas. Inicialmente, forças externas aplicadas a uma união parafusada, como durante a mastigação, levam a uma efetiva erosão da pré-carga na união. O parafuso, nessa situação, funcionaria como uma mola, esticado pela pré-carga na qual esse estiramento é mantido por forças de fricção de suas roscas. Qualquer força externa, seja ela axial ou transversal, causa uma pequena quantidade de deslizamento entre as roscas, sem problemas quando pequeno, liberando uma pequena quantidade de pré-carga. Nesse momento, quanto maior a pré-carga na união, maior será a resistência ao afrouxamento devido a força de fricção entre

as roscas ser maior e uma maior força externa ser requerida para causar o deslize dessas roscas. Num segundo estágio do afrouxamento, a pré-carga está abaixo de um valor crítico, o que deixa a união entre as roscas menos intensa. Uma vez atingido esse estágio, a união parafusada torna-se mais susceptível à abertura e, conseqüentemente, a falhas. Outro fator importante, relacionado ao fato da seleção de um adequado nível de apertamento, está relacionado à fadiga do parafuso. Se um parafuso é apertado até se obter uma união firme, ou seja, significando que todas as regiões da união estão em contato, todas as cargas provenientes do meio externo de certa forma atuaram para separar essa união. Entretanto, como o torque de apertamento é aumentado acima do nível de adaptação das partes, a pré-carga aumenta e o parafuso ou ambos os componentes irão gradualmente receber proteção adicional contra as cargas externas. Essa proteção é um benefício adicional contra a fadiga do parafuso até o ponto em que o total de carga recebida pelo parafuso (pré-carga mais as cargas recebidas do meio externo) seja aproximadamente igual à resistência do parafuso. Quando o nível de carga é excedido, a resistência à fadiga do parafuso diminui drasticamente. Assim, idealmente, quando se aperta uma união parafusada, objetiva-se uma ótima pré-carga que maximize o tempo de fadiga do parafuso e que ofereça razoáveis graus de proteção contra o afrouxamento.

Com o objetivo de avaliar a estabilidade dos parafusos de retenção do pilar em próteses unitárias, uma vez que estão mais susceptíveis a ação das cargas, Jörneus et al.⁴⁹ (1992), avaliaram 4 tipos de parafusos de pilar em um teste laboratorial com objetivo de se observar a estabilidade de união da junta parafusada, em relação a estes dois mecanismos de afrouxamento dos parafusos: dobramento e acomodação das superfícies não totalmente lisas, como já descrito anteriormente. Os parafusos eram: (1) titânio grau 1 com cabeça cônica, (2) titânio grau 1 com cabeça plana, (3) titânio grau 3 com cabeça plana e (4) liga de ouro com cabeça plana. Para avaliar os efeitos da acomodação das superfícies, um implante de 10mm foi montado em um bloco de resina e sobre este um pilar, sendo os parafusos submetidos ao apertamento com torques específicos, que variavam de 20 Ncm a 35 Ncm. O torque necessário para rotacionar o pilar dentro do hexágono de adaptação do implante foi utilizado como medida de estabilidade da união parafusada. Cada desenho de parafuso foi testado imediatamente após o apertamento (antes da sua

acomodação), sendo esse procedimento repetido 5 vezes. Para estudar o efeito do dobramento, um teste de carga foi realizado com uma força de 70 N incidindo perpendicularmente ao longo eixo do implante, 9,5mm da interface entre o pilar e o implante. Essa força foi repetida por 100 vezes, sendo aplicada por mais 100 vezes do lado oposto do implante. Segundo os autores, o desenho da “cabeça” do parafuso é significativo para permitir maior introdução de torque no “pescoço” do parafuso. Um parafuso de cabeça cônica perde maior quantidade de torque devido ao atrito da sua “cabeça” com a porção interna do pilar, resultando em menos força nas suas roscas, assim como foi demonstrado no teste de estabilidade da união parafusada, nesse estudo. Além disso, demonstrou-se que, após a acomodação inicial, o torque necessário para promover o assentamento do parafuso é menor. Quanto ao teste de dobramento, os autores entendem que se uma força não axial exceder o limite de escoamento do material do parafuso, esta lhe causará uma deformação permanente. Com isso haverá perda na tensão do parafuso (pré-carga), reduzindo a força de contato entre o pilar e implante, tornando a união mais susceptível ao afrouxamento. Assim, quanto maior o limite de escoamento do material constituinte do parafuso, maior sua resistência ao dobramento e, conseqüentemente, menor o afrouxamento. Ao final do estudo, os autores concluíram que os parafusos de ouro, com cabeça plana e torque de 35 Ncm, foram os que produziram os melhores resultados em relação às condições estudadas. Entretanto, de maneira geral, os resultados mostraram que quanto maior o valor de torque aplicado ao parafuso, menor é o risco de afrouxamento.

Burguete et al.¹⁷ (1994), realizaram uma revisão a respeito das características do apertamento para uniões parafusadas em implantes osseointegrados, procurando dar algumas informações técnicas sobre o apertamento desses parafusos, e qual a quantidade desejável desse procedimento. Segundo eles, existe a crença de que, para se evitar o afrouxamento de um parafuso, este deve ser apertado o máximo possível. Para os autores, o relacionamento entre a pré-carga e o torque no parafuso depende do coeficiente de fricção entre as roscas, da geometria delas e das propriedades dos materiais envolvidos, sendo que o coeficiente de fricção também é dependente da dureza das roscas, do polimento superficial, das propriedades e qualidades de um eventual agente lubrificante e da velocidade de apertamento.

O coeficiente de fricção aumenta conforme a dureza do material e a rugosidade superficial. Já o desenho dos sistemas de implante têm pouca influência sobre a lubrificação ou velocidade de apertamento dos parafusos, apenas sobre sua dureza. Assim, para manter uma velocidade de apertamento dentro dos limites, os autores aconselham o uso de um controlador de torque eletrônico. Ainda, segundo os autores, existem 3 métodos para se apertar um parafuso: usando um torquímetro, usando um medidor de ângulo, onde se observa a deformação angular necessária do parafuso para seu apertamento, ou usando um torquímetro associado a um medidor de ângulo, o que tornaria a aplicação de torque mais precisa. Infelizmente, até então, apenas o primeiro é utilizado para o aperto dos parafusos das próteses sobre implantes. Na prática, isso seria bastante relevante para quando não se tem uma adaptação totalmente passiva entre os componentes. Para os autores, se não há um completo assentamento dos componentes, um torquímetro durante o aperto não será capaz de identificar o problema. Entretanto, se utilizado conjuntamente com um medidor de ângulo, podemos ser capazes de identificar tal problema já que será necessária uma maior quantidade de rotação do parafuso para fazer com que a estrutura se torne totalmente assentada, deixando claro que aquele medidor servirá, também, como um elemento de diagnóstico da adaptação. Assim, é sugerido pelos autores o desenvolvimento de um dispositivo capaz de transmitir adequado torque aos parafusos, avaliando a quantidade de graus necessária para o apertamento dos mesmos.

Jaarda et al.⁴⁴(1995), fizeram uma comparação morfológica de cinco parafusos de retenção de próteses considerados intercambiáveis entre si, onde os parafusos, a priori, apresentavam características macroscópicas semelhantes e chegaram a dados bastante interessantes. Embora se trate de parafusos para retenção de próteses, algumas extrapolações puderam ser feitas para outros tipos de parafusos, tomando-se como base suas características morfológicas. Os parafusos foram avaliados por meio de MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura) e comparados frente nos seguintes aspectos: (A) diâmetro da “cabeça”, (B) comprimento do parafuso, pico das roscas (C), diâmetro externo das roscas (D), diâmetro do “pescoço” (E), comprimento do “pescoço” (F), largura da crista da rosca (G) e largura do intervalo entre as roscas (H). Os resultados das análises revelaram diferenças estatisticamente

significantes entre todos os parafusos, exceto nos parâmetros C e G. Com relação às diferenças encontradas em relação às características morfológicas e suas conseqüências, podemos citar os seguintes aspectos: Quanto ao diâmetro da “cabeça” dos parafusos, quando esta é excessiva, poderá resultar em um maior contato dela com a porção interna do cilindro protético, o que resultaria em maior atrito e conseqüente perda da pré-carga gerada com o aperto do mesmo. Quanto ao comprimento dos parafusos, este também influenciará diretamente na quantidade de área contactante entre as estruturas, o que resultará em menor pré-carga. Parafusos mais curtos e submetidos ao mesmo torque de apertamento resultaram em maior alongamento do corpo do parafuso, principalmente se o mesmo apresentar um “pescoço” mais longo, diminuindo a área de contato entre os componentes. Além disso, as variações no comprimento do “pescoço”, assim como sua largura, segundo os autores, influenciam diretamente na resistência máxima à tensão dos mesmos, influenciando as transmissões de carga para o complexo implante/próteses. Com base nesses resultados, pode-se concluir que o intercâmbio de componentes entre marcas ditas compatíveis entre si pode introduzir variáveis desconhecidas no tratamento dos nossos pacientes. Embasados nos princípios de engenharia, a respeito do desenho dos parafusos e sua relação com o torque empregado para o apertamento dos mesmos, os autores contestam que os valores de torque fornecidos por um fabricante sejam usados como valor padrão para todos os outros, devido às características individuais de cada sistema.

Sakaguchi, Borgersen⁸⁴ (1995), realizaram um trabalho que analisou, por meio de elemento finito, o mecanismo de transferência de cargas entre os componentes protéticos de uma prótese sobre implante, causado pela aplicação do torque de apertamento sobre os parafusos que compunham a união parafusada. O modelo de elemento finito utilizado baseou-se nos componentes da empresa *3I (Implant Innovation Inc)*, sendo adotado como módulo de elasticidade os valores de 99.3 GPa para componentes de liga de ouro e 110 GPa para o titânio comercialmente puro. A simulação utilizou torques de 20 Ncm e 10 Ncm para o parafuso de titânio do pilar e o parafuso de retenção de ouro da coroa respectivamente. Os resultados mostraram o seguinte comportamento da união parafusada: o torque de apertamento do parafuso do pilar criou uma força de apreensão entre o pilar e o implante. Quando o parafuso de retenção foi

apertado contra o cilindro de ouro, essa força de apreensão citada anteriormente aumentou de 188.3N para 226.4N, seguindo o longo eixo dos componentes. Então, a força de apreensão gerada pelo apertamento do parafuso de ouro foi adicionada à força de união entre o pilar e o implante, resultado do apertamento do parafuso do pilar. Porém, o aumento dessa força de união entre os componentes ocorreu graças a uma diminuição da força de união entre o parafuso do pilar (base da sua cabeça) e o próprio pilar (superfície interna deste onde ocorre o assentamento da cabeça de seu respectivo parafuso). Esse efeito produziu uma diminuição de 49.8% do total da força de união que ocorria nessa interface devido a uma tensão introduzida na cabeça do parafuso do pilar, no momento em que as roscas do parafuso de retenção eram introduzidas aí, gerando o apertamento do mesmo. Segundo os autores, se o aspecto externo dos componentes protéticos for considerado como um corpo único, pode-se dizer que a resistência compressiva e as cargas aumentam quando os dois parafusos são apertados. No entanto, a força de união interna entre o parafuso do pilar e o próprio pilar é reduzida quando o parafuso de retenção de ouro é torquado. Além disso, os resultados dessa análise em elemento finito indicaram, também, que ocorre uma diminuição no diâmetro da região entre a “cabeça” do parafuso do pilar e suas roscas devido ao “escoamento” do material. Já no parafuso de retenção da prótese, altas concentrações de estresses foram também encontradas no seu “pescoço”, entre sua “cabeça” e suas roscas. Embora para os autores o torque de apertamento do parafuso possa ser ligeiramente aumentado, além do recomendado pelo fabricante, esse aumento deve ocorrer dentro de seu limite elástico. Para isso seria interessante uma análise associada à performance mastigatória, visto que forças provenientes da mesma por si só aumentam a incidência de cargas na união parafusada e, conseqüentemente, colocam os parafusos sob maior tensão.

Carr et al.²³ (1996), realizam um estudo que revisou conceitos fundamentais até a presente data, relacionados aos procedimentos de obtenção, acabamento e polimento de cilindros protéticos de próteses sobre implantes, observando a geração de pré-carga, por meio de *strain-gauge*, durante o procedimento de apertamento dos parafusos protéticos, variando o tipo de cilindro (de ouro pré-fabricado, com cinta em ouro a ser sobre-fundido e cilindros calcináveis de plástico). Os resultados mostraram que a pré-carga, na interface

cilindro/pilar, pode ser afetada pelos procedimentos de fundição, pela escolha do tipo de cilindro, pelo tipo de revestimento, acabamento e polimento desse cilindro. Significantes valores de pré-carga maiores foram obtidos pelos cilindros pré-fabricados quando comparados aos sobre-fundidos e aos totalmente calcináveis. Avaliando apenas os padrões plásticos, os resultados revelam que maiores valores de pré-carga ocorreram com os cilindros obtidos a partir do uso de uma liga de baixa fusão comparados a uma de alta fusão, embora o uso de diferentes tipos de revestimentos não tenha causado diferença neste grupo. Os dados obtidos ainda indicam que quando cilindros plásticos são usados como parte da infra-estrutura protética, o acabamento e polimento dos mesmos promovem um aumento na pré-carga comparado com a ausência desses procedimentos. Cilindros pré-fabricados também exibiram diferentes valores de pré-cargas entre diferentes fabricantes. Os autores sugerem que quando máxima pré-carga é desejada, o uso de cilindros metálicos pré-fabricados oferece vantagens quando comparados a cilindros plásticos, principalmente quanto à magnitude de pré-carga obtida e precisão de adaptação.

Uma avaliação sobre a estabilidade da interface em implantes com conexão com hexágono externo foi discutida por Binon¹³ (2000). O conceito de uma conexão parafusada foi apresentado em relação ao torque e à pré-carga aos fatores que afetam a estabilidade da conexão: rugosidade de superfície, acomodação das superfícies de contato, interação elástica, fricção, temperatura, fluidos corrosivos, dobramento, desadaptação, falta de alinhamento entre os componentes, vibração, cargas cíclicas, fadiga, desenho dos parafusos, proteção dos parafusos e compatibilidade dos parafusos. As condições das superfícies de contato têm influência direta e significativa na estabilidade da conexão. O processo conhecido como relaxamento ou acomodação das superfícies (*embedement relaxation*) ocorre devido à presença de micro-irregularidades causando uma acomodação entre as superfícies de contato. Após a aplicação do torque, a compressão gerada começa a aplainar as micro-irregularidades, causando uma acomodação entre as superfícies de contato o que diminui a distância entre elas. Com isso diminui-se a tensão no parafuso e, conseqüentemente, a pré-carga. O relaxamento é dependente do tempo, do material e das rugosidades das superfícies. O autor ainda dá sua opinião sobre o que se constitui um parafuso frouxo: “Qualquer parafuso que requer um quarto

de volta ou mais pra atingir a sua pré-carga ideal, embora a prótese ou o intermediário possam não apresentar mobilidade detectável clinicamente”. O autor recomenda, também, que se verifique os parafusos a cada 12 ou 18 meses para se restabelecer a pré-carga ideal tentando-se, assim, evitar problemas mecânicos relacionados aos componentes.

Lang et al.⁶¹ (2003), realizaram um estudo utilizando análise por elemento finito (FEA), com o objetivo de examinar a natureza dinâmica de desenvolvimento da pré-carga, mais especificamente o efeito do coeficiente de fricção entre as superfícies contactantes dos componentes (implante/pilar/parafuso) sobre a pré-carga gerada durante o aperto do parafuso. Dois sistemas de implantes foram utilizados para as análises. Um de conexão externa (implante *Branemark Mark III* 3.75 x 10 mm, pilar *Ceraone* e parafuso *Unigrip*-liga de ouro) e um de conexão interna (*Replace Select* 4.3 x 10 mm, pilar *Straight Esthetic* e parafuso *TorqTite* - revestimento em *DLC*). Os sistemas foram modelados respeitando a configuração em hélice das roscas do parafuso e das roscas internas do corpo do implante, para obter a geometria destas superfícies contactantes e permitir a simulação do desenvolvimento da pré-carga durante a aplicação do torque. Os parafusos dos pilares foram submetidos a um torque de apertamento de zero até 64 Ncm, em incrementos de 1 Ncm. A FEA, que segue fórmulas matemáticas, foi conduzida em dois experimentos para os dois tipos de conexões. Para o 1º experimento, o coeficiente de fricção foi definido como 0.20 entre todos os componentes de titânio e como 0.26 entre o ouro e o titânio. No 2º experimento, em ambos os modelos, o coeficiente de fricção foi modificado. O coeficiente entre as superfícies de contato pilar/implante foi definido como 0.20, enquanto que para todas as outras superfícies relacionadas ao parafuso foi definido como 0.12, sendo este valor selecionado supondo um parafuso com lubrificante de superfície. No 1º experimento, para o sistema com conexão externa, o valor de pré-carga observado foi de 318.7 N com torque de 32 Ncm (recomendado pelo fabricante para o parafuso *Unigrip*) enquanto para o *Replace Select* a pré-carga foi de 492.6N para torque de 32 Ncm e 532.7 N para torque de 35 Ncm (recomendado pelo fabricante para o parafuso *TorqTite*). No 2º experimento, para o sistema com conexão externa, a pré-carga foi 677.6N no torque de 32 Ncm e para o para o sistema com conexão interna, a pré-carga foi de 677.6 N para torque de 32 Ncm e 805.8 N no torque de 35 Ncm. Baseados

nestes resultados os autores concluíram que para ambos os sistemas, independente do valor de torque adotado, a pré-carga gerada foi menor que a ideal, ou seja, inferior a 75% do limite convencional de escoamento do parafuso. Entretanto, quando se utiliza um coeficiente de fricção menor (supondo um parafuso com lubrificante de superfície), embora os valores de pré-carga ainda permaneçam aquém do ideal, tem-se uma pré-carga 30% maior, principalmente no sistema caracterizado pela conexão externa.

Kano et al.⁵³ (2006), realizaram um estudo com o propósito de avaliar os efeitos do procedimento de fundição na perda do torque aplicado, por meio de destoque, utilizando para isso 48 implantes de hexágono externo e 12 pilares usinados em titânio (controle), 12 pilares com cinta metálica pré-usinada em paládio e sobre fundida com mesmo material e 24 pilares plásticos, 12 fundidos com liga de Ni-Cr e 12 com liga de Co-Cr, sendo todos do tipo UCLA. Para cada combinação de implante e pilar, um parafuso de liga de titânio foi usado. Após as fundições, os pilares não sofreram acabamento nem polimento. Os pilares foram então montados sobre os implantes, submetidos a um torque a 30 Ncm conforme recomendação do fabricante, e, após 3 minutos, foi aplicado o destoque sendo o valor em Ncm registrado. Esse mesmo procedimento foi repetido 3 vezes para cada amostra. Os resultados mostraram que os pilares usinados em titânio foram capazes de reter $92,3 \pm 2,9\%$ dos 30 Ncm inicialmente aplicado. Os pilares com cinta pré-usinada em paládio, reteram $81,6 \pm 5,0\%$ do torque, enquanto os totalmente calcináveis com liga de Ni-Cr e Co-Cr retiveram respectivamente, $84,6 \pm 4,6\%$ e $84,0 \pm 7,0\%$ do torque aplicado. Com base nestes resultados, os pilares usinados em titânio retiveram uma significativa quantidade de torque quando comparado com todos os outros grupos submetidos aos procedimentos de fundição ($p < 0,05$). Nenhuma diferença foi encontrada entre os outros grupos. Os valores de destorque no grupo com cinta pré-usinada de paládio foram avaliados antes ($86,6 \pm 4,87\%$) e após a fundição ($81,6 \pm 5,07\%$), evidenciando diferença estatisticamente significativa.

Byrne et al.²⁰ (2006), propuseram um estudo com dois objetivos: o primeiro foi comparar os valores de pré-carga gerada por 3 tipos de parafusos de pilares (liga de titânio, liga de ouro e liga de ouro com cobertura de ouro), quando repetidos torques de inserção de 10, 20 e 35 Ncm foram usados. O segundo objetivo foi comparar as pré-cargas geradas com pilares pré-fabricados

e pilares com cinta metálica de ouro e porção coronal calcinável, tipo UCLA, para os diferentes tipos de parafusos e torques de inserção. Para isso, um implante foi montado e com ele um dispositivo associado a um *strain-gauge* foi utilizado para aferição da pré-carga. Para os testes, os pilares eram então montados sobre o implante e fixados pelo parafuso do pilar. 10 parafusos foram utilizados para cada tipo de pilar, compondo uma amostra de 60 conjuntos (implante/pilar/parafuso). Um torque de 10 Ncm era primeiramente aplicado a um conjunto e a pré-carga medida. O torque era, então, aumentado para 20 Ncm e a pré-carga novamente medida, até mais um torque ser aplicado, agora de 35 Ncm e a pré-carga mais uma vez registrada. O parafuso era, então, afrouxado e o procedimento repetido por mais duas vezes. Quanto ao efeito dos repetidos apertamentos, para cada tipo de parafuso, os resultados mostraram que, em geral, houve uma diminuição da pré-carga de acordo com o número de vezes que os parafusos foram apertados, sendo que os parafusos de ouro com superfície tratada apresentaram a maior tendência em diminuição dessa pré-carga, independente do tipo de pilar utilizado, embora tenha sido o tipo de parafuso com maiores valores de pré-carga obtidos, seguido dos parafusos de liga de titânio e, por fim, dos de liga de ouro. Quanto à geração de pré-carga, para os diferentes tipos de pilar, os resultados mostraram que os pilares sobrefundidos apresentaram cerca de 20% a mais de pré-carga que os pilares pré-fabricados. Já referente aos repetidos apertamentos, ambos os pilares demonstraram uma diminuição na pré-carga gerada, sendo esta mais acentuada para os pilares pré-fabricados. De forma resumida, os autores concluem que todos os tipos de parafusos demonstram uma diminuição na pré-carga com repetidos apertamentos, independente do tipo de pilar ou torque de inserção. O parafuso de ouro com cobertura também de ouro mostrou-se superior em gerar os valores de pré-cargas mais elevados, independente do tipo de pilar ou torque de inserção.

2.2.2 Avaliação dos Componentes Sob Carga Cíclica

Binon¹² (1996), realizou um estudo para determinar a influência da liberdade rotacional entre o hexágono interno do intermediário e o hexágono externo do implante no que diz respeito à estabilidade do parafuso dessa

conexão. Para isso, uma série de pilares com dimensão crescente de seu hexágono interno foram submetidos à carga de 133N e a uma frequência de 1150 ciclos por minuto e 28 rotações por minuto em sentido anti-horário da ponta que realizava a aplicação da carga, até a falha da conexão, a qual foi determinada pelo afrouxamento do parafuso. Para o estudo foram confeccionados 50 pilares tipo UCLA, em forma cônica, com 8mm de altura e 8mm de diâmetro na sua porção mais superior. Cinco grupos de 10 intermediários foram confeccionados com a medida do hexágono interno com variações crescentes. A liberdade rotacional de cada grupo foi verificada antes da aplicação de carga. Após análise da liberdade rotacional, os intermediários foram parafusados com parafuso de titânio grau III, a um torque de 30 Ncm, utilizando um torquímetro. As amostras foram então fixadas na máquina de ensaios especialmente desenvolvida para este teste e submetidas à carga cíclica até a falha da conexão. Os resultados mostraram que existe uma correlação direta entre a liberdade rotacional e o afrouxamento do parafuso. Quanto menor a liberdade rotacional, mais resistente é a conexão e menor é a probabilidade de afrouxamento dos parafusos. Os grupos com desajuste rotacional inferior a dois graus apresentaram uma maior resistência ao afrouxamento (média de 6,7 milhões de ciclos), cerca de 26% maior que a resistência apresentada pelos grupos com desajuste rotacional superior a 2°. Além disso, os sete grupos com liberdade rotacional maior que 5° apresentaram um comportamento semelhante, com a falha dos parafusos ocorrendo entre 2,5 e 1,1 milhões de ciclos, ou seja, uma redução de 63% quando comparado ao grupo com menor liberdade rotacional. O autor concluiu que a presença do hexágono aumenta significativamente a resistência ao afrouxamento dos parafusos e que a eliminação da liberdade rotacional resultou em uma conexão mais rígida e mais resistente ao afrouxamento.

Cibirka et al.²⁸ (2001), realizaram um estudo que avaliou os valores os valores de contra torque dos parafusos dos pilares após ensaio de fadiga (carga cíclica), quando as dimensões do hexágono externo dos implantes foi modificada ou então removida, deixando esta plataforma lisa sem ação anti-rotacional. Três grupos (n=10 cada grupo) foram submetidos à seguinte modificação: Grupo R (*regular*) manteve-se os implantes com o hexágono externo intacto; Grupo M (*modified*), submetido a uma redução de 0.04mm na

largura do hexágono e 0.03mm na sua altura e Grupo C (*circular*) que teve o hexágono totalmente reduzido. Para os testes, 30 pilares Procera de titânio foram produzidos com sua porca coronal apresentando uma rampa com inclinação de 25° e uma plataforma fora do centro do implante para aplicação da carga numa área de 2mm². Cada pilar manteve-se retido sobre o implante por meio de um parafuso de ouro, que recebeu um único torque no valor de 32 Ncm. Após o apertamento uma linha vertical foi criada atravessando a superfície do pilar ao implante, com objetivo de avaliar eventual deslocamento rotacional entre tais estruturas. Os corpos de prova foram então submetidos a máquina de ciclagem, onde 10 corpos foram testados por vez. Uma carga que variava de 20 a 200 N foi aplicada numa frequência de 8 Hz, totalizando 5.000.000 de ciclos o que segundo os autores correspondem a um período de 5 anos de mastigação in vivo. Depois de finalizados os testes os conjuntos (implante/pilar/parafusos) foram observados macroscopicamente quanto à presença de deslocamentos rotacionais e afrouxamento e/ou fratura dos parafusos. Radiografias do conjunto foram realizadas a fim de se verificar qualquer dobramento dos parafusos dentro do conjunto e por fim o contra-torque foi aplicado na união parafusada, registrando-se os valores em Ncm. Através da análise dos corpos de prova, os resultados mostraram que não houve qualquer deslocamento rotacional dos pilares sobre os implantes, quando as linhas de marcação foram observadas num aumento de 25x. As radiografias também não exibiram qualquer sinal de dobramento dos parafusos ou deslocamento dos componentes. No que se refere aos valores de contra-torque, as médias para o grupo R foi de 14.40 Ncm, para o grupo M 14.70 Ncm e para o grupo C 16.40 Ncm, com diferença estatisticamente significativa determinada por uma análise de variância apenas entre os grupos R e C. Com base nesses dados os autores concluem que a modificação ou eliminação do hexágono não interfere de forma adversa na pré-carga após os testes de fadiga, podendo ser considerado apenas um acessório para instalação dos implantes ou mesmo servir apenas como orientação para conexão com o pilar.

O valor do torque reverso, necessário para afrouxar o parafuso do pilar após um teste de fadiga, foi assumido por Khraisat et al.⁵⁶ (2004), como a medida de pré-carga remanescente. A partir daí os autores realizaram um estudo com objetivo de investigar o efeito da carga cíclica no afrouxamento do parafuso

do pilar em implantes de hexágono externo, com aplicação de carga em diferentes posições. Além disso, o deslocamento rotacional do pilar e modificações microscópicas nas superfícies contactantes também foram observados. Para esta análise foram utilizados 15 implantes Branemark (divididos em 3 grupos) montados em um dispositivo de latão que receberam pilares tipo Ceraone com uma supra-estrutura a ser cimentada sobre esses. Tal estrutura permitia a aplicação de uma carga no centro do parafuso (grupo A), disposta 4mm do centro e no sentido do afrouxamento do parafuso (grupo B). Um grupo não recebeu carga (grupo C), ficando o parafuso apertado pelo período equivalente dos testes. O parafuso do pilar recebeu 32 Ncm de torque de apertamento (segundo recomendação do fabricante), e após 10 minutos um retorque foi realizado a fim de minimizar os efeitos da acomodação das superfícies contactantes (*embedment relaxation*). Após 5 minutos o parafuso foi submetido ao torque reverso de afrouxamento e a pré-carga aferida. Posteriormente, a sequência de apertamento do parafuso foi repetida como descrita previamente. Os corpos de prova forma submetidos a procedimento de ciclagem ($1,0 \times 10^6$ ciclos) com a força variando entre zero e 50 N. A cada 10.000 ciclos realizado o procedimento de ciclagem era interrompido e os corpos de prova observados quanto ao eventual afrouxamento do parafuso ou descimentação da supra-estrutura dos pilares. Ao final do teste, os parafusos dos corpos de prova eram submetidos ao torque reverso e a força necessária para afrouxar o parafuso era registrada como pré-carga. A análise dos resultados foi baseada na diferença de torque reverso (DTR) entre os valores obtidos antes e após a aplicação de carga cíclica. Os resultados revelaram valores negativos de DTR. O grupo A apresentou a maior média de DTR ($-4,26 \pm 0,86$ Ncm), seguido pelo grupo B ($-0,92 \pm 0,99$ Ncm) e pelo grupo C ($-0,38 \pm 0,25$ Ncm). Houve diferença significativa entre os diferentes pontos de aplicação da carga, sendo o grupo A estatisticamente diferente dos grupos B e C ($P < .001$). O deslocamento rotacional do pilar sobre o implante só foi observado nos dois espécimes do grupo B ($58 \pm 2 \mu\text{m}$ e $53 \pm 1 \mu\text{m}$). A análise em MEV revelou um leve desgaste na superfície das roscas dos parafusos em todos os grupos. Os autores concluíram que os valores do torque reverso da união parafusada foram preservados sobre o carregamento lateral excêntrico, quando comparados com o carregamento lateral cêntrico.

Khraisat et al.⁵⁵ (2004), também investigaram a ação de diferentes períodos de carga cíclica e seus efeitos sobre o afrouxamento do parafuso do pilar, assim como a resistência do conjunto a uma força de dobramento da união parafusada em implantes unitários tipo hexágono externo. Para isso, 15 implantes do sistema Branemark (4x10mm), com conexão tipo hexágono externo foram divididos igualmente em 3 grupos experimentais. Tais implantes foram montados em cilindros de latão e receberam pilares parafusados do tipo Ceraone (3mm). O parafuso do pilar recebeu 32 Ncm de torque de apertamento (segundo recomendação do fabricante), e após 10 minutos um retorque foi realizado a fim de minimizar os efeitos da acomodação das superfícies contactantes. Por fim, uma supra-estrutura cimentada sobre o pilar. Para os grupos A e B, uma carga de 50 N foi aplicada centralmente e perpendicularmente ao longo eixo do implante. O grupo A foi submetido a 1.000.000 de ciclos ($1,0 \times 10^6$), correspondente a 40 meses de função mastigatória simulada, enquanto o grupo B, a 500.000 ciclos ($0,5 \times 10^6$), correspondente a 20 meses de função mastigatória simulada. O grupo C (controle) permaneceu sem carregamento, pelo mesmo período de tempo aplicado ao grupo B. Os valores de torque reverso, ou seja, os valores de torque necessários para afrouxar o parafuso foi aferido e a diferença calculada antes e após o procedimento de carga cíclica. Ao final do procedimento de ciclagem, os corpos de prova foram montados para um teste de resistência estática, avaliando a resistência ao escoamento e dobramento dos materiais que compunham a união parafusada. Os resultados mostraram que houve diferença estatisticamente significativa ($P < .001$) na diferença de torque reverso do grupo A, quando comparado com o grupo B. Também foi encontrada diferença estatisticamente significativa do grupo B para o grupo C ($P = .002$). Segundo os autores estas diferenças são atribuídas ao tempo de ciclagem (entre o grupo A e B) ou a ausência de ciclagem (entre o grupo B e C). Quando ao teste estático de resistência do conjunto implante/pilar/parafuso, não foi encontrado diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados ($P > .050$). Segundo os autores, dentro das limitações do estudo, o tempo de fadiga a qual é submetida à união parafusada pode ser determinante nos valores de destorque do parafuso, mesmo que após determinado período de testes, nenhum parafuso apresentou-se frouxo quando sob inspeção tátil. Desta forma, embora os

valores de torque reverso tenha diminuído com o passar do tempo, a estabilidade do conjunto, supostamente poderia se manter estável por um período de tempo ainda maior.

Butz et al.¹⁸ (2005), realizaram um estudo com objetivo de comparar diferentes tipos de pilares após simulação de mastigação seguida de teste estático de resistência. Para isso 48 implantes de plataforma regular, 13mm de comprimento e conexão tipo hexágono externo foram divididos em 3 grupos experimentais de 16 implantes cada: Grupo A (pilares de zircônia reforçados com titânio), Grupo B (pilares de alumina) e Grupo C (pilares de titânio). Para os testes, os implantes foram incluídos em blocos de resina epóxica. Os pilares foram fixados nos implantes por meio de parafuso de ouro e torquados a 32 Ncm. Os pilares receberam coroas que foram adesivamente cimentadas sobre sua estrutura. Os corpos de prova foram então submetidos a 1.2 milhões de ciclos de fadiga termo-mecânica em um simulador de mordida, com uma força de 30 N aplicada 3 mm abaixo da borda incisal na face palatina, com uma frequência de 1.3Hz utilizando uma esfera cerâmica como antagonista e posteriormente submetidos a um teste estático até o momento de sua fratura, sendo registrado a carga e o tipo de falha da união parafusada. Todos os corpos de prova testados resistiram ao teste de simulação mastigatória exceto um do grupo B. Nenhum afrouxamento do parafuso do pilar ocorreu durante a simulação mastigatória. Já no teste estático, para o grupo A, quatro fraturas de pilares e duas de parafusos ocorreram. Para os demais corpos de prova, deflexões entre o parafuso e o pilar também foram encontradas. Para o grupo B as falhas estão relacionadas a fraturas de todos os pilares enquanto deflexão entre os componentes foram às falhas encontradas para todos os corpos do grupo C. Segundo os autores, com base nos resultados encontrados, os pilares de zircônia reforçados com titânio são boa opção quando se necessita de estética associada à resistência mecânica, apresentando resistência similar a pilares de titânio. Ao contrário, os pilares de alumina apresentaram propriedades pouco favoráveis. Além disso, o uso de parafusos de ouro com tratamento de superfície também foi considerado uma boa opção quando se deseja evitar a problemática do afrouxamento.

Kim et al.⁵⁷ (2005), realizaram um estudo com o objetivo de quantificar o afrouxamento de parafusos de pilares, mediante variação na

superfície de contato entre o implante e o pilar. Para isso utilizaram 20 implantes de hexágono externo, sendo que 10 deles tiveram sua superfície, que entra em contato com o pilar, revestida com um lubrificante de superfície sólido (*DLC – Diamond Like Carbon*) o qual se refere a uma camada de diamante cristalizada, cujo objetivo é aumentar a dureza e a resistência ao desgaste das superfícies que recobre, como o titânio, além de diminuir o coeficiente de fricção entre superfícies contactantes. Além disso, foram utilizados 20 pilares tipo UCLA de titânio, confeccionados para serem submetidos a cargas cíclicas e 20 parafusos para esses respectivos pilares. Os pilares foram montados sobre os implantes e os parafusos apertados com um torque de 30 Ncm, conforme recomendação do fabricante. O conjunto então foi submetido a procedimento de carga cíclica, recebendo uma força vertical de 100 N, a uma frequência de 20 Hz, até o momento em que o parafuso afrouxasse e uma fenda de 0.7mm fosse criada. Após esse procedimento, os espécimes foram avaliados por MEV. Os resultados mostraram uma significativa diferença na quantidade de ciclos necessários para promover o afrouxamento dos parafusos, comparando os implantes com interface tratada e não tratada ($P=0.002$), indicando que os implantes que apresentavam superfícies tratadas com *DLC* foram mais resistentes à aplicação de força que as superfícies não tratadas. Os dados da análise em MEV mostraram que a superfície de titânio dos implantes, não tratadas, apresentaram-se mais rugosas e menos resistentes ao desgaste, antes e após o procedimento de carga cíclica, sendo sugerido pelos autores o uso desse tipo de cobertura a fim de se evitar o afrouxamento dos parafusos.

Em mais um trabalho, cujo objetivo foi analisar a estabilidade da união parafusada entre implante/pilar/parafuso, Yousef et al.⁹⁷ (2005), propuseram-se a entender os parâmetros relacionados ao afrouxamento dos parafusos em um modelo in vitro, incluindo análises da perda de torque, rotação da cabeça do parafuso, mudanças em suas dimensões e distorções na união com o implante. Para isso, implantes de plataforma regular e 10mm de comprimento foram fixados em blocos de resina. Os implantes receberam 3 tipos de pilares diferentes, sendo 7 de cada tipo: *Ceraone (Nobel Biocare)* e seu respectivo parafuso de ouro, *STA (3I)* e seu respectivo parafuso de paládio e um pilar pré-fabricado (*Bio-lock*) com seu respectivo parafuso de titânio. Tais parafusos receberam torque segundo recomendação do fabricante, e coroas

padronizadas foram então cimentadas sobre os mesmos para posterior simulação de carga cíclica com carga de 300 N, 50.000 ciclos e 1 Hz. Verificações nos graus de torque foram feitas a 10.000, 25.000 e 50.000 ciclos e, ao final, a rotação no sentido anti-horário do parafuso foi medida. Os parafusos foram removidos e medidas foram realizadas para comparação com parafusos controles. Uma amostra de cada grupo foi também seccionada longitudinalmente e avaliada por MEV. Os resultados mostraram que o sistema *Nobel Biocare* apresentou uma perda de torque média de 9,4Ncm, sendo tal acontecimento acompanhado por uma rotação média no sentido anti-horário do parafuso de 7° e um alongamento médio de 200µm. Além disso, houve distorção da união parafusada observada pela análise em MEV. Nos outros 2 grupos não foi observada nenhuma perda de torque, rotação no sentido anti-horário ou mesmo alongamento dos parafusos. Adaptação íntima da união parafusada, sem distorções, foi constatada nas seções longitudinais. Com base nos resultados, os autores puderam concluir que o afrouxamento dos parafusos parece seguir parâmetros específicos que incluem rotação no sentido anti-horário, alongamento e deformações da união parafusada. Esse processo, provavelmente está associado tanto às propriedades físicas do parafuso quanto a sua configuração. Além disso, os autores enfatizam que, em uniões parafusadas estáveis, os parafusos jamais devam ser substituídos, sendo essa possibilidade apenas considerada em uniões instáveis e que demonstrem problemas crônicos de afrouxamento, já que mudanças entre os componentes irão requerer uma completa readaptação de todas as outras partes envolvidas no sistema.

Tsuge, Hagiwara⁹⁴ (2009), avaliaram o efeito da carga cíclica excêntrica (lateral e oblíqua) no afrouxamento do parafuso de pilares sobre implantes com hexágono interno e externo, utilizando parafusos de titânio e de ouro. A análise da estabilidade da união parafusada foi realizada através da análise do torque reverso (pré-carga gerada no apertamento) antes e após o procedimento de carga cíclica. Para realização do estudo, os implantes de hexágono interno e externo foram montados em cilindros de alumínio e receberam um pilar pré-fabricado a ser parafusado sobre os implantes. Uma supra-estrutura também metálica foi confeccionada e cimentada sobre os pilares a fim de propiciar o recebimento da carga cíclica sobre o conjunto. Como já

citado anteriormente a pré-carga do parafuso foi medida através dos valores de torque reverso ou torque de remoção do parafuso antes e após o procedimento de carga cíclica. Para isso, os parafusos foram submetidos a um torque de apertamento no valor recomendado pelo fabricante dos componentes (20 Ncm). Foi aguardado 10 minutos para um segundo torque com o mesmo valor ser aplicado, a fim de minimizar o relaxamento da união (*embedment relaxation*) e obter maior pré-carga. Decorrido 5 minutos após o segundo torque o parafuso foi submetido ao torque reverso e a pré-carga aferida. Previamente ao procedimento de carga cíclica um novo ciclo de apertamento do parafuso foi realizado. Os corpos de prova (16 por grupo totalizando 64) foram então submetidos ao procedimento de ciclagem totalizando 1.0×10^6 ciclos o que representa 40 meses de função mastigatória simulada. Neste estudo o ponto de aplicação de carga foi deslocado 4mm do centro do implante e com 30° de inclinação com seu longo eixo. Após a ciclagem os parafusos foram novamente submetidos ao torque reverso e a pré-carga registrada. Os resultados mostraram que os valores de pré-carga obtidos durante a aplicação do torque reverso, previamente a carga cíclica, foram menores que o valor de torque aplicado (20 Ncm) para todos os grupos. Já na análise do torque reverso pós-ciclagem, os valores de pré-carga encontrados foram superiores aos obtidos previamente a ciclagem, em todos os grupos. Além disso, os grupos que utilizaram parafusos de titânio apresentaram valores de pré-carga pós- ciclagem acima daqueles empregados para o apertamento dos parafusos. Segundo os autores não houve diferença entre os tipos de conexão (interna ou externa). Imagens em MEV realizadas pelos autores mostram que ocorreram desgastes nas roscas dos parafusos, na sendo possível associá-los ao procedimento de ciclagem. Tais danos, segundo os autores podem ser oriundos do próprio apertamento dos mesmos.

Cardoso et al.²¹ (2010), analisaram o torque de remoção do parafuso do pilar após sucessivos ciclos de apertamento e afrouxamento, em pilares com e sem o dispositivo anti-rotacional na sua base de assentamento. Vinte pilares de titânio, sendo 10 com dispositivo anti-rotacional em sua base e 10 sem, foram parafusados sobre seus respectivos implantes de conexão tipo hexágono externo, por um parafuso de titânio, sob torque de 32 Ncm utilizando um torquímetro digital. Após este procedimento, o torque reverso foi aplicado ao

parafuso e o valor obtido adotado como medida de pré-carga. Esta seqüência foi repetida 10 vezes para cada conjunto implante/pilar/parafuso. Uma vez finalizada, um novo parafuso foi utilizado em cada conjunto e mais 10 ciclos de apertamento e afrouxamento foi realizado. Entre estes ciclos, os corpos de prova eram submetidos a um procedimento de ciclagem dinâmica, sob carga de 5 N, num total de 3975 ciclos em freqüência de 4,4Hz. Esta carga era aplicada sobre uma coroa acrílica provisória cimentada sobre cada pilar. Os resultados mostraram que houve uma tendência de diminuição no torque de afrouxamento dos parafusos, a cada ciclo de apertamento, carga e afrouxamento. Além disso, foi observado que não houve diferença entre os valores médios de pré-carga entre os últimos 5 ciclos realizados com o primeiro parafuso e o primeiro ciclo realizado com segundo parafuso. Além disso foi observado que a não utilização do componente anti-rotacional, não difere significativamente nos valores de torque reverso, comparados a componentes com hexágono interno na sua base.

2.3 Pilares de Zircônia

Atualmente, em função de um forte apelo estético da sociedade moderna, o uso de restaurações ou próteses que exibam áreas metálicas não é mais tão bem aceito pela maioria dos pacientes, principalmente quando se trata da substituição de dentes anteriores perdidos, associado ao fato do paciente exibir uma linha do sorriso mais alta, incapaz de mascarar eventual halo acinzentado sub gengivalmente, proveniente de uma prótese com colar cervical metálico. Em função disso, até sistemas de implantes cerâmicos passam a ser desenvolvidos e empregados, objetivando um melhor resultado estético final (Kohal et al.⁵⁹ 2008). Com isso o desenho do sorriso, a durabilidade da restauração e a conformidade de cor entre dentes naturais e os substituídos são pré-requisitos em regiões com alta demanda estética.

Para confecção das próteses sobre implantes, mais precisamente dos pilares utilizados para tal, a zircônia vem sendo discutida como uma nova possibilidade, uma vez que apresenta propriedades mecânicas, biológicas e estéticas atrativas quando comparados a pilares metálicos. É um material denso, com homogeneidade cristalina e que possui baixa condutibilidade térmica, baixo potencial de corrosão e boa radiopacidade (Linkevicius, Apse⁶³ 2008). Além

disso apresenta, alta resistência mecânica e a fratura (Conrad et al.²⁹ 2007), dureza, módulo de elasticidade (210 GPa) semelhante ao do aço inoxidável (193 GPa) (Ozkurt, Kazazoglu⁷⁴ 2010) e alta biocompatibilidade, uma vez que há estudos mostrando que este material está menos propenso ao acúmulo de placa bacteriana que outros materiais metálicos, como o titânio e o ouro (Rimondini et al.⁸⁰ 2002; Scarano et al.⁸⁵ 2004; Degidi et al.³² 2006).

Na odontologia, a zircônia já apresenta um histórico de utilização, que iniciou-se com os pinos intra-radulares em 1989, com braquetes ortodônticos em 1994, com pilares para implantes em 1995, com infra-estruturas para próteses parciais fixas em 1998 e até mesmo como implantes dentários em 2004 (Ozkurt, Kazazoglu⁷⁴ 2010).

A alta resistência inicial e a dureza diante a possibilidade de fratura da zircônia é resultado de uma propriedade física das zircônias parcialmente estabilizadas, geralmente por óxido de ytrio, conhecida como "*transformation toughness*" ou transformação de endurecimento.

Para entender o comportamento do material é necessário conhecê-lo estruturalmente. De baixas a altas temperaturas, os cristais de zircônia, se apresentam em 3 fases distintas, assim denominadas: Monoclínica [temperatura ambiente – aproximadamente (\approx) 1170°], Tetragonal (1170° - \approx 2370°) e Cúbica (2370° - ponto de derretimento). A fase de maior importância para nós é a fase tetragonal, uma vez que nessa, a estrutura do cristal de zircônia lhe oferece maior resistência e tenacidade, impedindo a propagação de trincas, que conseqüentemente levam o material à fratura. Uma transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica ocorre a aproximadamente 1000° C na zircônia pura e está associada a um sutil aumento de volume (\approx 4%). Conseqüentemente, estas amostras de zircônia pura, sofrem fratura durante o resfriamento no processo de sinterização. Somente a adição de óxidos, como o ytrio, na composição da zircônia pode estabilizá-la na fase tetragonal e estender esta fase até a temperatura ambiente, tornando-a capaz de ser utilizada como um material estrutural, ou seja, apresentando resistência. Mesmo assim, a zircônia continua instável, uma vez que outro fenômeno é capaz de alterar sua fase sob ação de estresses mecânicos, o que pode ser considerado como uma das mais notáveis descobertas nos campos das cerâmicas até então. Tal fenômeno, relacionado ao envelhecimento precoce do material, vem sendo

denominado de “aging” ou “Low Temperature Degradation(LTD)” - degradação em baixas temperaturas. Diante da presença de umidade, seja ela simplesmente da atmosfera, ou mesmo de um ambiente mais hostil como o meio oral, a zircônia passa a desenvolver um processo lento de transformação de fase, aonde sua estrutura exposta a tal ambiente vai se degradando. A água penetra entre seus grãos e à medida que tal material é submetido a esforços e tensões, esta penetra ainda mais entre eles, dando origem inicialmente a micro-trincas, com conseqüente deslocamento de partículas, o que causa diminuição acentuada da sua resistência flexural até o momento de uma inevitável fratura (Chevalier ²⁵ 2006; Chevalier et al. ²⁶ 2007).

Quando analisado sob o ponto de vista da odontologia, tal situação pode acometer estruturas de zircônia, ou parte delas que não foram submetidas ao revestimento por uma porcelana de cobertura, ou seja, regiões do material expostas ao ambiente oral. Assim é sugerido que durante o preparo de pilares em zircônia, assim como *copings*, um mínimo espaço seja considerado para ao menos uma fina camada de porcelana (Guess et al. ³⁹ 2010).

Outro fato que merece atenção é quanto a procedimentos que promovem a redução da estrutura de zircônia, uma vez ela finalizada e estabilizada. Jateamento da superfície interna, no caso de *copings* para cimentação, ou ajustes internos dos mesmos, para uma melhor adaptação podem promover uma exposição da fase monoclinica do material, o que embora não diminua drasticamente sua resistência, impede com que os mecanismos para se evitar a propagação de trincas, presentes na fase tetragonal deixem de atuar. Assim, modificações na estrutura da zircônia uma vez ela sinterizada, devem ser evitadas ou limitadas a essenciais (Guess et al. ³⁹ 2010; Rekow, Thompson ⁷⁹ 2007).

Contudo, é importante destacar que ainda faltam dados para delimitar a gravidade e extensão deste processo no ambiente oral, uma vez que os estudos clínicos avaliando o desempenho deste material ainda são limitados a poucos anos de observação (Manicone et al. ⁶³ 2007).

A utilização como pilares sobre implantes dentários foi introduzida, como já citado anteriormente, devido sua alta resistência mecânica quando comparada com alumina e outras cerâmicas dentais. E como veremos na revisão de literatura que seguirá adiante, tal material quando empregado

como pilar tem mostrado estabilidade suficiente para suportar reconstruções implanto-retidas, especialmente nas regiões de incisivos e pré-molares (Glauser et al.³⁶ 2004).

A forma obtenção de pilares para serem usados sobre implantes, assim como das infra-estruturas protéticas (*copings*), tem se baseado na tecnologia CAD-CAM, o que reduz significativamente as inconsistências da ação humana na manufatura destes tipos de trabalho. O emprego dessa tecnologia recebe diferentes denominações, de acordo com o tipo da matéria prima: quando se utiliza blocos de zircônia pré-sinterizados é denominada de fresagem leve ou “*soft-milling*” e quando se utiliza blocos de zircônia densamente sinterizados é denominada de fresagem pesada ou “*hard-milling*”. Embora a fresagem dos blocos densamente sinterizados possibilite estruturas na real dimensão desejada e possivelmente com uma maior precisão nas regiões marginais, importantes na adaptação das próteses, é suportado por fabricantes de componentes que utilizam de uma fresagem leve que a fresagem mais pesada, em função de maior dureza dos blocos induza micro-trincas na estrutura obtida, diminuindo assim sua resistência. Isso diferente dos blocos pré-sinterizados onde embora a fresagem seja leve e dificilmente induz este tipo de problema, a estrutura obtida pode ser até 25% maior, a ser ainda reduzida durante a completa sinterização, o que pode resultar em margens não tão precisas em função da contração de sinterização (Al-Amleh et al.² 2010; Guess et al.³⁹ 2010). Independente dos pontos de vista divergentes há a necessidade de trabalhos que avalie adequadamente as diferenças entre os tipos de obtenção das estruturas em zircônia.

Embora haja na literatura diversos trabalhos de relatos de casos com pilares de zircônia, mostrando principalmente suas propriedades estéticas em substituição ao metal, poucos são os trabalhos que avaliam a união parafusada composta por tal material.

Yildirim et al.⁹⁶ (2003), realizaram um estudo objetivando quantificar a resistência à fratura de 2 tipo de pilares totalmente cerâmicos sobre implantes unitários tipo Branemark. Para isso, foram utilizados pilares com alto conteúdo de alumina densamente sinterizada (Al_2O_3 - *Ceradapt*; *Nobel Biocare*) e pilares de zircônia parcialmente estabilizada por ytrio (ZrO_2) (*Wohlwend Innovative*). Os pilares foram usinados seguindo um preparo com características padronizadas. Estes estão foram escaneados e 10 pilares de cada tipo foram

confeccionados. Com base nas características do preparo dos pilares, uma coroa também padronizada de *IPS Empress I (Ivoclar-Vivadent)* foi confeccionada e um índice de silicone foi obtido a partir desta para servir de referência para a confecção de todas as outras coroas. Para simular uma situação in vivo, os implantes foram incluídos com uma resina com propriedades semelhantes à estrutura óssea em um cubo e angulados em 30° em relação ao plano vertical. Então, os pilares cerâmicos foram posicionados sobre os implantes e aí apreendidos por meio de um parafuso de liga de ouro torquado a 32 Ncm. Por fim, as coroas foram cimentadas sobre os pilares de maneira definitiva, sendo os testes realizados somente 24 horas após este procedimento. Para o ensaio de resistência, um pistão semi-esférico foi posicionado no terço médio da coroa, entre o limite superior do cingulo e inferior da margem incisal. Uma folha de estanho com 0,8 mm de espessura foi posicionada entre o pistão e a coroa para garantir uma distribuição equilibrada das tensões. A aplicação da força deu-se numa velocidade de 0,1 mm/seg até a ruptura espontânea, a qual foi percebida como um estalido audível ou uma redução na força indicada pelo dispositivo de teste. Os resultados demonstraram que a média da carga de fratura do grupo Al_2O_3 foi de $280,1 N \pm 103,1$, com um modo de falha uniforme. Todos os pilares fraturaram na região próxima a cabeça do parafuso, sem que nem as coroas, nem os parafusos revelassem sinais primários de dano. Para o grupo ZrO_2 , em decorrência de diferentes modos de falha os resultados foram considerados menos homogêneos. Em 3 corpos de prova, o pilar de ZrO_2 fraturou antes de qualquer dano na coroa ocorrer. Em 4 corpos de prova, a falha ocorreu primeiramente na coroa, e a fratura do pilar só ocorreu com a continuidade da ação da carga. Nos outros 3 corpos de prova, o parafuso de ouro falhou antes da fratura do pilar ou da coroa. Com isso duas médias foram obtidas no grupo ZrO_2 : se os corpos de prova em que o parafuso falhou fossem considerados excluídos da amostra, a média da carga de fratura seria de $788,1 \pm 273,6 N$, enquanto que se todos os corpos de prova fossem incluídos, a média seria de $737,6 \pm 245,0 N$. Com base nestes valores, diferença significativa foi encontrada entre os grupos Al_2O_3 e ZrO_2 , independentemente da inclusão ou exclusão dos espécimes em que a falha ocorreu pela fratura do parafuso. Apesar desta diferença os autores consideram que ambos os tipos de pilares estão aptos a serem utilizados para restaurações unitárias sobre implantes do tipo

Branemark, independente dos pilares de ZrO_2 terem apresentado resistência a fratura duas vezes superior a registrada para os pilares de Al_2O_3 .

Glauser et al.³⁶ (2004), realizaram um estudo prospectivo, analisando o comportamento de pilares personalizados de zircônia diante dos tecidos perimplantares (moles e duros) e a resistência a fratura ao longo do tempo. Para isso 27 pacientes foram tratados com 54 implantes unitários e suas respectivas próteses, construídas a partir de pilares de zircônia personalizados e coroas totalmente cerâmicas obtidas pelo sistema *Empress I*. Os autores destacam que durante a fresagem dos pilares a menor espessura de zircônia remanescente foi de 0,5mm para todos os elementos, que incluíam apenas incisivos, caninos e pré-molares. Os pilares foram parafusados sobre seus respectivos implante por meio de parafuso de ouro (32 Ncm) e posteriormente as coroas foram cimentadas através de um cimento resinoso. Os controles foram realizados nos períodos de 1 mês, 12 meses e quatro anos após a instalação das coroas, sendo que apenas 53 restaurações de 26 pacientes foram examinadas após um ano e 36 de 18 pacientes após 4 anos. Os resultados mostraram que nem fraturas nem deslocamentos estruturais nos pilares de zircônia ocorreram durante o preparo dos mesmos. Também não houve qualquer fratura dos pilares durante o período compreendido de 4 anos, resultando em uma taxa de sobrevivência dos mesmos de 100%. Afrouxamento de parafuso de pilar foi relatado para dois casos, 8 meses e 27 meses após a instalação, respectivamente. Mínimo lascamento da porcelana de cobertura foi também encontrado para 2 coroas, sendo uma no controle de 1 ano e outra no de 4 anos. Quanto as análise biológicas, os valores para o índices de placa foi de 0,4 para os pilares e 0,6 para os dentes e para o índice gengival, 0,7 para os pilares e 0,9 para os dentes, nas avaliação de 4 anos. A média de perda óssea marginal foi de 1,1mm para o período de 1 ano e 1,2mm para o período de 4 anos. Fundamentado nos resultados deste período de acompanhamento, os autores acreditam que os pilares de zircônia oferecem estabilidade suficiente para suportar próteses unitárias sobre implantes que envolvam dentes anteriores e pré-molares, uma vez que a os tecidos perimplantares mostraram-se saudáveis e o tecido ósseo marginal mantido a níveis adequados. Os problemas técnico/mecânicos ocorridos, também foram considerados normais dentro dos padrões da literatura.

Genhrke et al.³⁵ (2006), avaliaram a resistência a fratura dos pilares de zircônia e o torque requerido para afrouxar o parafuso de retenção do pilar antes e após a aplicação de carga cíclica. Além disso uma análise por elemento finito avaliou o comportamento dinâmico e o padrão de distribuição de estresses sobre os componentes utilizados. Para os testes, sete implantes do tipo hexágono interno foram incluídos em uma resina epóxica de acordo com a norma ISO 14801. Os pilares de zircônia utilizados durante os testes (*Straight Cercon – Dentsply/Friadent*) receberam uma esfera metálica cimentada sobre sua superfície por meio de um cimento de caráter provisório. Apesar de o estudo ter sido realizado com uma amostra bastante reduzida, quando a ciclagem foi realizada com 40% da carga máxima dos pilares (268.8N) estes se fraturaram com aproximadamente 810.000 ciclos. Entretanto, quando 60% da carga máxima dos pilares foi utilizada (403.2N), estes se fraturaram com aproximadamente 10.000 ciclos. A média dos valores de torque requerido para afrouxar os parafusos foi de $21 \text{ N} \pm 1$ antes da carga cíclica e $20 \text{ N} \pm 1$ após a carga cíclica (5 milhões de ciclos). Embora os valores diminuíssem minimamente, comparando o antes e o depois, os autores consideraram a diferença estatisticamente significativa ($P = .015$). Quanto ao padrão de distribuição de cargas, a análise em elemento finito mostrou uma maior concentração de cargas na região cervical do pilar e nas 3 roscas mais apicais do parafuso do pilar.

Att et al.⁷ (2006), realizaram um estudo in vitro avaliando a resistência a fratura de coroas de porcelana unitárias implanto-suportadas. Para isto, 48 implantes (4,3 x 15 mm) foram divididos nos 3 grupos experimentais com 16 corpos de prova cada, de acordo com o tipo de pilar utilizado. Pilares de titânio (*Esthetic Abutment; Nobel Biocare AB*) foram usados como grupo controle (Ti), enquanto que pilares pré-fabricados de Al_2O_3 (*Esthetic Alumina Abutment; Nobel Biocare AB*) e ZrO_2 (*Esthetic Zirconia Abutment; Nobel Biocare AB*) foram os grupos testes (Al e Zr), respectivamente. Todos os pilares tiveram suas medidas padronizadas e foram digitalizados para a confecção de copings de Al_2O_3 , obtidos pelo sistema Procera. Todos os copings receberam aplicação de porcelana de cobertura e uma vez as coroas finalizadas, estas foram cimentadas sobre seus respectivos pilares, utilizando para isso um cimento de caráter definitivo. Previamente a cimentação das coroas, os pilares foram posicionados sobre seus implantes e parafusados com parafusos *TorqueTite (Nobel Biocare*

AB) usando um torque de 35 Ncm, de acordo com as recomendações do fabricante, seguido de um retorque após 1 minuto. Para realização dos testes, os implantes foram incluídos em uma resina acrílica auto-polimerizável (*Technovit 4000; Heraeus Kulzer*) e angulados em 135° em relação ao plano horizontal, para simular a situação clínica de um dente ântero-superior. Todos os espécimes dos grupos Ti, Al e Zr foram expostos a $1,2 \times 10^6$ ciclos de fadiga termomecânica, objetivando simular do ambiente oral, sob uma carga de 49 N e frequência de 1,6 Hz. A carga foi aplicada 3 mm abaixo da margem incisal, na face palatina da coroa, através de uma esfera cerâmica. Após o ensaio de fadiga, uma força compressiva foi aplicada sobre os corpos de prova em uma máquina de ensaios universais (Z010/TN2S; *Zwick, Ulm, Germany*) com uma angulação de 130° em relação ao plano horizontal e uma velocidade de carga de 2 mm/min. A carga foi aplicada por um pistão semi-esférico no terço médio da coroa, entre o limite superior do cingulo e inferior da margem incisal. Uma folha de estanho com 1 mm de espessura foi posicionada entre o pistão e a coroa para proporcionar uma distribuição homogênea das tensões. Dando sequência ao teste, cada corpo de prova testado foi examinado em um aumento de 5x, e o local, e o modo de falha foi registrado. Nenhum corpo de prova apresentou falha após $1,2 \times 10^6$ ciclos de carregamento dinâmico e termociclagem. Os valores médios de resistência a fratura resistência foram maiores para o grupo Ti (1.454,0N), seguido pelo grupo Zr (443,6N) e pelo grupo Al (422,5N). Uma diferença significativa foi encontrada na comparação do grupo Ti com Al e Zr. Uma diferença não significativa foi encontrada na comparação entre os grupos Al e Zr. Quanto ao local e o modo de falha do grupo Ti, 14 coroas fraturaram sem nenhum dano nos pilares. Para 2 espécimes, as coroas e os parafusos fraturaram em conjunto e em apenas 1 implante uma distorção identificável na região da plataforma foi registrada. No grupo Al, 7 pilares fraturaram sem dano nas coroas e em 9 espécimes, as coroas e os pilares fraturaram juntos. No grupo Zr, 6 pilares fraturaram sem dano nas coroas e em 10 espécimes, as coroas e os pilares fraturaram juntos. O modo de falha das coroas em todos os grupos foi homogêneo. Já os pilares falharam na região da interface entre o implante e o componente metálico dos pilares responsável pela conexão dos pilares cerâmicos no interior dos implantes. Segundo os autores, dentro das limitações do estudo, todos os tipos de restaurações implanto-suportadas testadas

apresentaram-se aptas a suportar as cargas oclusais fisiológicas aplicadas na região anterior.

Pesquisas anteriores mostraram valores de perda óssea entre 1 – 1,5mm ao redor do implante no período de um ano após sua instalação e de 0,1 a 0,2mm em cada ano subsequente (Albrektsson et al.⁵ 1986). Além disso, o material de confecção dos pilares protéticos tem sido relacionados como um dos fatores que alteram a estabilidade da mucosa e da crista óssea. Num trabalho recente a respeito da biocompatibilidade dos materiais que interagem com a região perimplantar, Linkevicius et al.⁶² (2008), realizaram uma revisão sistemática com objetivo de analisar se pilares de titânio são capazes de manter uma maior estabilidade dos tecidos perimplantares em comparação a outros materiais como pilares em ouro, alumina e zircônia. Uma extensa revisão da literatura foi realizada e os resultados dos estudos permitiram o agrupamento dos dados em estudos histológicos realizados em animais, estudos histológicos realizados em humanos e em estudo clínicos. Segundo os autores, quando se compara pilares de titânio com pilares de ouro, os estudos em animais não deixam claro se o titânio é superior ao ouro ou vice versa, como material de confecção dos pilares. Segundo eles, recentes estudos histológicos mostram que a resposta do tecido periimplantar para ambos é similar. Com relação à alumina, os resultados dos diferentes tipos de trabalho também mostram similaridades entre os dois materiais tanto quanto a estabilidade do tecido periimplantar quanto na reabsorção da crista óssea. Já em relação à zircônia, embora os estudos histológicos em animais indiquem que os materiais têm comportamento similar, estudos histológicos em humanos indicam uma melhor reação da mucosa periimplantar diante da zircônia quando comparada a titânio. Segundo os autores, faltam dados na literatura que possa elucidar tal questão e a necessidade de estudos clínicos com uma metodologia adequada se torna cada vez mais evidente.

Com a justificativa de que os pilares metálicos tem sido o foco da grande maioria dos trabalhos realizados, Nguyen et al.⁷³ (2009), investigaram a performance de 4 sistemas de implantes e seus respectivos pilares de zircônia (*Procera Zircônia - Nobel Biocare, ZiReal post – 3i e Certain ZiReal post – 3i*) diante de um ensaio de fadiga (carga cíclica). Dos 4 sistemas de implantes utilizados, 2 eram do tipo conexão externa (*Branemark Mark III- Nobel Biocare e*

Osseotite NT– 3i) e 2 do tipo conexão interna (*Replace Select TiUnite- Nobel Biocare e Osseotite NT Certain– 3i*). Além disso, 3 diferentes tamanhos de plataforma foram testadas, totalizando 10 grupos experimentais com 5 corpos de prova para cada grupo. Os pilares receberam o torque recomendado pelo fabricante, sendo este de 20 Ncm para o *Certain ZiReal post – 3i* e 35 Ncm para os demais. Tais corpos de prova foram submetidos a uma carga cíclica rotacional de 21 N, aplicada em um ângulo de 45° com o longo eixo do implante, produzindo uma força de dobramento de 35 Ncm sobre a união parafusada numa frequência de 10 Hz. O número de ciclos até o momento da falha foi registrado, sendo o limite um total de 0.5×10^6 ciclos. Os resultados mostraram que 29 dos 50 corpos de prova testados falharam. Dezoito pilares, 7 implantes e 16 parafusos dos pilares fraturaram. Os autores destacam que nenhum dano foi encontrado na interface zircônia/titânio dos corpos de prova do sistema *3i*. Segundo eles, isso provavelmente ocorreu pela presença de um componente metálico internamente ao pilar que se assenta sobre a plataforma do implante, na região da união parafusada, realizando a interface entre o implante, o pilar e a cabeça do parafuso. Em comparação, a interface entre a zircônia e o titânio nos sistemas *Replace* e *Branemark* também se mantiveram íntegras quando a união parafusada se manteve adequadamente comprimida. Entretanto em situações onde a pré-carga do parafuso foi perdida e este tornou-se frouxo, a zircônia dos pilares causaram danos a plataforma dos implantes, provavelmente devido a diferença de dureza entre a zircônia e o titânio. Como conclusões, os autores enfatizam que não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre os diferentes sistemas no que se refere às falhas apresentadas. Entretanto com relação ao diâmetro dos corpos de prova foi encontrada diferença significativa entre os grupos avaliados. Neste caso, tais falhas podem estar associadas às diferenças de desenho dos sistemas.

Com o intuito de avaliar se pilares de zircônia com conexão interna apresentam o mesmo comportamento que um pilar de conexão externa, Sailer et al.⁸³ (2009), realizaram um estudo in vitro, através de um teste estático a de 4 tipos de pilares. Os grupos foram compostos da seguinte maneira: (A) pilar *Straumann Cares* [conexão interna e 2 peças (corpo de zircônia e anel interno metálico para conexão com implante)] sobre implante *Straumann RN*, (B) pilar *Procera* [conexão externa em peça única (corpo de zircônia) sobre implante

Branemark, (C) pilar *Nobel Replace* [conexão interna e 2 peças (corpo de zircônia e anel interno metálico para conexão com implante)] sobre implante *Nobel Replace RP* e (D) pilar *Zirabut SynOcta* (conexão interna em peça única) sobre implante *Straumann RN*. Cada grupo, que continha 20 espécimes foram divididos em outro 2 grupos com 10 corpos de prova por grupo. Os grupos denominados A1, B1, C1 e D1 foram submetidos a um teste estático, sendo a força aplicada diretamente sobre a superfície dos pilares, enquanto os grupos denominados A2, B2, C2 e D2, receberam uma coroa de porcelana cimentada adesivamente sobre sua estrutura, previamente a realização do mesmo teste estático. Os corpos de prova foram preparados de acordo com a norma ISO 14801, que será descrita no capítulo de materiais e métodos deste trabalho, para então serem levados a máquina de ensaio onde foram submetidos ao teste de resistência estática, realizado numa velocidade de 1mm/minuto. Os resultados mostraram que a média de resistência a fratura dos grupos não restaurados (A1 – D1) variou de $292 \pm 218,4\text{N}$ para $724,9 \pm 207,9\text{N}$, enquanto para os grupos que receberam uma coroa cerâmica a média variou de $245,7 \pm 103,6\text{N}$ para $484,9 \pm 80\text{N}$. Na análise dos momentos de flexão das amostras que não receberam coroa, os grupos compostos pela presença do componente metálico no interior do pilar (A1 e C1) demonstraram momentos de flexão mais elevados do que a conexão externa e interna de corpo único (B1 e D1), respectivamente. As médias dos momentos de flexão foram: $371.5 \pm 142.3\text{ Ncm}$ (A1), $276.5 \pm 47.6\text{ Ncm}$ (B1), $434.9 \pm 124.8\text{ Ncm}$ (C1) e $182.5 \pm 136.5\text{ Ncm}$ (D1). Não foi encontrada diferença significativa nos momentos de flexão dos pilares de corpo único internamente e externamente conectados sobre os implantes. A análise das amostras dos grupos B1 e D1 revelou que os pilares fraturaram antes da deformação do parafuso ou do implante, representando assim o local de menor resistência. Já os grupos A1 e C1 foram associados com vários tipos de falhas. Em 20% das amostras, o componente metálico secundário falhou por deformação antes da fratura do pilar. Em 10% das amostras do grupo C1, a deformação ocorreu em conjunto com a fratura do pilar. Nos 70% remanescentes, os pilares fraturaram sem deformação do metal. Nos grupos restaurados (A2 - D2), o grupo C2 exibiu um momento de flexão significativamente maior que os outros grupos (A2, B2, D2). Os pilares de zircônia de corpo único, internamente conectados, mais uma vez exibiram o menor momento de flexão. Em 70% das amostras dos 2 grupos

com conexão interna com componente secundário (A_2 e C_2), uma deformação plástica dos componentes metálicos (inserção metálica, parafuso do pilar, ombro do implante) foi encontrada em adição, ou antes da fratura do pilar. A fratura do pilar foi à razão da falha de 100% dos pilares de corpo único externamente e internamente conectados. A restauração dos pilares com coroas cerâmicas ($A_2 - D_2$) não levou a modificações significativas nos momentos de flexão. Assim, os autores concluíram que a presença de um componente metálico, internamente ao corpo do pilar aumenta sua resistência quando comparados a pilares de corpo único. Como já observado, os pilares de corpo único e conectados internamente foram considerados os mais frágeis dentre os investigados. Além disso, a presença de uma restauração sobre os pilares não demonstrou influência sobre o momento de flexão de nenhum dos grupos.

Sailer et al.⁸² (2009), realizaram uma extensa revisão sistemática, com o objetivo de avaliar em acompanhamentos de 5 anos, as taxas de sobrevivência e complicações comparando pilares cerâmicos a pilares metálicos. Vinte e nove estudos clínicos e 22 estudos laboratoriais foram extraídos de uma busca contendo 7136 títulos. Dos artigos selecionados, 23 deles avaliaram a taxa de sobrevivência dos pilares, dentre os quais 166 eram pilares cerâmicos e 4807 eram metálicos. Ao todo, 82 pilares foram considerados perdidos, sendo um deles cerâmico (alumina) e 81 metálicos. Tal pilar cerâmico foi perdido devido fratura, assim como 9 pilares metálicos. Problemas como adaptação marginal, estética e inadequado planejamento foram causas atribuídas à perda dos demais. Assim, a taxa de falha dos pilares cerâmicos por ano foi de 0,2% e a taxa de sobrevivência dos mesmos num período de 5 anos foi de 99,1%. Para os pilares metálicos a taxa de falha anual foi de 0,5%, sendo a estimativa de sobrevivência num período de 5 anos de 97,4%. Segundo os autores, embora as cerâmicas, mais frágeis, apresentarem previsibilidade superior a dos metais, mais dúcteis, a introdução da zircônia como alternativa a alumina, pode ser a responsável pela melhora nestes índices. Entretanto, devido ao número de pilares cerâmicos observados ser consideravelmente menor, esta diferença não pode ser considerada estatisticamente significativa. Como já citado anteriormente, a fratura dos pilares foi considerada um evento raro, quando comparado com outros tipos de complicações. Entretanto vale destacar que um menor risco desta ocorrência está relacionada a componentes com conexão do

tipo interna. As fraturas dos parafusos de retenção dos pilares foram consideradas mais frequente que as fraturas dos pilares propriamente ditos. Para os pilares cerâmicos a taxa de fratura do parafuso foi de 0% e para os metálicos 0,8%. Segundo os autores, isso ocorre pois muito provavelmente antes de termos uma fratura de um parafuso no interior do pilar cerâmico, nós teremos a fratura do próprio pilar. A mais frequente complicação técnica foi sem dúvida o afrouxamento do parafuso do pilar. Num período de 5 anos, a taxa cumulativa desta ocorrência foi de 5,1%, variando de 0 – 1,36% para os pilares cerâmicos e de 0 a 10,32% para os pilares metálicos. Nenhuma diferença estatística foi novamente considerada, em função do número de pilares cerâmicos comparados ao número de pilares metálicos. Relacionando este tipo de ocorrência com o tipo de conexão entre o pilar e o implante, a uma menor tendência de acometimento para os pilares de conexão interna. A adaptação dos componentes foi relatada em 7 estudos, com uma taxa estimada de 0% para os pilares cerâmicos e 6,6% para os pilares metálicos. Mais uma vez, em função do número de componentes essa diferença não foi considerada como significativa. Quanto as complicações biológicas, o total estimado para os pilares cerâmicos foi de 5,2%, enquanto que para os metálicos foi de 7,7%. A quantidade de recessão gengival foi considerada duas vezes maior para os pilares cerâmicos (8,9%), comparado aos metálicos (3,8%). Segundo os autores esta observação não parece clara, uma vez que estudos em animais têm mostrado que a biocompatibilidade das cerâmicas (alumina e zircônia) no que se refere a inflamações da margem gengival tem mostrado similaridade comparado ao titânio. Uma possível hipótese refere-se ao fato de que os pilares cerâmicos são freqüentemente mais empregados na região anterior da cavidade oral (região de incisivos), onde o tecido gengival é mais fino quando comparado a regiões posteriores da boca. Fato interessante e que a quantidade de perda óssea (além de 2mm) ao redor dos pilares cerâmicos foi estimada em 0%, enquanto para os pilares metálicos 3,9%. Com relação a complicações do tecido mole, tais como fístulas, a taxa estimada para os pilares cerâmicos foi de 2,1% e para os metálicos 4,1% para os metálicos. Mais uma vez nenhuma diferença foi considerada estatisticamente significativa. Por fim, com relação a problemas estéticos, esses foram estimados em 0% para os pilares cerâmicos, em função de coloração semelhante a da estrutura dentária e 6.6% para os pilares

metálicos, sendo que mais uma vez a diferença não foi considerada estatisticamente significativa. Segundo os autores, embora esta revisão sistemática da literatura não tenha apresentado diferenças significantes na performance de pilares cerâmicos e metálicos, há uma tendência de menores complicações técnicas e estéticas para os pilares cerâmicos. Conseqüentemente eles podem ser considerados uma alternativa válida para os pilares metálicos, embora as informações quanto a esta alternativa ainda são limitadas devido a pouca quantidade de estudos com o devido período de tempo de acompanhamento.

Zembic et al.¹⁰⁰ (2009), realizaram um estudo clínico controlado com objetivo de verificar se pilares de zircônia exibem a mesma taxa de sobrevivência e os resultados técnicos/biológicos dos pilares de titânio. Para isso, 22 pacientes receberam 40 implantes unitários, de plataforma regular, localizados nas regiões de caninos, pré-molares e molares em ambos os arcos. O grupo teste consistia de 20 coroas totalmente cerâmicas composta por pilares Procera de zircônia mais a porcelana de cobertura, enquanto o grupo controle era composto de pilares Procera de titânio e sua respectiva porcelana de recobrimento, compondo uma coroa metalocerâmica. Controles foram realizados no momento da instalação das coroas e após 6, 12, 24 e 36 meses, onde foram avaliados: profundidade de sondagem, índice de placa, índice de sangramento gengival, perda óssea das cristas mesiais e distais e variações de coloração da mucosa adjacente. Os resultados mostraram que nenhuma fratura ou perda do pilar foi relatada, exibindo uma taxa de sobrevivência das reconstruções de 100%. Apenas o deslocamento da porcelana de cobertura de dois pilares de titânio foi citado. Após o período de 3 anos, nenhum caso de afrouxamento do parafuso do pilar também foi encontrado. Nenhuma diferença quanto as avaliações de caráter biológico ocorreram, mostrando extrema similaridade entre os grupos avaliados. Ambos os pilares também exibiram similar descoloração da mucosa gengival quando comparada a mucosa de dentes naturais adjacentes. Segundo os autores, o fato de ambos os tipos de pilares exibirem ótimos resultados técnicos e biológicos, fazem com que a zircônia esteja apta a ser indicada assim como os pilares de titânio, uma vez que esses, por longos anos, têm sido considerados como a melhor opção.

Mitsias et al.⁶⁷ (2010), realizaram um trabalho com o objetivo de comparar a resistência a fratura e a confiabilidade de pilares de titânio e zircônia diante de um procedimento de fadiga acelerada. Para isso, 9 pilares de titânio e 18 de zircônia foram montados em implantes com conexão interna (*Astra Tech*), que foram incluídos em uma resina ortodôntica para realização dos testes. Coroas metálicas na forma de um incisivo central superior foram cimentadas sobre os pilares por meio de um cimento temporário. Um estudo piloto foi conduzido para determinar a resistência estática dos pilares. Com o conjunto implante/pilar/parafuso (n=3 para cada grupo) posicionados 30°, em relação ao longo eixo, uma força compressiva de 0.5mm/minuto foi aplicada na face palatina do corpo de prova até a falha da união parafusada. Já o teste de fadiga, seguiu a mesmo desenho do teste estático, sendo a carga inicial aplicada equivalente a 25% da força obtida durante o teste estático. Para realização do teste de fadiga, foi utilizado um método denominado “*mouth-motion*”, onde ocorre a aplicação da carga, seguido de um deslize pela face palatina da coroa e esta aplicação é interrompida até o próximo contato para uma nova aplicação. O perfil deste contato também variou sendo caracterizado em diferentes corpos de prova como leve, moderado e agressivo, de acordo com o aumento da carga aplicada após um específico número de ciclos. Os resultados mostraram que diante do teste estático, a carga de falha para os pilares de titânio foi de 1.475 ± 625 N e 690 ± 430 N para zircônia. O “teto” para os pilares de titânio foi estabelecido em 70.000 ciclos e 900 N de força, sem nenhuma fratura completa, mas com deformações acentuadas que puderam ser caracterizadas como falhas. Para os pilares de zircônia o “teto” foi estabelecido com o mesmo número de ciclos e 400 N de força, a partir de 200 N inicialmente estabelecido. Para esse grupo nenhum dos corpos de prova testados no perfil agressivo (n=4) sobreviveram. Por outro lado, todos os corpos testados no perfil moderado (n=5) permaneceram íntegros, enquanto dos testados no perfil leve (n=6) 4 falharam e apenas 2 permaneceram íntegros. Segundo os autores, é notado que à medida que o número de ciclos aumenta, a confiabilidade para o grupo dos pilares de zircônia diminui. Além disso, comparando-se ao grupo de titânio, esse não apresentou qualquer falha enquanto a carga da ciclagem estava variando entre 200 e 400 N de força, indicando que os pilares metálicos tratam-se de componentes mais robustos. Como conclusões os autores destacam: que os pilares de titânio não exibiram

falhas com cargas inferiores a 900 N; que a zona de força em que ocorrem as falhas dos pilares de zircônia varia entre 250 e 400 N, dependendo do perfil de ciclagem adotado no teste; e que a confiabilidade dos pilares de zircônia a 50.000 ciclos diminui consideravelmente quando uma força de 175 N é utilizada (93%) para quando utiliza-se uma força de 300 N (18%).

2.4 Desajuste Vertical na Interface Pilar / Implante

Alcançar a adaptação passiva entre o implante e os componentes que fazem parte da estrutura da prótese sobre o implante, tem sido considerado fundamental para obtenção de sucesso e longevidade dos tratamentos. É na região na união parafusada onde as estruturas se relacionam e é justamente por este motivo que essa região é considerada tão importante. A ausência de adaptação passiva, caracterizada pelo desajuste vertical e/ou horizontal entre os componentes que ai se relacionam, como já citado previamente, pode acarretar problemas ou complicações biológicas e biomecânicas. As complicações biomecânicas incluem afrouxamento dos parafusos das próteses e dos pilares, assim como a fraturas dos componentes que compõem o sistema. As complicações biológicas referem-se às reações teciduais decorrentes da falta de adaptação passiva, assim como das próprias complicações biomecânicas, sendo caracterizada por inflamações gengivais, dor, fistulas e até mesmo perda óssea ao redor dos implantes que em casos extremos pode levar a perda da osseointegração (Goodacre et al.³⁸ 1999).

A introdução de distorções na região da união parafusada pode ser decorrente a um ou mais fatores. Entre eles podemos incluir o alinhamento entre implantes (quando múltiplos) a técnica de moldagem, os materiais utilizados, o processo de obtenção dos componentes, tais como as técnicas de fundição ou usinagens e até mesmo a experiência clínica do profissional (Kan et al.⁵² 1999).

Diversos autores ao longo do tempo vêm tentando estabelecer qual o nível ideal de adaptação entre os componentes que compõe as próteses sobre implantes. Branemark¹⁵ (1983), foi o primeiro a definir o termo adaptação passiva, sugerindo uma interface de 10µm entre os componentes como aceitável, para não interferir com o tecido ósseo em fase de maturação frente às

cargas oclusais. Klineberg, Murray⁵⁸ (1985), sugeriram que fundições com discrepâncias maiores que 30µm em mais de 10% da superfície ao redor do pilar, já são consideradas inaceitáveis. Já Jemt⁴⁶ (1991), definiu a adaptação passiva como um nível aceitável de desajuste que a longo prazo não cause complicações clínicas, sendo aceitáveis valores de discrepâncias inferiores a 150µm. Ainda segundo esse autor, embora se trate de uma afirmação empírica, quando um parafuso necessitar de mais de meia volta (180°) para obter o aperto final após encontrar a primeira resistência a esse, é sinal que a adaptação entre os componentes apresenta-se inaceitável. Outros métodos são propostos para se averiguar a adaptação entre os componentes que compõem as próteses sobre implantes. Entre eles podemos destacar técnica da visão direta e da sensibilidade tátil por meio de uma sonda exploradora, o método radiográfico, a interposição de uma película de material de moldagem entre os componentes, o método da pressão alternada em diferentes regiões da infra-estrutura protética (no caso de próteses múltiplas), assim como o método do parafusamento alternado associado a resistência ao apertamento. Nenhum destes é considerado soberano, sendo a melhor conduta a associação entre eles.

Assim embora não se tenha um consenso a respeito dos valores ideais do quanto de desajuste é permitido, mesmo porque há o fator “tolerância biológica” individual de cada paciente, uma revisão de literatura sobre tal assunto será apresentada, para que os resultados obtidos nesse estudo possam ser discutidos.

Jansen et al.⁴⁵ (1997), realizaram um estudo com objetivo de verificar a penetração bacteriana na interface pilar/implante, de 13 diferentes sistemas de próteses sobre implantes, com 10 corpos de prova por grupo. Em todos os sistemas utilizados, o desajuste vertical marginal foi inferior a 10µm e mesmo assim houve penetração da bactéria *Escherichia coli* em todas as interfaces. Segundo os autores, algum grau de desajuste vertical entre os componentes é inevitável, tendo como resultado algum grau de resposta inflamatória dos tecidos perimplantares.

Byrne et al.¹⁹ (1998), compararam a adaptação e o assentamento marginal de pilares totalmente usinados, sobre-fundidos e totalmente calcináveis em duas regiões: na interface entre o pilar e o implante e na interface entre a cabeça do parafuso e a superfície interna do pilar. Para o estudo foram

estabelecidos 6 grupos experimentais(n=5): (1) Implante *Nobel Pharma* e pilar *Ceraone* sem ciclo de queima de porcelana; (2) Implante *3I* e pilar *STR* sem ciclo de queima de porcelana; (3) Implante *3I* e pilar *UCLA* totalmente calcinável com ciclo de queima de porcelana; (4) Implante *NobelPharma* e pilar *UCLA* totalmente calcinável com ciclo de queima de porcelana; (5) Implante *3I* e pilar *UCLA* a ser sobre-fundido com ciclo de queima de porcelana e (6) Implante *3I* e pilar *UCLA* a ser sobre-fundido sem ciclo de queima de porcelana. Em função do procedimento de fundição, os grupos 3 e 4 foram submetidos a um procedimento de acabamento da base de assentamento sobre o implante. Com exceção desses 2 grupos que os parafusos foram torqueados a 20 Ncm, em todos os outros os parafusos receberam aperto de 32 Ncm. Para realização das medidas de interface, os conjuntos montados (implante/pilar/parafuso) foram incluídos em um cilindro preenchido de resina que foi seccionado longitudinalmente em 2 partes, propiciando 4 pontos de observação por corpo de prova. Com relação às medidas da interface pilar/implante, os resultados mostraram que em relação ao maior desajuste vertical, as médias variaram de 36 - 86 μ m, sendo que os grupos 1,3 e 4 foram os que apresentaram as maiores discrepâncias e o grupo 2 as menores. Em relação ao desajuste horizontal, o grupo 1 novamente apresentou as maiores discrepâncias (66 μ m) com um degrau negativo para o pilar. Quanto à distância do primeiro contato do implante com o pilar, em relação à superfície externa do implante, a maior distância registrada foi de 129 μ m para o grupo 4. Para o grupo 1 esta distância foi de 100 μ m, enquanto para os demais grupos as variações ficaram entre 40 e 80 μ m. Quanto ao tamanho do contato entre os 2 componentes, as maiores medidas foram obtidas entre os componentes com algum tipo de usinagem de fábrica (grupos 1, 2, 5 e 6) com valores variando entre 308 e 374 μ m. Em contraste, os componentes totalmente calcináveis exibiram os menores contatos (205 e 202 μ m) para os grupos 3 e 4 respectivamente. Já em relação à interface entre a cabeça do parafuso e o pilar, as maiores superfícies de contato também ocorreram para os grupos com algum tipo de usinagem (172 - 219 μ m) e as menores para os totalmente calcináveis (48 - 87 μ m). Para os autores, os componentes totalmente calcináveis apresentam uma maior frequência e magnitude de discrepâncias, principalmente as verticais, quando comparadas aos componentes previamente usinados em algum grau. Estas diferenças provavelmente são reflexo das dificuldades de se manter um

padrão de obtenção desses componentes, distorções induzidas da técnica de fundição, do processo de queima de porcelana ou mesmo da falta de padronização para o acabamento pós fundição. Quanto à superfície de contato entre os componentes, os autores salientam que quanto menor esta superfície de contato, menor a estabilidade entre tais componentes, pior a dissipação de cargas, menor o contato ficcional e conseqüentemente, maior a probabilidade da ocorrência de afrouxamento do parafuso. Entretanto é salientado que o fato dos grupos 3 e 4 terem recebido um valor de torque inferior, pode ter contribuído significativamente para um menor contato entre tais superfícies.

Sahin, Cehreli⁸¹ (2001), apresentaram uma revisão a respeito da significância clínica da adaptação passiva e dos fatores que influenciam essa adaptação. Tal adaptação passiva é definida pelos autores como uma situação onde a estrutura protética não induz qualquer tensão sobre os implantes e seus componentes, assim como na estrutura óssea ao redor daqueles. Embora se assuma que a adaptação passiva seja um dos pré-requisitos mais importantes para manutenção da osseointegração, faltam estudos longitudinais clínicos que suportem essa afirmação, assim como aqueles que mostrem como obtermos uma adaptação totalmente passiva nessas próteses. Falhas mecânicas no sistema de próteses sobre implantes têm sido relacionadas à falta de adaptação das próteses, tais como afrouxamento e/ou fratura do parafuso de fixação (ouro) e do pilar, dos cilindros protéticos e das estruturas em si. Dessa forma, a avaliação clínica da adaptação da peça deve ser realizada minuciosamente, a fim de se evitem esses tipos de falhas, aceitando o mínimo de desadaptação possível ou uma adaptação não detectável clinicamente. Os autores ressaltam que todos os procedimentos protéticos influenciam a adaptação final da peça, desde os componentes utilizados, materiais empregados e técnicas escolhidas.

Vasconcelos et al.⁹⁵ (2005), avaliaram o efeito da força de apertamento do parafuso de retenção na desadaptação marginal de prótese sobre implantes. Para isso foi simulada uma condição onde 2 implantes extremos, localizados na região de caninos inferiores atuaram como retentores de uma prótese fixa anterior de 6 elementos. Um modelo de acrílico com dois implantes de plataforma protética tipo hexágono externo receberam intermediários do tipo Micruscone torquados a 20 Ncm. A partir deste modelo foi realizada uma moldagem para obtenção de um modelo de trabalho, que serviu de base para o

enceramento de 10 infra-estruturas metálicas a serem fundidas com liga de Ni-Cr. Nove das 10 infra-estruturas, uma vez removidos o revestimento e dado acabamento com brocas nas regiões de assentamento sobre os intermediários para remoção de eventuais irregularidades, foram submetidas a 6 ciclos simulados de queima de porcelana, incluindo 2 aplicações de opaco, 3 de porcelana de cobertura e uma de *glaze*. A análise do desajuste marginal foi realizada por um microscópio óptico sob aumento de 230x, sendo realizadas 6 medidas para cada pilar (3 na face vestibular e 3 na face lingual). Tais aferições foram realizadas em 3 momentos diferentes: (I) após um aperto manual do parafuso até o encontrar da primeira resistência a este; (II) Após realização de um toque de 10 Ncm e (III) após a aplicação de um torque de 20 Ncm. Os resultados mostraram que após o aperto manual, um desajuste vertical de $41.56\mu\text{m} \pm 12.45 \mu\text{m}$ foi observado. Com o torque de 10 Ncm, houve uma redução de 52% na média da abertura marginal com valores de $19.71\mu\text{m} \pm 2.97\mu\text{m}$. Após o torque de 20 Ncm, a redução foi de 69% a partir da primeira medição, com valores médios de $12.82\mu\text{m} \pm 4\mu\text{m}$. Comparando o segundo e o terceiro apertamento não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores. Segundo os autores, a força do assento entre os componentes tem um efeito importante nas medidas verticais do desajuste. Os resultados desta investigação mostraram que o uso de um torquímetro, mesmo com o mais baixo torque (10 Ncm), pode consideravelmente reduzir as diferenças verticais do desajuste, mesmo que sem diferenças consideráveis entre um valor maior ou menor de torque. Entretanto tal esforço pode sobrecarregar algumas estruturas envolvidas, principalmente os parafusos quando se dá na tentativa de se chegar a um ajuste mais próximo do ideal, podendo realçando substancialmente a fadiga dos componentes.

Moraes et al.⁶⁸ (2005), realizaram um estudo com objetivo de medir a adaptação marginal na interface do intermediário do pilar com o cilindro, antes e após o procedimento de sobre fundição desse componente. Um implante com conexão tipo hexágono externo fixado numa base de aço inoxidável e um intermediário do tipo *Estheticone* foram usados durante todo o experimento. Antes das fundições, cilindros pré-usinados de ouro (Grupo I) e de Níquel - Cromo - Berílio Ni-Cr-Be (Grupo II) foram aparafusados ao intermediário com parafusos de ouro e titânio em ambos os grupos, com torques de 10 Ncm e 20

Ncm para o mesmo tipo de parafuso. As medidas verticais foram feitas num microscópio óptico (*Mitutoyo 5050*, Tóquio, Japão) três vezes, a fim de se obter uma média, em seis locais diferentes ao redor da interface intermediário-cilindro para cada valor de torque. Os cilindros foram encerados e fundidos tanto em liga de Prata-Paládio (Ag-Pd) (Grupo I) ou liga de Ni-Cr-Be (Grupo II). Após as fundições, as mesmas medidas e os mesmos valores de torque foram repetidos. Foram analisadas as diferenças intra-grupo (torques de 10 ou 20 Ncm, antes e após as sobre-fundições) e as diferenças inter-grupos (torques de 10 e 20 Ncm, antes ou após as sobre-fundições). Os resultados mostraram que o desajuste vertical antes da fundição variou de 12 - 17 μ m para os cilindros de ouro e 10 - 15 μ m para os cilindros de Ni-Cr-Be. Após a fundição, o desajuste vertical foi maior para os cilindros de Ni-Cr-Be (15 - 21 μ m), comparado com os cilindros de ouro (9 - 11 μ m). Segundo os autores, dentro das limitações deste estudo, algumas conclusões podem ser tomadas: independente do tipo de parafuso, os valores de desajuste marginal foram mais altos para os cilindros de Ni-Cr-Be após as fundições, mas dentro dos níveis aceitáveis de adaptação; a combinação cilindro de ouro com parafuso de ouro ou de titânio foi a mais efetiva para reduzir o desajuste marginal; ambos os tipos de parafusos não melhoraram a adaptação marginal dos cilindros de Ni-Cr-Be após as fundições e embora um torque de 20 Ncm tenha melhorado a adaptação marginal em todas as situações, seu uso não é recomendado devido ao risco aumentado de falha na união parafusada.

Em função da inconsistência de maneiras de se avaliar os desajustes presentes na interface pilar/implante, assim como os efeitos adversos da sua ocorrência, Kano et al.⁵⁴ (2007), realizaram um estudo com o objetivo de propor uma classificação para aferição do desajuste vertical e horizontal entre o implante e o pilar, assim como comparar a interface entre estes componentes, divididos em 4 grupos de pilares, incluindo componentes totalmente usinados, sobre-fundidos e totalmente calcináveis. Para isso 48 implantes com conexão tipo hexágono externo e 3,75mm de diâmetros receberam seus respectivos pilares divididos em 4 grupos(n=12): (1) pilares totalmente usinados de fábrica (grupo controle); (2) Pilares com cinta pré-usinada em paládio a ser sobre-fundido com liga de paládio; (3) pilar totalmente calcinável a ser fundido com liga de Ni-Cr e (4) pilar totalmente calcinável a ser sobre-fundido com liga de Co-Cr.

Para as análises o conjunto pilar/implante foi inserido em um dispositivo com formato octogonal, a fim de permitir as aferições em 8 faces do corpo de prova, o que possibilitou 96 medidas por grupo. Cada face foi observada 3 vezes objetivando-se obter um valor médio de cada face, sendo realizada. As leituras dos desajustes foram realizadas em um microscópio óptico, com magnificação de 150x em um *grid* de precisão de 1 μ m. A forma de classificar os desajustes seguiu uma metodologia específica e resumidamente pode ser compreendida como: Tipo I: ausência de desajuste vertical e horizontal; Tipo II: somente desajuste horizontal, Tipo III: somente desajuste vertical e Tipo IV: presença de desajuste vertical e horizontal. Os resultados mostraram que no grupo 1 nenhum dos locais observados apresentaram uma interface ideal (tipo I). Em 65% dos locais, o desajuste foi classificado como tipo II, 0% tipo III e 35% tipo IV. Os valores médios de desajuste horizontal foram de $89.1 \pm 14.1\mu\text{m}$ e vertical de $5.6 \pm 6.4\mu\text{m}$. Para o grupo 2, apenas 6% das faces apresentaram a condição ideal (tipo I). 29% das faces foram classificadas como tipo II, 2% como tipo III e 63% como tipo IV. Os valores médios foram de $39.2 \pm 16.9\mu\text{m}$ e $11.1 \pm 8.2\mu\text{m}$ para os desajustes horizontais e verticais respectivamente. Para o grupo 3, 48% das medidas apresentaram uma interface ideal (tipo I). 20% foram classificadas como tipo II, 6% como tipo III e 26% como tipo IV. Os valores para o desajuste horizontal foram de $13.5 \pm 9.5\mu\text{m}$ e vertical de $8.0 \pm 9.3\mu\text{m}$. Por fim, para o grupo 4, 37% das medidas apresentaram uma interface considerada ideal (tipo I). 23% foram classificadas como tipo II, 65 como tipo III e 34% como tipo IV. Os valores médios de desajuste horizontal foram de $23.0 \pm 24.1\mu\text{m}$ e vertical de $7.0 \pm 3.8\mu\text{m}$. Avaliando-se os grupos conjuntamente, a média de desajuste horizontal foi significativamente maior ($41.2 \pm 15.5\mu\text{m}$) comparado com o desajuste vertical ($7.9 \pm 6.9\mu\text{m}$). Segundo os autores, os resultados apresentados não indicam uma diferença estatisticamente significativa entre os 4 grupos, a respeito do desajuste vertical, o que pode ser controverso com outros autores em função dos tipos de componentes utilizados e o métodos de obtenção dos mesmos. Quanto ao desajuste horizontal as diferenças já são mais acentuadas, incluindo o grupo em que os pilares são totalmente usinados. Além disso, para os autores o método de classificação proposto propõe padronizar a forma das análises para futuras investigações.

Barbosa et al.⁹ (2008), realizaram um estudo com objetivo de correlacionar o nível de desajuste vertical entre o pilar e o implante, com a perda do torque aplicado, através da análise dos valores do torque reverso necessário para afrouxar o parafuso do pilar. Um modelo de trabalho foi obtido a partir de uma matriz metálica com cinco implantes, conexão tipo hexágono externo e plataforma de 4,1 mm. Sobre esta matriz, quatro infra-estruturas foram enceradas utilizando pilares tipo UCLA e fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro. Os desajustes verticais foram analisados com um microscópio óptico comparador após torque de 20 Ncm. Foram realizadas 4 medidas por pilar e o maior valor de desajuste observado utilizado. O valor do torque reverso para soltura do parafuso foi realizado com um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, Brasil), sendo calculado em porcentagem, a partir do valor do torque inicial (100%). O teste de correlação de *Pearson* ($p < 0,05$), aplicado entre os valores de desajuste ($29,08 \pm 8,78 \mu\text{m}$) e as porcentagens da perda de torque ($50,71 \pm 11,37\%$), não mostrou correlação estatisticamente significativa ($p = 0,295$) entre tais fatores. Para os autores, dentro das limitações do estudo, pode ser concluído que não necessariamente grandes valores de desajustes verticais implicarão em redução acentuada do torque aplicado inicialmente.

Yuzugullu, Avci⁹⁸ (2008), realizaram um estudo com o propósito de avaliar as mudanças que ocorrem na interface pilar/implante após o procedimento de ciclagem mecânica de pilares de titânio, alumina e zircônia. Para isso, 15 implantes com conexão tipo hexágono externo e plataforma regular, foram divididos em 2 grupos testes (óxido de alumina e óxido de zircônia) e 1 grupo controle (titânio), com 5 pilares cada, sendo todos eles pilares *Procera*. O modelo para tal componente foi obtido baseando-se na forma e posicionamento de incisivo central superior. Os pilares foram fixados sobre os respectivos implante por meio de um parafuso de titânio torquado a 32 Ncm. Para padronização do local da carga (área de 3mm^2 no terço médio da face palatina), um *coping* de zircônia foi obtido também pelo sistema *Procera* e cimentado com o uso de um cimento resinoso de polimerização dual. A análise do desajuste vertical entre o implante e o pilar foi realizada em um MEV, antes e após a ciclagem mecânica dos pilares, sob magnificação de 4000x e em intervalos de 90° , iniciando-se sempre pela face vestibular. O ensaio de ciclagem foi realizado posicionando o corpo de prova em um ângulo de 30° com um plano

perpendicular ao solo, com a força variando gradativamente entre 20N e 200N numa frequência de 1 Hz, perfazendo-se um total de 42.250 ciclos. Os resultados mostraram que não houveram diferenças estatisticamente significantes referente ao valores médios de desajuste vertical dentro dos grupos e entre os grupos previamente a ciclagem dos componentes. Após a ciclagem, os valores de desajuste foram similares para as faces palatina, mesial e distal dos pilares em todos os grupos, entretanto os pilares do grupo titânio exibiram valores maiores de desajuste, com diferença estatisticamente significativa comparado aos outros grupos, quando observados em sua face palatina ($p > .05$). Dentro de cada grupo, ainda após a ciclagem dos pilares, não houve diferença entre as faces, exceto mais uma vez para o grupo titânio que demonstrou valores para a face vestibular, estatisticamente superiores ($p > .05$), quando comparados com a sua face palatina, o que segundo os autores pode estar relacionado a uma maior maleabilidade deste tipo de componente (metálico). O desajuste vertical do grupo zircônia foi relativamente inferior ao grupo alumina e titânio, antes e após a carga cíclica, mas sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p > .05$).

Do Nascimento et al.⁷² (2009), realizaram um estudo com objetivo de investigar se os repetidos torques para apertamento dos parafuso do pilar exerce alguma influencia na penetração de bactérias na interface entre o pilar e o implante. Para isso, 20 implantes com conexão tipo hexágono externo receberam pilares do tipo UCLA, com cinta pré usinada em Co-Cr, que foram divididos em 2 grupos experimentais (n=10). No grupo I os parafusos foram apertados a 32 Ncm. No grupo II os parafusos foram apertados a 32 Ncm, afrouxados e reapertados por mais duas vezes com o mesmo valor de torque. O acesso para o parafuso foi vedado com guta-percha e cianocrilato. Os corpos de prova foram então completamente imersos em meio de cultura com *S. mutans*, permanecendo assim por 14 dias. Após este período a penetração de bactérias foi checada por meio de um teste de DNA. Os resultados mostraram que a presença de *S. mutans* foi detectada em 3 das 10 amostras do grupo I e 7 das 10 amostras do grupo II. A quantidade de microorganismos encontradas em corpos de prova do grupo II foi significativamente maior. Segundo os autores, este fato pode sugerir que os repetidos procedimentos de aperto e soltura dos parafusos podem gerar algum tipo de desadaptação na região da união

parafusada, em função de eventual desgaste das estruturas aí presentes, o que favorece a penetração bacteriana.

Assunção et al.⁶ (2010), realizaram uma análise baseada em elemento finito com objetivo de avaliar qual a melhor combinação de matérias para confecção de próteses unitárias sobre implantes com diferentes padrões de adaptação sobre o implante. Para isso 2 modelos de elemento finito bi-dimensionais foram criados: Grupo A (controle), com a prótese apresentando adaptação precisa sobre o implante e Grupo B com a prótese apresentando um desajuste angular unilateral de 100µm. Cada grupo foi dividido em 5 sub-grupos de acordo com o material de confecção das próteses: 3 tipos de infra-estruturas ou pilares (liga de ouro, titânio ou zircônia) e 2 tipos de materiais de cobertura (cerâmica ou resina composta modificada). Uma vez transferidas ao *software* às características individuais de cada componente, foi simulado ao conjunto a aplicação de uma carga de 133N no lado oposto ao do desajuste vertical, 30° em relação ao longo eixo perpendicular ao solo a uma distância de 2mm deste longo eixo. Os resultados mostraram que os materiais para a supra-estrutura do implante assim como o diferente padrão de desajuste afeta a localização dos estresses em coroas unitárias implante suportadas. Na comparação entre os grupos foi observado que o grupo B apresentou valores de estresses superiores para os implantes em torno de 40% e para os parafusos de retenção em torno de 7% em relação ao grupo A. Já o grupo A apresentou valores de estresses 5% superiores ao grupo B quando avaliada a infra-estrutura da prótese. Quanto ao material de cobertura e tecido ósseo não houve diferenças estatisticamente significante entre os grupos. Na comparação apenas entre os materiais de cobertura, a porcelana produziu maior concentração de estresses na interface com a infra-estrutura quando comparada com a resina composta modificada. Quanto à distribuição de estresses nos diferentes tipos de infra-estruturas, os subgrupos que utilizaram liga de ouro mostraram uma distribuição de estresses equivalentes em todas as combinações possíveis. A combinação entre infra-estrutura de titânio e resina composta modificada foram as que exibiram uma maior concentração de estresses enquanto a combinação de infra-estrutura de zircônia e porcelana de cobertura foram as que exibiram os menores valores. Quanto à distribuição de estresse no parafuso de retenção o uso da porcelana como material de cobertura aumentou a distribuição dos estresses em todos os

grupos quando comparado com a resina composta modificada. Já sobre os implantes, maior distribuição dos estresses ocorreu na região das 4 primeiras roscas coronais e na interface de conexão com a infra-estrutura em ambos os grupos. Entretanto salienta-se que o grupo B exibiu altos valores de estresses na interface implante/próteses no lado do desajuste vertical. No tecido ósseo a maior concentração de estresses ocorreu do lado oposto ao da aplicação da carga e em ambos os grupos de forma equivalente. Segundo os autores a combinação de materiais mais rígidos na confecção das próteses implanto-suportadas, tais como porcelana/titânio e porcelana/zircônia apresentam uma combinação mais favorável para distribuição dos estresses.

Devido ao fato dos pilares *Procera* serem amplamente empregados sobre os implantes osseointegrados, De Moraes Alves da Cunha et al.⁶⁹ (2010), realizaram um estudo com o objetivo de comparar o desajuste vertical entre pilares *Procera* de zircônia (*Nobel Biocare*), montados sobre implantes com conexão do tipo hexágono externo produzidos pelo mesmo fabricante, com outras duas marcas comerciais de implantes disponíveis no mercado brasileiro. Para isso, um pilar foi montado sobre um análogo de implante (ambos *Nobel Biocare*) e submetido ao processo de escaneamento para produção de outros 24 pilares *Procera* zircônia idênticos. Estes foram divididos em 3 grupos (N=8), sendo eles GNB (*Nobel Biocare*), EC (Conexão, Sistema de Próteses) e ES (Sin, Sistema de Implantes). Uma vez posicionados sobre seus respectivos implantes, os pilares receberam seus parafusos de retenção torquados a 35 Ncm. Para análise do desajuste vertical, os corpos de prova foram submetidos a um microscópio eletrônico de varredura, sendo observados em 2 faces (a cada 180°), realizando 3 medidas por face: um central, uma da extremidade direita e uma da extremidade esquerda, totalizando 6 medidas por corpo de prova. A média dos valores das 6 medidas foi assumido como o desajuste vertical do corpo de prova. Os resultados mostraram que o grupo GNB foi o que apresentou os menores valores médios de desajuste vertical ($5.7\mu\text{m} \pm 0.39$), com diferença estatisticamente significativa para os outros 2 grupos: ES ($9.53\mu\text{m} \pm 0.52$) e EC ($10.62\mu\text{m} \pm 2.16$) que não apresentaram diferenças estatisticamente significante entre eles. Além disso, o grupo ES apresentou regiões com grandes desajustes horizontais com as maiores variações entre os valores obtidos. Segundo os autores, em função de

não haver um consenso na literatura a respeito de qual seria o nível de adaptação (ausência de desajuste vertical) ideal, não se pode dizer qual seria a extensão dos danos biológicos e/ou mecânicos causados por estes valores obtidos, sendo necessário a realização de mais estudos, preferencialmente in vivo e em humanos para possibilitar maiores esclarecimentos.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Determinar a resistência máxima de diferentes tipos de pilares sobre implantes, a fim de estabelecer o valor da carga a ser adotada durante o ensaio de carga cíclica.

3.2 Analisar comparativamente os diferentes tipos de pilares quanto à porcentagem de torque retido na união parafusada (interface implante/pilar/parafuso), antes e após ensaio de carga cíclica.

3.3 Analisar comparativamente os diferentes tipos de pilares quanto aos níveis médios de desajuste vertical entre o pilar e o implante antes e após ensaio de carga cíclica.

3.4 Analisar por meio de MEV eventuais alterações estruturais na superfície dos pilares que se assenta sobre os implantes, antes e após o procedimento de carga cíclica.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Grupos Experimentais

Para realização deste estudo, foram utilizados 45 implantes Titamax (Neodent, Curitiba – Paraná, Brasil) com conexão tipo hexágono externo nas dimensões de 3,75mm de diâmetro, plataforma protética de 4,1mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (Figura 1), que foram divididos nos seguintes grupos experimentais, conforme o pilar utilizado:

Grupo Titânio: 15 pilares tipo UCLA de titânio, tipo munhão universal, (Neodent, Curitiba – PR, Brasil).

Grupo Ouro: 15 pilares tipo UCLA com base de assentamento usinadas em ouro e corpo acrílico calcinável (Neodent, Curitiba – PR, Brasil), foram submetidos a procedimento de sobre fundição realizado pela empresa CNG-soluções protéticas, com liga de ouro tipo IV [*GOLD CERAMIC* (CNG, São Paulo-SP, Brasil)].

Grupo Zircônia: 15 pilares tipo UCLA de zircônia, (Neodent, Curitiba, PR, Brasil).

Para todos os grupos, 5 pilares foram utilizados previamente para o teste de resistência mecânica e 10 para avaliações do desajuste vertical e análise do torque reverso, antes e após ensaio de carga cíclica.

Para fixar os pilares aos implantes, 45 parafusos de titânio (Neodent, Curitiba – PR, Brasil) foram utilizados, sendo um para cada conjunto pilar/implante (Figura 2).



FIGURA 1 - IMPLANTE EM SUA EMBALAGEM COMERCIAL.



FIGURA 2 – COMPONENTES UTILIZADOS NO ESTUDO: PARAFUSO DE TITÂNIO E PILARES (OURO PREVIAMENTE A SOBREFUNDIÇÃO, APÓS A SOBREFUNDIÇÃO, ZIRCÔNIA E TITÂNIO), DA ESQUERDA PARA DIREITA.

4.2 Obtenção dos Corpos de Prova – Inclusão dos Implantes

Para a inclusão dos implantes, um tubo de PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil), foi cortado em um torno de precisão, permitindo a obtenção de cilindros com 15 mm de diâmetro e 30 mm de comprimento. Esses cilindros foram limpos, posicionados em uma bandeja de inox isolada por um lubrificante de superfície, (QZ 5111 - MAXEPOXI, São Paulo, SP, Brasil), tendo sua borda inferior vedada com cera periférica (KOTA Imports, São Paulo, SP, Brasil). Esse vedamento teve como objetivo impedir que a Resina Epóxica (Resina Araldite GY1109 / endurecedor Aradur 943 - MAXEPOXI, São Paulo, SP, Brasil) vertida no interior dos cilindros, extravasasse em sua porção inferior. A resina e o endurecedor foram manipulados na proporção de 5:1 em volume, segundo recomendação do fabricante, de forma lenta, evitando a inclusão de bolhas na mistura e vertida lentamente no interior de cada cilindro, utilizando suas paredes laterais. Uma vez o cilindro preenchido por completo, aguardava-se um período de 30 minutos em bancada para posterior introdução em estufa a 70° Celsius (°C), permanecendo em seu interior por um período de 4 horas até o completo endurecimento do material (Figura 3). Esta resina epóxica foi utilizada, uma vez que a norma ISO 14801-2007⁴², adotada para realização dos testes laboratoriais, exige um material para inclusão dos implantes com módulo de elasticidade acima de 3 GPa, semelhante ao do tecido ósseo humano.

Após o endurecimento, foi realizada uma perfuração da superfície da resina, a fim de permitir a inclusão do implante em seu interior. Esta perfuração teve como guia um dispositivo confeccionado em torno de precisão que se encaixava perfeitamente nas paredes laterais do cilindro e permitia a penetração de uma broca de 4.4mm de diâmetro (modelo: DW131164B, DeWALT, BLACK&DECKER do Brasil, Uberaba-MG, Brasil) exatamente no centro da superfície da resina (Figuras 4, 5 e 6).

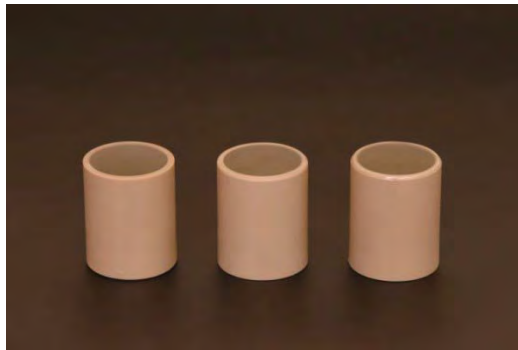


FIGURA 3 - CILINDROS DE PVC CORTADOS E PREENCHIDOS COM RESINA EPÓXICA.



FIGURA 4 – PROCEDIMENTO PARA PERFURAÇÃO DOS CILINDROS DE PVC PREENCHIDOS COM RESINA EPÓXICA.

Após esta perfuração, um dispositivo metálico, em forma de um “tripé” foi utilizado para posicionar o implante no centro do orifício criado para sua inclusão (Figura 7 e 8). Esse dispositivo permitia ainda um posicionamento da plataforma do implante 3 mm acima do nível da resina, simulando uma situação crítica de reabsorção da crista óssea, conforme orientação da norma ISO adotada. Uma barreira de silicona por condensação (Oralwash L, Zhermack, Badia Palesine, RO, Itália) foi confeccionada ao redor do implante na porção correspondente aos 3 mm de reabsorção a fim de evitar que a resina de fixação do implante extravasasse sobre sua superfície (Figura 9). Deste modo, este dispositivo assegurou que os implantes fossem incluídos concentricamente e com uma profundidade padronizada (Figura 10). Para tal procedimento, uma pequena quantidade da resina Epóxica foi manipulada nas mesmas proporções acima citada e foi pincelada na superfície externa do implante e dispensada no interior do orifício criado. O implante era então introduzido no orifício, enquanto ligeira quantidade de resina extravasava ao seu redor. Parte deste excesso era então removido, enquanto aguardava-se 30 minutos em bancada, previamente a introdução da resina em estufa por mais 4 horas a 70°C. Uma vez removidos da estufa, os implantes incluídos estavam prontos para os testes.

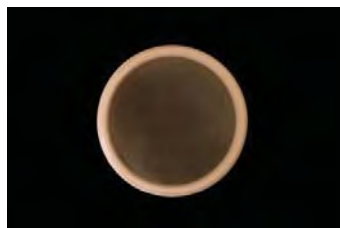


FIGURA 5 - SUPERFÍCIE DA RESINA INCLUÍDA NO CILINDRO DE PVC PREVIAMENTE



FIGURA 6 - PERFURAÇÃO NA RESINA PARA COLOCAÇÃO DO IMPLANTE.



FIGURA 7 - TRIPÉ POSICIONANDO O IMPLANTE NO CENTRO DO CILINDRO COM A RESINA.



FIGURA 8 - VISTA LATERAL DO POSICIONAMENTO.

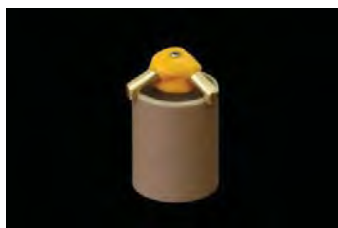


FIGURA 9 - BARREIRA DE SILICÔNICA.



FIGURA 10 - 3 mm DE REABSORÇÃO ÓSSEA SIMULADA.

4.3 Ensaio Mecânico de Resistência

Esse ensaio laboratorial teve como objetivo avaliar a resistência máxima dos corpos de prova (conjunto implante/pilar/parafuso) em todos os grupos propostos a fim de definir a quantidade de carga a ser utilizada no procedimento de ciclagem mecânica. Para sua realização foi utilizado um total de 15 corpos de prova, sendo 5 pilares de cada grupo e seus respectivos parafusos. Os pilares foram posicionados sobre os implantes e foram parafusados com o devido torque recomendado pelo fabricante, sendo 32 Ncm para os pilares metálicos e 20 Ncm para os pilares de zircônia. Uma vez realizado o parafusamento do pilar, uma esfera metálica foi cimentada sobre o pilar, por meio de um cimento de caráter provisório (Provy-Dentispil, Catantuva, SP, Brasil) e o corpo de prova inserido em um dispositivo metálico especificamente confeccionado para este fim e posicionado adequadamente na máquina de ensaios mecânicos MTS 810 (*Material Test System, Edem praire, MN, USA*) (Figura 11). Este dispositivo permitia que o corpo de prova ficasse com uma angulação de $30^{\circ} \pm 2^{\circ}$ em relação a um eixo perpendicular ao solo, simulando um dente ântero-superior na arcada dentária. Durante o teste, foi aplicada uma

força compressiva ao conjunto de 5 N, de forma unidirecional, com velocidade de 0,5mm/minuto^{67, 75}, até a ocorrência de falha no pilar, parafuso e/ou implante, identificada por meio de um estalido audível (fratura de algum componente) ou após uma inversão na curva de resistência do conjunto, identificada no computador pelo *software* do teste⁹⁶. O teste seguiu as recomendações da norma ISO 14801-2007⁴² (Figura 12).

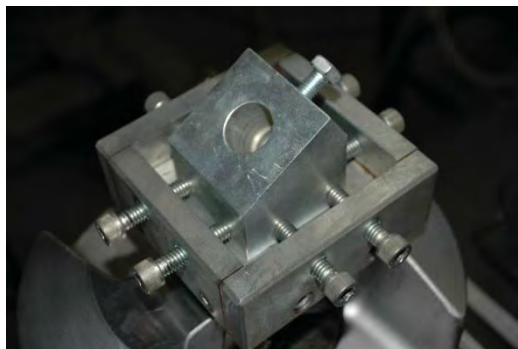


FIGURA 11 - DISPOSITIVO PARA POSICIONAMENTO DO CORPO DE PROVA NA MÁQUINA DE ENSAIOS.



FIGURA 12 - POSICIONAMENTO DE CORPO DE PROVA DE ACORDO COM NORMA ISO 14801-2007.

A segunda fase do estudo, apresentada a seguir e relacionada ao comportamento biomecânico dos componentes teve como objetivo a aferição dos valores de torque reverso dos parafusos dos pilares e do desajuste vertical entre o pilar e o implante, antes e após ensaio de carga cíclica. Para isso, mais 30 implantes incluídos em cilindros com resina, 10 pilares de cada grupo e seus respectivos parafusos passaram por etapas prévias antes destas análises propriamente ditas.

4.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Realizada no DEMA (Departamento de Engenharia de Materiais), localizado na Universidade Federal de São Carlos – SP, (UFSCar), por meio de um microscópio eletrônico de varredura- Philips XL 30 FEG (Company, Hillsboro, OR, USA), as observações em MEV tiveram como objetivo tentar identificar eventuais alterações que pudessem ocorrer durante os testes, na estrutura dos pilares utilizados. Os pilares foram observados no hexágono interno de sua base

de assentamento sobre os implantes, a procura de amassamentos ou ranhuras provenientes do ensaio de carga cíclica.

Esta análise em MEV foi realizada em 2 momentos distintos do trabalho: (I) imediatamente após a remoção dos pilares e parafusos da embalagem do fabricante, uma vez que neste momento os componentes mantinham sua integridade e (II) após a realização do ensaio de carga cíclica. As imagens em MEV foram feitas com aumentos variados, de acordo com a identificação das alterações encontradas.

É importante salientar que previamente a segunda etapa da MEV, os corpos de prova foram submetidos a um procedimento de limpeza com jatos de ar, com objetivo de eliminar eventuais debris que poderiam ter se acumulado sobre sua superfície, proveniente da manipulação destes componentes e de desgastes das superfícies contactantes durante a realização dos testes. Além disso, as superfícies dos pilares de zircônia tiveram que ser pulverizadas com uma fina camada de ouro para propiciar melhor condução dos elétrons e consequentemente melhor qualidade nas imagens.

4.5 Registro do Torque Reverso Inicial (pré-ciclagem)

Para a sequência de apertamento do parafuso, os corpos de prova foram individualmente posicionados em um dispositivo-suporte que permitia o seu adequado alinhamento com o dispositivo aplicador de torque - Torquímetro Digital Portátil TQ-680 (Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil), assegurando a aplicação de uma força de apertamento precisa e reproduzível em cada parafuso.

Inicialmente, com a chave de apertamento assentada sobre a cabeça do parafuso, um torque de 32 Ncm para os pilares metálicos e 20 Ncm para os pilares de zircônia foi lentamente aplicado por um operador calibrado (Figuras 13 e 14). Após 10 minutos um retorque com o mesmo valor era então aplicado com o objetivo de minimizar o efeito de acomodação inicial entre as superfícies contactantes (*embedment relaxation*) para obtenção uma pré-carga ideal^{43, 87}.



FIGURA 13 - TORQUE APLICADO PARA OS PILARES METÁLICOS (32 Ncm).



FIGURA 14 - TORQUE APLICADO PARA O PILAR DE ZIRCÔNIA (20 Ncm).

Para a análise da pré-carga gerada, o valor do torque reverso, necessário para afrouxar o parafuso, foi assumido como a medida da pré-carga remanescente²⁸. Assim, após aguardar 5 minutos da realização do retorque, o parafuso era afrouxado e o pico do valor obtido anotado para ser submetido às análises estatísticas.

Um minuto após esta seqüência, um novo ciclo de apertamento do parafuso se iniciava. Entretanto esse tendo como objetivo aferir o valor de torque reverso somente após o procedimento de ciclagem mecânica dos pilares. Assim, um novo torque era então aplicado a união parafusada, com os mesmo valores acima, recomendados pelo fabricante dos componentes. Aguardavam-se mais 10 minutos e um retorque era novamente aplicado ao parafuso com o mesmo valor.

Ao final desta seqüência de apertamento, previamente a realização do ensaio de carga cíclica, o corpo de prova era então submetido a análise em microscópio óptico para aferir o padrão de adaptação entre os pilares e os implantes, através da observação do desajuste vertical entre tais componentes.

4.6 Avaliação do Desajuste Vertical

Esta análise foi realizada em microscópio óptico, acoplado a um computador para obtenção de imagens digitais (LEICA M80, Heerbrugg, Switzeland) em dois momentos distintos do estudo: (I) imediatamente após a

segunda sequência de torque e retorque do parafuso do pilar, e (II) imediatamente após o carregamento cíclico dos corpos de prova.

A leitura deste desajuste foi realizada ao redor do componente em intervalos de 90° entre os pontos de observação, sendo então realizada 4 medições por corpo de prova: faces “A”, “B”, “C” e “D”. As faces “A” e “C” eram diametralmente opostas e foram submetidas a esforços diferentes durante a ciclagem dinâmica, como será explicado mais adiante (Figuras 15 e 16). O corpo de prova era posicionado no microscópio através de uma matriz de silicóna (Zetaplus, Zhermack, Badia Palesine, RO, Itália) e análise de cada ponto foi realizada 3 vezes, visando se ter uma média aritmética dos valores obtidos em cada leitura^{24, 54}, com uma magnificação da imagem de 60x (Figura 17). Para identificarmos o local da análise, uma broca esférica ¼ (SS WHITE Burs Inc. Lakewood, NJ, USA) foi utilizada para fazermos uma pequena perfuração na superfície lateral da plataforma do implante, a cada 90°, previamente a montagem dos pilares sobre os mesmos. Para quantificar o desajuste vertical, foi seguido o método proposto por Kano et al.⁵⁴ onde tem-se como referência o ponto mais externo do implante, não considerando o bisel ou chanfro, proveniente do seu processo de usinagem (Figura 18).



FIGURA 15 - IDENTIFICAÇÃO DAS FACES DE ANÁLISE.



FIGURA 16 - POSICIONAMENTO DO PILAR PARA AFERIÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL.



FIGURA 17 - MICROSCÓPIO PARA AFERIÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL.

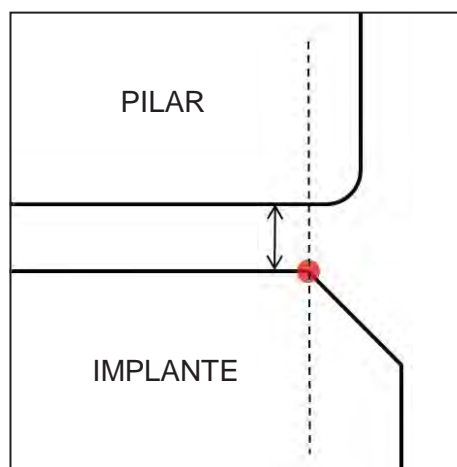


FIGURA 18 - O PONTO VERMELHO REFERE-SE AO PONTO MAIS EXTERNO DO IMPLANTE. (ADAPTADO DE KANO ET AL.⁵⁴).

4.7 Ensaio Mecânico de Fadiga – Ciclagem Dinâmica

Para o procedimento de ciclagem, os corpos de prova foram posicionados na máquina de ensaios MTS 810, através do uso do mesmo dispositivo metálico descrito anteriormente no ensaio de resistência mecânica.

O dispositivo confeccionado para alojar os corpos de prova durante os testes estava fixado no ramo inferior da máquina de ensaios, enquanto no ramo superior estava acoplada uma célula de carga de 10kN, e em sua extremidade um pistão metálico para aplicação da força compressiva. Conforme a norma ISO 14801, a carga foi aplicada a uma distância de $11 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$ do ponto de fixação do implante, com uma inclinação de $30^\circ \pm 2^\circ$ em relação ao longo eixo do mesmo. Para padronização da distância, uma coroa experimental metálica em forma de meia-esfera, com uma abertura de acesso para o parafuso de retenção, foi cimentada (Provy - Dentispily, Catantuva, SP, Brasil) sobre os pilares, resultando em um único ponto de carregamento com o mesmo braço de alavanca.

Todos os corpos foram posicionados de forma que a face “A”, denominada assim para facilitar os procedimentos de microscópica óptica e posicionamento dos corpos de prova na máquina de ensaios, estava sempre voltada para baixo, simulando a face vestibular de um dente ântero- superior, enquanto a face “C” estava sempre voltada para cima, simulando a face palatina do mesmo dente ântero-superior. Desta forma, entende-se que tais faces foram submetidas a esforços diferentes. A face “A” submetida a um esforço

compressivo, o que poderia gerar um suposto fechamento da interface pilar/implante durante os testes, enquanto a face “C” submetida a um esforço de tração poderia apresentar uma abertura da interface pilar/implante (Figuras 19, 20 e 21).



FIGURA 19 - CICLAGEM DE PILAR DE ZIRCÔNIA.



FIGURA 20 - CICLAGEM DE PILAR DE TITÂNIO.

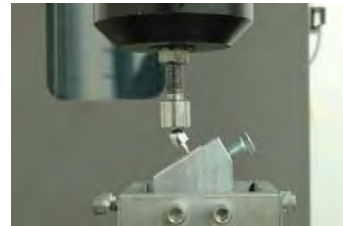


FIGURA 21 - CICLAGEM DE PILAR DE OURO.

A estipulação da força utilizada durante o procedimento de ciclagem mecânica tem sido difícil de ser estabelecida, visto a variedade dos dados presentes na literatura^{7, 12, 35, 56, 73, 77, 94}. Diante destas variações, neste estudo, uma carga compatível com a resistência mecânica estática do conjunto implante/pilar/parafuso foi adotada. Convencionou-se adotar 40% da força máxima necessária para ocasionar um dano permanente ao conjunto representado pelo grupo do pilar de menos resistência, sendo este valor considerado conservativo, principalmente no que se refere a danos permanentes na região da união parafusada a ser avaliada³⁵.

A quantidade de carga aplicada durante o ensaio de fadiga foi então calculada, com base nos resultados do teste de resistência estática, sendo estabelecido um carregamento cíclico com força variando entre 11N e 211N. A frequência de 15 Hz foi utilizada na ciclagem⁴², perfazendo um total de 500.000 ciclos, o que representa 20 meses de função simulada³¹.

4.8 Registro do Torque Reverso Final (pós-ciclagem)

Uma vez o ensaio mecânico finalizado, o conjunto implante/pilar/parafuso foi submetido à aferição do desajuste vertical pós-ciclagem para então o parafuso do pilar ser submetido ao torque reverso, aferindo-se a quantidade de pré-carga remanescente em cada união parafusada, sendo esta aferição realizada pelo mesmo torquímetro acima citado e realizada

no mesmo dispositivo suporte. Deve-se salientar também que os valores do torque reverso (pré-carga) foram calculados como uma porcentagem do torque aplicado para determinar a eficácia de manutenção da pré-carga dos dois tipos de parafuso do pilar, como segue:

$$\text{Pré-carga inicial (\%)} = (\text{torque reverso pré-ciclagem}) / (\text{torque aplicado}) \times 100$$
$$\text{Pré-carga final (pós-ciclagem) (\%)} = (\text{torque reverso pós-ciclagem}) / (\text{torque aplicado}) \times 100$$

Mais uma vez, os valores obtidos foram anotados para serem submetido às análises estatísticas e conseqüente obtenção dos resultados.

4.9 Metodologia Estatística

Uma análise de variância um fator: tipo de pilar (Titânio, Ouro e Zircônia) foi utilizada para examinar a resistência.

A avaliação da porcentagem de torque retido realizou-se por uma análise de variância de dois fatores: tipo de pilar e ciclagem, sendo a ciclagem um fator de medidas repetidas.

Finalmente, a avaliação de desajuste vertical realizou-se por uma análise de variância de três fatores: tipo de pilar, ciclagem (pré-ciclagem e pós-ciclagem) e face de medição (A, B, C e D) sendo esses dois últimos fatores de medidas pareadas.

Sempre que uma análise de variância tenha mostrado efeitos significativos, o teste de *Tukey* para comparações múltiplas foi usado para identificar as significâncias.

As condições de normalidade dos resíduos e de homogeneidade de variância foram provadas, pelo menos aproximadamente, pelos testes de *Shapiro-Wilk* e de *Levene*, respectivamente. No caso de medidas repetidas, a condição de esfericidade foi provada pelo teste de *Mauchly*. Em todos os procedimentos estatísticos, adotou-se o nível de significância de 5%.

5 RESULTADO

5.1 Análise da Resistência Mecânica dos Pilares

Na Tabela 1 são dadas as médias e desvios padrão de resistência dos corpos de prova (conjunto implante/pilar/parafuso) em Newton (N) de acordo com os 3 tipos de pilares estudados. A análise de variância indicou significância ($p < 0,001$) do tipo de pilar, tendo o teste de *Tukey* identificado que a média dos pilares de ouro foi significativamente maior ($p < 0,001$), sendo as outras médias dos pilares equivalentes entre si.

Tabela 1 – Médias e desvios padrão (DP) de resistência, em N

Tipo de pilar	Média	DP
Titânio	588,0	59,9
Ouro	910,2 *	53,5
Zircônia	527,4	55,4

* Média significativamente maior (teste *Tukey*: $p < 0,001$)

Durante o ensaio estático de resistência, nos grupos representados pelos pilares de titânio e ouro, a falha em todos os casos (100%) foi relacionada a deformações dos componentes que compõem a união parafusada, evidenciada principalmente por deformação no implante (região exposta além da inclusão em resina) e nos parafuso de retenção dos pilares (Figuras 22 a 25).



FIGURA 22 - PILAR DE OURO APÓS TESTE DE RESISTÊNCIA ESTÁTICA.



FIGURA 23 - PILARES DE TITÂNIO APÓS TESTE DE RESISTÊNCIA ESTÁTICA.



FIGURA 24 - DEFORMAÇÃO DO IMPLANTE, NA REGIÃO DO SEU PESCOÇO. FIGURA 25 - DEFORMAÇÃO DO PARAFUSO.

Já no grupo representado pelos pilares de zircônia, em 100% deles as falhas ocorridas foram do tipo catastrófico, com fratura do pilar entre a base de assentamento da cabeça do parafuso no interior do pilar e a base de assentamento do pilar sobre o implante. Entretanto algum grau de deformação no pescoço do implante também foi identificado (Figuras 26 e 27).



FIGURA 26 - PILAR DE ZIRCÔNIA E LINHA DE FRATURA ENTRE PARAFUSO E A PLATAFORMA DO IMPLANTE. FIGURA 27 - FRATURA COMPLETA EM PILAR DE ZIRCÔNIA.

5.2 Análise do Torque Retido na União Parafusada

Na Tabela 2 estão expostas as médias e desvios padrão de torque retido na união parafusada, definido pela porcentagem do torque aplicado de 32 Ncm para os pilares de titânio e de ouro e de 20 Ncm para o pilar de zircônia. As médias amostrais de porcentagem de torque retido estão representadas no Gráfico 1, juntamente com intervalos de confiança de 95%.

A análise de variância apontou efeitos significativos de ciclagem ($p < 0,001$) e da interação ciclagem x tipo de pilar ($p = 0,029$) sobre o torque retido. O teste de *Tukey* foi aplicado para a explicação da significância da interação, ao nível de significância de 5%, com o resultado resumido na Tabela 2. Então, na pré-ciclagem as médias de porcentagem de torque retido eram equivalentes, todas diminuindo após a ciclagem. A menor diminuição foi da média do pilar de titânio e a maior do pilar de zircônia, enquanto a média do pilar de ouro apresentou uma diminuição de torque retido intermediária, não diferindo significativamente dos outros dois tipos de pilares.

Tabela 2 – Médias e desvios padrão (DP) de porcentagem de torque retido

Tipo de pilar	Pré-ciclagem		Pós-ciclagem	
	Média	DP	Média	DP
Titânio	91,69 ^{A a}	4,95	84,25 ^{B b}	4,94
Ouro	89,78 ^{A a}	4,26	81,59 ^{B ab}	7,00
Zircônia	91,10 ^{A a}	3,48	75,35 ^{B a}	7,66

Médias acompanhadas de diferentes letras maiúsculas na mesma linha são significativamente diferentes (teste de *Tukey*: $p > 0,05$)

Médias acompanhadas de diferentes letras minúsculas na mesma coluna são significativamente diferentes (teste de *Tukey*: $p > 0,05$)

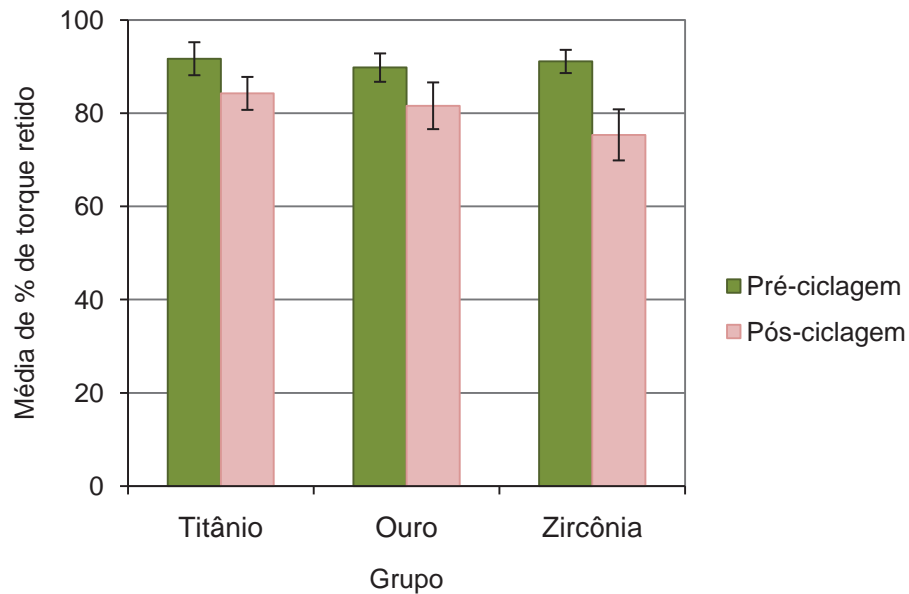


GRÁFICO 1 - Médias amostrais de porcentagem de torque retido (colunas) e intervalos de confiança de 95% (barras)

5.3. Análise do Desajuste Vertical

Na Tabela 3 são mostradas as médias e desvios padrão de desajuste vertical, em Micrômetros (μm), de acordo com o tipo de pilar, face de medição e se obtidas antes (pré-ciclagem) ou após carregamento (pós-ciclagem). No Gráfico 2 estão representadas as médias amostrais da Tabela 3 e intervalos de confiança de 95% para as médias.

A análise de variância identificou somente efeito significativo ($p < 0,001$) no tipo de pilar sobre o desajuste vertical. Após a aplicação do teste de *Tukey*, observou-se que a média dos pilares de ouro foram às maiores, as dos pilares de zircônia as menores e as dos pilares de titânio intermediárias.

Tabela 3 – Médias e desvios padrão (DP) de desajuste vertical, em μm

Tipo de pilar	Local de medição	Pré-ciclagem		Pós-ciclagem	
		Média	DP	Média	DP
Titânio	A	8,47	3,53	8,36	2,97
	B	9,36	4,58	8,78	3,76
	C	8,18	3,71	8,19	3,01
	D	8,04	3,63	8,85	3,39
Ouro	A	15,29	3,38	15,02	3,73
	B	15,47	3,21	15,15	3,68
	C	15,96	4,66	14,91	4,39
	D	14,19	2,54	13,46	2,72
Zircônia	A	5,87	2,53	5,87	3,44
	B	4,31	2,86	4,98	3,17
	C	5,30	2,17	6,26	2,50
	D	6,01	2,59	6,52	2,32

OBS: Médias dos pilares zircônia < Médias dos pilares titânio < Médias dos pilares ouro (Tukey: $p < 0,05$)

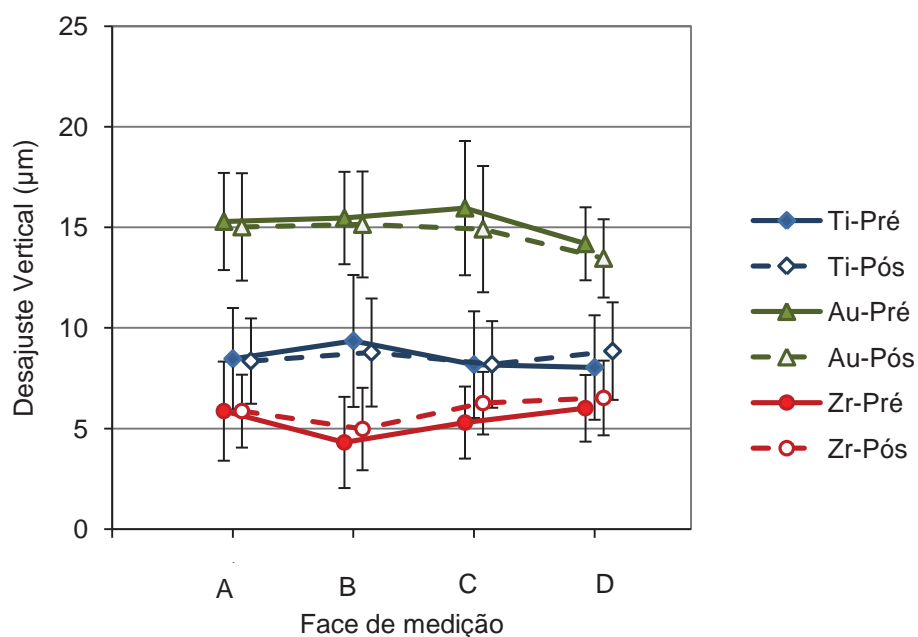


GRÁFICO 2 – Médias amostrais de desajuste vertical e intervalos de confiança de 95% (barras)

As imagens abaixo representam como foram realizadas as medidas no microscópio óptico, assim como foram estabelecidos os valores de desajuste vertical. Nestas imagens, assim como baseado nos valores obtidos,

fica evidente que o procedimento de sobre fundição proporciona irregularidades superficiais nos pilares de ouro, não evidentes nos pilares de titânio e zircônia (Figuras 28 a 31).



FIGURA 28 - AFERIÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL EM PILAR DE TITÂNIO. A ESQUERDA DA INTERFACE O IMPLANTE E A DIREITA O PILAR. (AUMENTO: 60x)

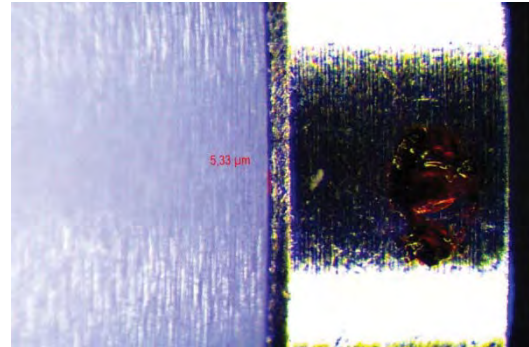


FIGURA 29 - AFERIÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL EM PILAR DE ZIRCÔNIA. A ESQUERDA DA INTERFACE O PILAR E A DIREITA O IMPLANTE. (AUMENTO: 60x)

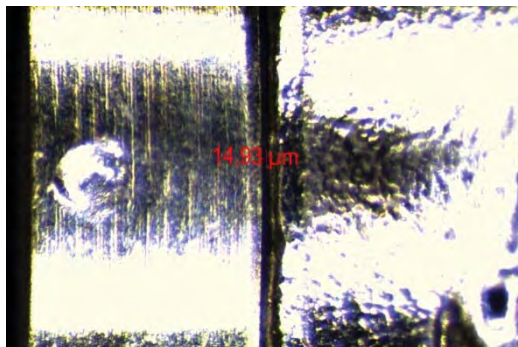


FIGURA 30 - AFERIÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL EM PILAR DE OURO. A ESQUERDA DA INTERFACE O IMPLANTE E A DIREITA O PILAR. (AUMENTO: 60x)

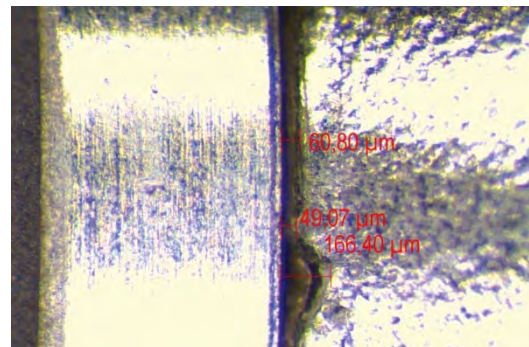


FIGURA 31 - OBSERVAÇÃO DE PILAR DE OURO EM UMA FACE QUALQUER E SUAS IRREGULARIDADES. (AUMENTO: 60x)

5.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A análise das imagens obtidas por MEV, antes e após a realização do ensaio de carga cíclica, embora não foram submetidas à análise estatística, foram capazes de mostrar alterações que ocorrem nos pilares quando estes são submetidos à função, neste caso função mastigatória simulada, mas que permitem extrapolações clínicas.

Independente do tipo de pilar analisado, as imagens obtidas previamente ao carregamento cíclico exibem integridade das superfícies que se relacionam com as dos implantes. Já após o carregamento, alterações estruturais foram observadas na base dos pilares, ocorrendo quase que sempre nas paredes laterais da porção interna do seu hexágono, região que fica em contato com o encontro de 2 vertentes do hexágono externo presente na plataforma do implante. As imagens abaixo ilustram de forma abrangente as alterações encontradas (Figuras 32 a 56).

5.4.1 Pilares de Titânio

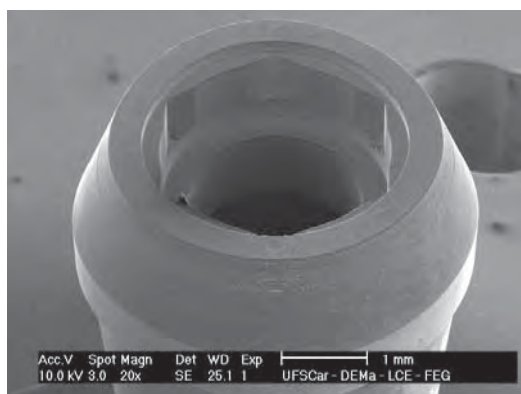


FIGURA 32 - BASE DE ASSENTAMENTO PREVIAMENTE AO ENSAIO DE CARGA CÍCLICA. (AUMENTO: 20x)

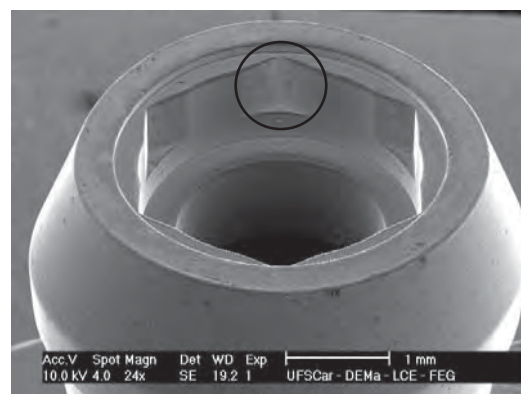


FIGURA 33 - BASE DE ASSENTAMENTO APÓS ENSAIO DE CARGA CÍCLICA. ALTERAÇÃO SUPERFICIAL (CÍRCULO). (AUMENTO: 24x)

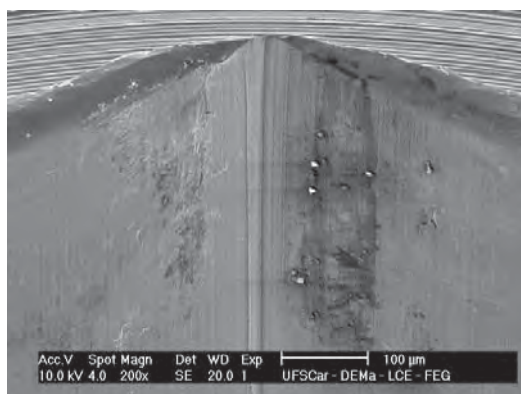


FIGURA 34 - OBSERVAÇÃO EM MAIOR AUMENTO DA FIGURA 33. DESGASTES DA SUPERFÍCIE DE CONTATO. (AUMENTO: 400x)

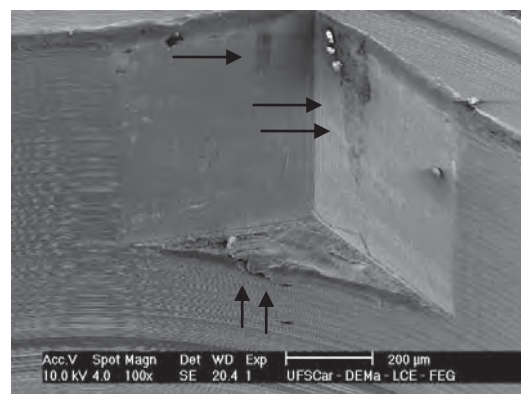


FIGURA 35 - OUTRO PILAR COM DESGASTES (SETAS HORIZONTAIS) E AMASSAMENTOS ACENTUADOS COM PERDA DE ESTRUTURA (SETAS VERTICAIS). (AUMENTO: 100x)

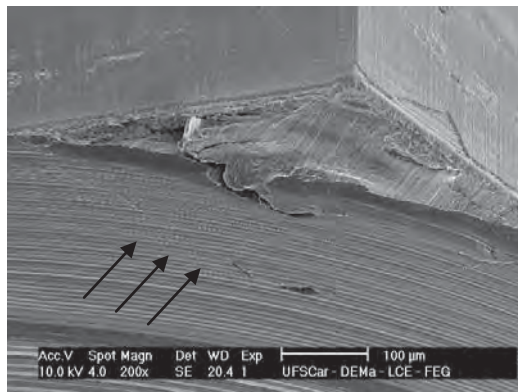


FIGURA 36 - OBSERVAÇÃO EM MAIOR AUMENTO DA FIGURA 35. ALEM DOS AMASSAMENTOS, PRESENÇA DE TRINCAS (SETAS). (AUMENTO: 200x)

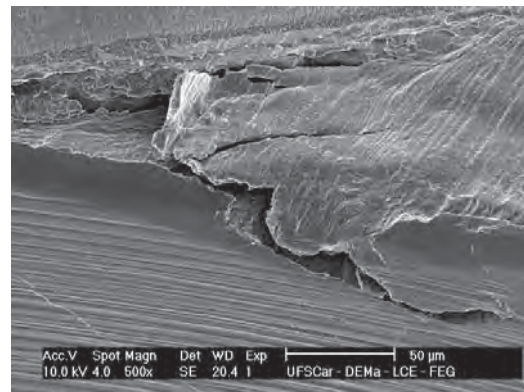


FIGURA 37 - OBSERVAÇÃO EM MAIOR AUMENTO DA FIGURA 36, EVIDENCIANDO A PERDA DE ESTRUTURA NA ÁREA DOS AMASSAMENTOS. (AUMENTO: 500x)

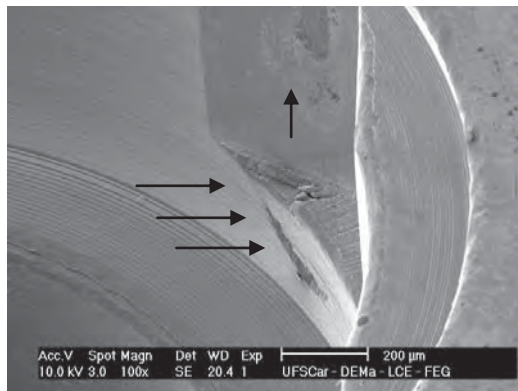


FIGURA 38 - OUTRO PILAR COM DESGASTES (SETA VERTICAL) E AMASSAMENTOS ACENTUADOS COM PERDA DE ESTRUTURA (SETA HORIZONTAL). (AUMENTO: 100x)



FIGURA 39 - OBSERVAÇÃO EM MAIOR AUMENTO DA FIGURA 38. AMASSAMENTOS COM PERDA DE ESTRUTURA. (AUMENTO: 500x)

5.4.2 Pilares de Ouro

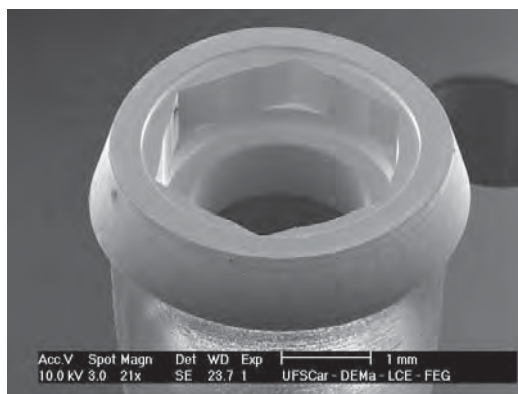


FIGURA 40 - PILAR COM BASE DE ASSENTAMENTO USINADA EM OURO, PREVIAMENTE A SOBRE FUNDIÇÃO. (AUMENTO: 21x)

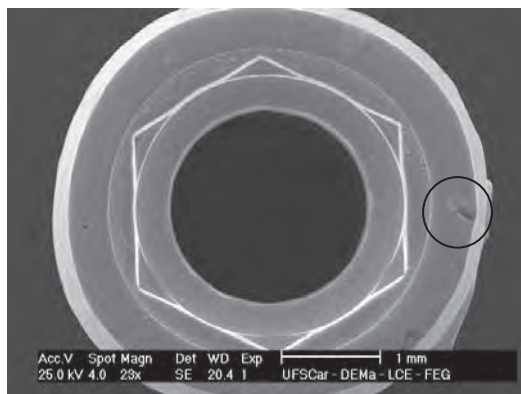


FIGURA 41 - PILAR APÓS SOBRE FUNDIÇÃO, PREVIAMENTE AO ENSAIO CÍCLICO. PRESENÇA DE BOLHA (CIRCULO). (AUMENTO: 23x)

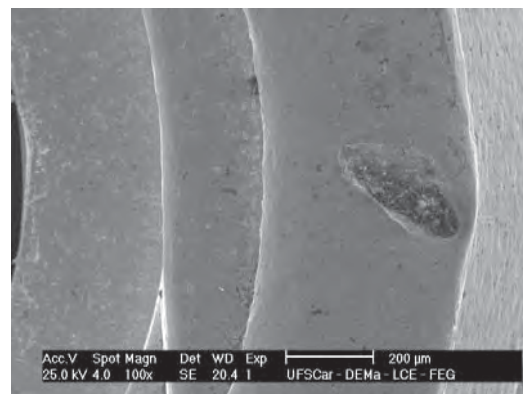


FIGURA 42 - IMAGEM ANTERIOR EM MAIOR AUMENTO (100X).

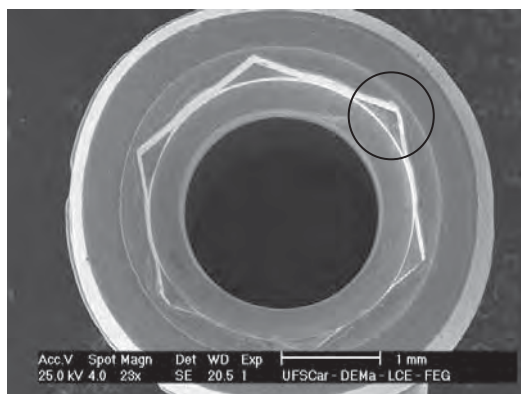


FIGURA 43 - OUTRO PILAR PREVIAMENTE AO ENSAIO CÍCLICO. ÁREAS DISFORMES (CIRCULO). (AUMENTO: 23x)

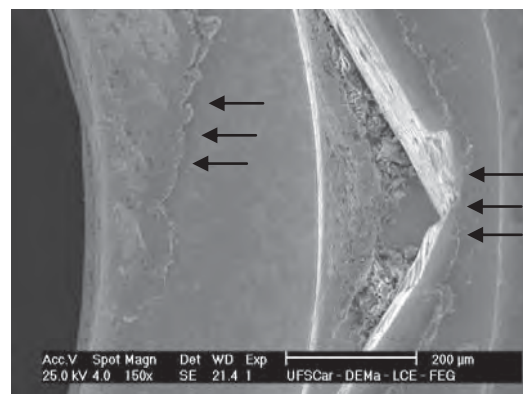


FIGURA 44 - IMAGEM ANTERIOR EM MAIOR AUMENTO. REGIÃO DO HEXÁGONO DISFORME E PERDA DA LISURA SUPERFICIAL (SETAS). (AUMENTO: 150x)

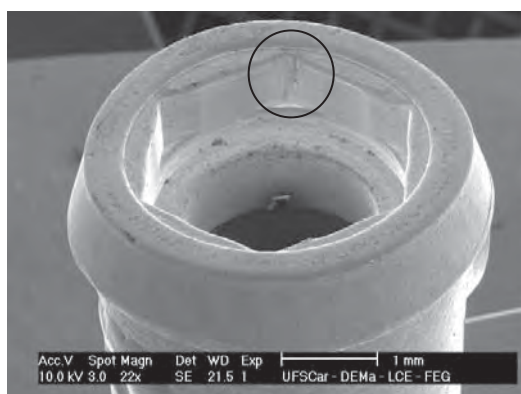


FIGURA 45 - OUTRO PILAR APÓS CARGA CÍCLICA, COM DEFEITOS SUPERFICIAIS (CIRCULO). (AUMENTO: 22x)

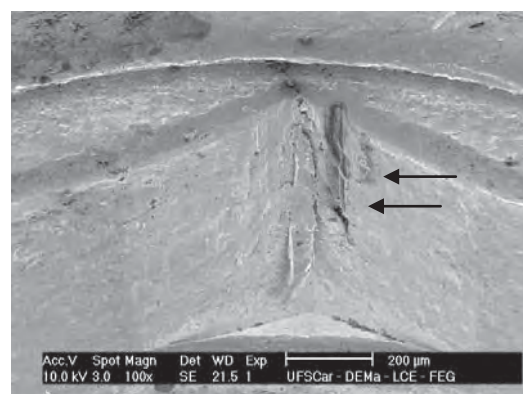


FIGURA 46 - IMAGEM ANTERIOR EM MAIOR AUMENTO. TEXTURA SUPERFICIAL IRREGULAR, DESGASTES E AMASSAMENTOS (SETAS). (AUMENTO: 100x)

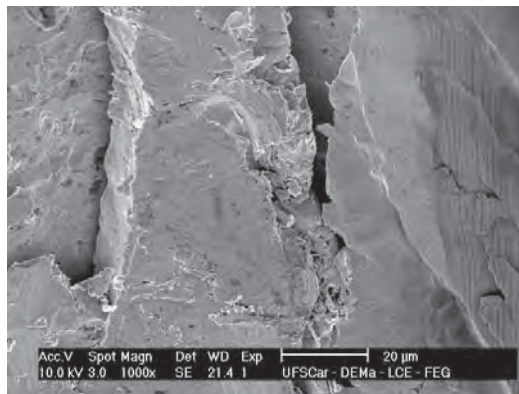


FIGURA 47 - IMAGEM ANTERIOR EM MAIOR AUMENTO. AMASSAMENTOS, RACHADURAS E PERDA DE ESTRUTURA. (AUMENTO: 1000x)

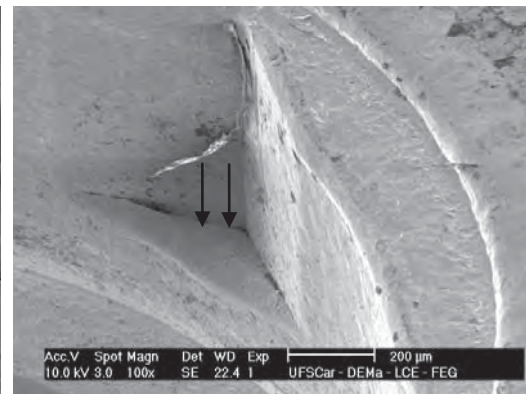


FIGURA 48 - OUTRO PILAR APÓS CARGA CÍCLICA, COM AMASSAMENTO NO BATENTE DE ASSENTAMENTO SOBRE O HEXÁGONO DO IMPLANTE (SETA) (AUMENTO: 100x)

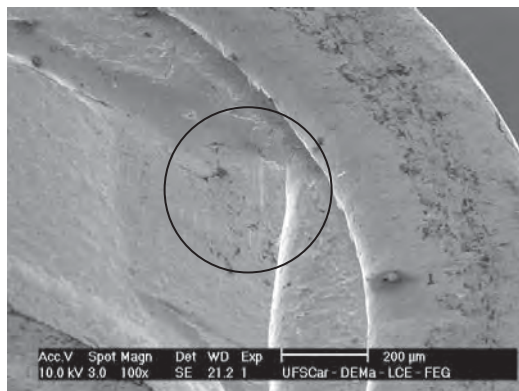


FIGURA 49 - OUTRO PILAR COM AMASSAMENTOS (CIRCULO) E TEXTURA IRREGULAR DA BASE DE ASSENTAMENTO. (AUMENTO: 100x)

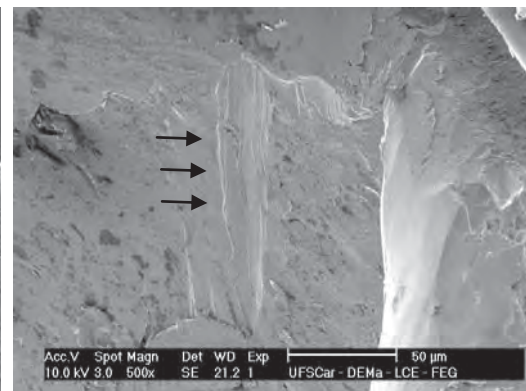


FIGURA 50 - IMAGEM ANTERIOR EM MAIOR AUMENTO EVIDENCIANDO AMASSAMENTO (SETAS) E TEXTURA IRREGULAR. (AUMENTO: 500x)

5.4.3. Pilares de Zircônia

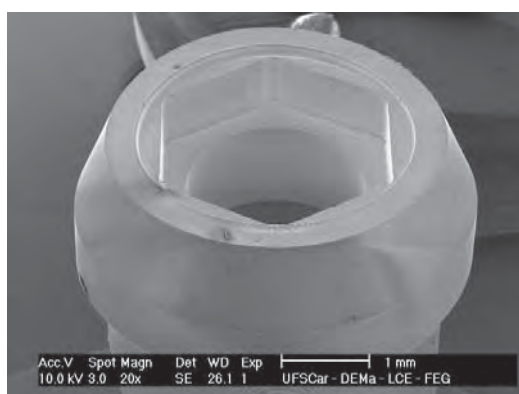


FIGURA 51 - BASE DE ASSENTAMENTO PREVIAMENTE AO ENSAIO DE CARGA CÍCLICA. (AUMENTO: 20x)

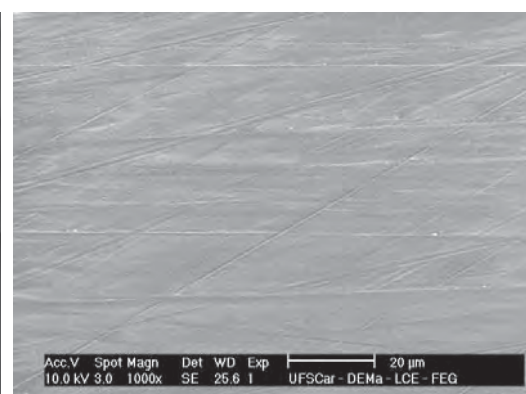


FIGURA 52 - OBSERVAÇÃO APROXIMADA PREVIAMENTE A CARGA CÍCLICA. MARCAS DA USINAGEM DO MATERIAL. (AUMENTO: 1000x)

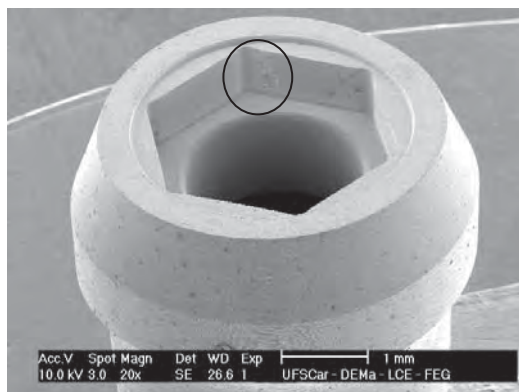


FIGURA 53 - APÓS ENSAIO CÍCLICO. MARCAS DE DESGASTES (CIRCULO). (AUMENTO: 20x)

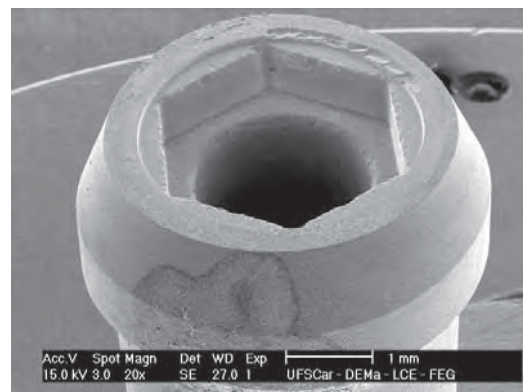


FIGURA 54 - OUTRO PILAR APÓS ENSAIO CÍCLICO. FRATURA EXTENSA NA BORDA DE ASSENTAMENTO (SETAS). (AUMENTO: 20x)

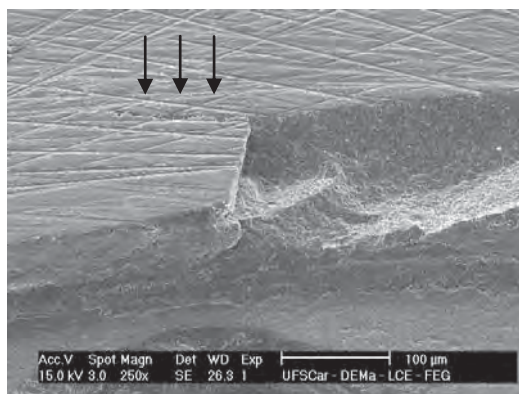


FIGURA 55 - IMAGEM ANTERIOR EM MAIOR AUMENTO. BORDA FRATURADA E PROPAGAÇÃO DE TRINCA (SETAS). (AUMENTO: 250x)

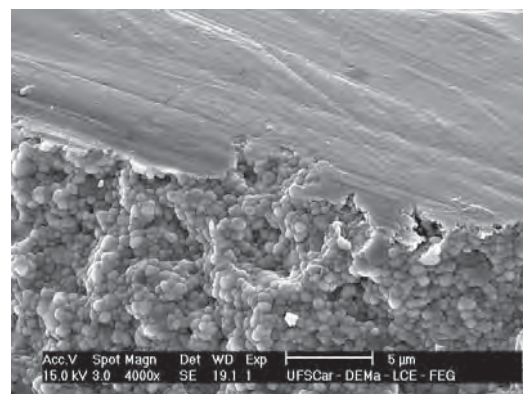


FIGURA 56 - OBSERVAÇÃO DA BORDA FRATURADA DA IMAGEM ANTERIOR EM GRANDE AUMENTO. EXPOSIÇÃO DOS CRISTAIS DE ZIRCÔNIA ABAIXO DA SUPERFÍCIE USINADA. (AUMENTO: 160x)

6 DISCUSSÃO

A estabilidade da união parafusada (interface entre implante/pilar/parafuso) é condição fundamental para sucesso e longevidade dos tratamentos baseados nesta modalidade terapêutica para reposição de dentes perdidos. O afrouxamento do(s) parafuso(s) que mantém as partes acima unidas pode ser considerado como o primeiro sinal de instabilidade desta região tão importante das próteses sobre implantes.

A pré-carga, já descrita previamente como a força criada no interior do parafuso e que mantém todos os componentes que compõem esse sistema unido, pode ser traduzida, segundo Cibirka et al.²⁸ como a quantidade de torque retido na união parafusada, após um episódio de apertamento do parafuso. Assim, segundo o autor, é possível se aferir a pré-carga através da aplicação de um torque reverso no parafuso, ou seja, através da força necessária para proporcionar seu afrouxamento.

A literatura é vasta em mostrar os fatores que, inter-relacionados ou não, interferem de forma crítica na estabilidade da união parafusada. Dentre eles pode-se citar o inadequado apertamento dos parafusos⁷⁶, detalhes associados ao desenho e material de composição dos componentes envolvidos nesta área^{49, 51}, assim como a geometria da interface pilar/implante, tamanho da plataforma protética, quantidade de tolerância de adaptação entre esses componentes e a adaptação não passiva dos mesmos sobre os implantes^{13, 27}.

6.1 Análise da Resistência Mecânica dos Pilares

A obtenção dos valores médios de resistência dos pilares foi à primeira análise realizada neste estudo e teve como objetivo estabelecer qual a carga a ser utilizada durante o ensaio de carga cíclica.

Os resultados obtidos mostraram que os pilares com cinta metálica usinada em ouro e sobre fundidos foram os que apresentaram o maior valor médio de resistência ($910,2 \pm 53,5\text{N}$), quando comparado com os grupos titânio ($588,0 \pm 59,9\text{N}$) e zircônia ($524,4 \pm 55,4\text{N}$), com diferença estatisticamente significativa para ambos.

Para o estabelecimento da força a ser utilizada no ensaio cíclico, optamos por um valor considerado conservativo (40% da força necessária para ocasionar a fratura do pilar de menor resistência – pilar de zircônia), que não levasse o conjunto (implante/pilar/parafuso) a uma falha permanente durante o ensaio cíclico, o que impediria a realização do torque reverso para análise do torque retido na união parafusada³⁵.

Com relação aos valores de resistência encontrados para os pilares de zircônia, podemos afirmar que estes estão de acordo com os encontrados no estudo de Sailer et al.⁸³, onde a média foi de $553 \pm 95,3$ N, para implantes e pilares com as mesmas características do presente estudo, assim como o desenho metodológico adotado pelos autores. Outras comparações poderiam ser realizadas com outros autores^{7, 18, 96}, entretanto, diferenças metodológicas e diferenças entre os tipos de componentes e conexão pilar/implante não possibilitam uma comparação fiel que possa ser discutida.

Com relação ao modo de falha encontrado nesse estudo durante o teste estático, foi observado que em todos os corpos de prova representados por pilares metálicos a falha foi relacionada a uma deflexão das estruturas envolvidas (implantes e/ou pilares e/ou parafusos) com deformações permanentes na união parafusada. Já para o grupo representado pelos pilares de zircônia todos os corpos de prova apresentaram fratura na base de assentamento do pilar sobre o implante, como observado em outros estudos^{7, 82, 96}. Esta região da fratura pode ser considerada de maior susceptibilidade a este tipo de falha, tanto pela tensão gerada pelo torque do parafuso, quanto pela ação de “dobramento” na região da união parafusada proveniente da carga aplicada. Para Att et al.⁷ esta área tem sido demonstrada como a mais crítica para os pilares cerâmicos quando se observa os resultados de estudos laboratoriais, uma vez que exibe altos índices de fratura.

Sailer et al.⁸² explica que em função das diferentes propriedades dos materiais, pilares cerâmicos falham de forma distinta dos pilares metálicos. A cerâmica é considerada um material frágil, e conseqüentemente não suporta muito bem cargas tensionais. A fratura ocorre quando essas cargas excedem os limites de dureza ou resistência coesiva do material. Ao contrário, os metais são dúcteis. Essa característica realça a tolerância desse material frente a forças compressivas e tensionais. Assim, antes que ocorra a fratura, há uma

deformação elástica seguida por uma deformação plástica, propriedade esta que confere aos metais excelente capacidade de suportar cargas.

Os resultados encontrados, principalmente a igualdade estatística entre os grupos titânio e zircônia, permite afirmarmos que os pilares de zircônia, no que se refere à força necessária para ocorrer a fratura, podem ser utilizados diante das mesmas indicações clínicas dos pilares de titânio.

6.2 Análise do Torque Retido na União Parafusada

No presente estudo, o torque reverso do parafuso, que mantém o pilar fixo sobre o implante foi mensurado em dois momentos distintos. Previamente ao ensaio de carga cíclica sobre uma bancada, a fim de analisar a interação dos componentes inter-relacionando-se entre si, sem a presença de uma força atuando no conjunto; e num segundo momento após o ensaio de carga cíclica, em condição de carga mastigatória simulada. Além da presença ou ausência de carga cíclica atuando, a outra variável foi o tipo de pilar utilizado. O fato de se tratar de pilares de materiais diferentes e obtidos de maneiras distintas foi determinante para a escolha do método de comparação entre os grupos. Assim como em outros estudos^{9, 21, 53}, esse trabalho utilizou a porcentagem do torque retido na união parafusada para comparar os grupos envolvidos, uma vez que conforme prescrição do fabricante, os parafusos deveriam receber valores de torque diferentes, conforme o tipo de pilar utilizado, sendo 32 Ncm para os pilares metálicos e 20 Ncm para o pilar de zircônia.

Os resultados apresentados mostraram que previamente ao ensaio de carga cíclica, os grupos comparados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si, uma vez que os pilares de titânio foram capazes de manter $91,69 \pm 4,95\%$ do torque inicialmente aplicado, os pilares de zircônia $91,10 \pm 3,48\%$ e os pilares de ouro $89,78 \pm 4,26\%$. Assim, mesmo se tratando de materiais com propriedades diferentes, a ausência de carga cíclica não foi capaz de detectar diferenças significativas entre os grupos analisados.

Os procedimentos de torque seguido de retorque, empregados nesse e em outros estudos^{7, 55, 56, 87} têm como objetivo minimizar os efeitos de acomodação das superfícies contactantes, o que teoricamente, quando ocorre, torna o parafuso mais susceptível ao afrouxamento. Assim, uma vez realizado o

retorque é notável que se coloque os grupos em condições mais semelhantes, mesmo se tratando de materiais diferentes. Baseado na interação das superfícies contactantes, podemos suspeitar que se apenas o torque tivesse sido aplicado, teríamos um determinado tipo de reação de cada componente, sem a possibilidade de reaproximar tais superfícies, o que provavelmente geraria uma porcentagem de torque retido menor e com possíveis diferenças entre os grupos.

Após o ensaio de carga cíclica, os resultados apresentados demonstraram um comportamento diferente quanto à porcentagem de torque retido na união parafusada. Para todos os grupos analisados, esta porcentagem diminuiu de maneira estatisticamente significativa após o carregamento dos corpos de prova. Nenhum deles exibiu afrouxamento e/ou fratura do parafuso durante a ciclagem mecânica.

Outros estudos que também avaliaram os valores de torque reverso antes e após o carregamento cíclico também observaram uma redução significativa do torque reverso após este tipo de ensaio^{35, 55, 56}. Khraisat et al.⁵⁵ demonstraram que o torque de remoção dos parafusos de retenção dos pilares dos corpos de prova que não foram carregados exigiu uma força significativamente maior do que o dos espécimes submetidos à carga cíclica independente do número de ciclos aplicados (500.000 e 1.000.000 de ciclos), assim como a aplicação de 1.000.000 de ciclos diminuiu significativamente os valores do torque reverso quando comparado com a aplicação de 500.000 ciclos. Isso parece claro quando se analisa quais os fatores contribuem para diminuição da pré-carga na união parafusada. Segundo Bickford¹¹, quando forças externas atuam progressivamente sobre a união parafusada, ocorre uma “vibração” do parafuso fazendo com que a pré-carga seja perdida gradativamente. Associado a isso e com atuação concomitante, ainda acontece o desgaste das superfícies contactantes e os conseqüentes efeitos da acomodação das superfícies, denominado *embedment relaxation*. É justamente por este motivo que o retorque do parafuso de retenção do pilar ou da coroa protética é sugerido após determinado tempo decorrido do torque e preferencialmente após um período de carga mastigatória incidindo sobre a união parafusada¹³.

Por outro lado, os resultados do presente estudo são contrários aos obtidos por Tsuge, Hagiwara⁹⁴, os quais reportaram que os valores de torque retido após a ciclagem foram significativamente maiores que os obtidos

previamente. Embora o método experimental recomendado por Khraisat et al.⁵⁵ tenha sido empregado no estudo de Tsuge, Hagiwara⁹⁴, diferenças no conjunto implante/pilar/parafuso (tipo de conexão, tamanho e formato dos pilares, tipo de parafuso do pilar e materiais constituintes dos componentes) podem ter influenciado a dissipação das cargas cíclicas e conseqüentemente a manutenção do torque aplicado.

Quando os grupos foram comparados entre si, após o ensaio de carga cíclica, os resultados mostraram que os pilares de titânio apresentaram uma porcentagem média de torque retido de $84,25 \pm 4,94\%$, considerada superior em relação aos outros grupos, mas com diferença estatisticamente significativa, somente para o grupo representado pelos pilares de zircônia ($75,35 \pm 7,66\%$). O grupo representado pelos pilares de ouro apresentou uma porcentagem média de torque retido intermediária ($81,59 \pm 7,00\%$) em relação aos demais, sem diferenças estatisticamente significante entre eles.

O fato do grupo representado pelos pilares de titânio apresentar uma maior retenção do torque aplicado, provavelmente deve-se ao fato de se tratar de um componente totalmente usinado. Conseqüentemente, apresentar uma menor quantidade de irregularidades superficiais na face de assentamento sobre a plataforma do implante, o que pode resultar em uma melhor acomodação entre as superfícies contactantes e assim uma menor diminuição da pré-carga. Embora nesse trabalho, não foi encontrada diferenças estatisticamente significantes entre este tipo de pilar e os pilares com cinta pré-usinada em ouro e sobre-fundidos, os resultados aqui apresentados assemelham-se aos do estudo de Kano et al.⁵³, que apesar de não realizarem ensaio cíclico, encontraram uma porcentagem do torque retido maior para os pilares pré-fabricados ($92,3 \pm 2,9\%$) que para os 2 grupos de pilares sobre-fundidos ($81,6 \pm 5,0\%$ e $86,4 \pm 4,6\%$). Carr et al.²³ que avaliaram a pré-carga em diferentes tipos de cilindros (ouro totalmente usinado, com cinta em ouro a ser sobre-fundido e de plástico totalmente calcinável) demonstraram que os cilindros usinados foram capazes de manter uma quantidade significativamente maior do torque que os outros dois tipos, assim como os sobre-fundidos se mostraram diante dos totalmente calcináveis. Além disso, os autores observaram que procedimentos como acabamento e polimento da base de assentamento dos totalmente calcináveis, a fim de diminuir as irregularidades superficiais,

melhorando a qualidade de assentamento, melhoram a retenção do torque aplicado de maneira significativa.

Analisando sob este ponto de vista, podemos considerar que os pilares de zircônia, também deveriam apresentar uma porcentagem equivalente de torque retido pós-ciclagem semelhante aos pilares de titânio, em função do seu método de obtenção (usinagem) e da qualidade de assentamento encontrada (níveis de desajuste vertical). Entretanto, não podemos deixar de considerar que tais pilares foram submetidos a um valor de torque inferior aos demais (20 Ncm), que além de proporcionar uma menor resistência ao torque reverso, pode se tornar mais susceptível ao afrouxamento diante de um ensaio cíclico longo. Em relação à medição do torque retido, previamente a carga cíclica, os pilares de zircônia exibiram uma redução de aproximadamente 15,75% do torque na medição pós-carga cíclica, enquanto os pilares de ouro e titânio apresentaram uma redução de aproximadamente 8,19% e 7,44% respectivamente. No estudo de Gehke et al.³⁵ onde os autores avaliaram o torque retido pré e pós ensaio cíclico em pilares de zircônia com conexão tipo hexágono interno, a redução do torque entre os diferentes momentos de medição foi pequena, em torno de 1 ± 1 Ncm até o momento da fratura do pilar que ocorreu entre 10.000 e 5 milhões de ciclos. Essa menor diferença encontrada no estudo de Gehke et al.³⁵ pode estar relacionada ao tipo de conexão protética adotada pelos autores, uma vez que segundo Sailer et al.⁸², conexões tipo hexágono interno tendem a ocasionar menos problemas relacionados ao afrouxamento dos parafusos, quando comparadas com conexões tipo hexágono externo.

6.3 Desajuste Vertical na Interface Pilar/Implante

No presente estudo, a análise do desajuste vertical, assim como do torque retido na união parafusada, foi realizada comparando-se os 3 tipos de pilares em dois momentos distintos: previamente e após a ciclagem dos corpos de prova, objetivando-se verificar se poderiam ocorrer diferenças nos níveis de desajustes, provenientes da aplicação de forças não axiais a união parafusada. Para tornar essa análise mais completa, as medidas dos níveis de desajuste foram realizadas em 4 faces distintas dos corpos de prova (intervalo de 90° entre

elas), uma vez que assim teríamos sempre uma face sendo submetida a um esforço do tipo compressivo (face A), outra submetida a um esforço de tração, tentando promover a abertura entre os componentes (face C) e outras duas submetidas a esforços do tipo misto (faces B e D).

Os resultados apresentados mostraram que independente do momento da análise (pré ou pós-ciclagem) e da face de medição, o grupo representado pelos pilares de ouro, obtido pela técnica da sobre fundição foram os que exibiram uma maior média de desajuste vertical, seguido pelo grupo titânio e pelo grupo zircônia respectivamente, com diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos.

A literatura não é clara a respeito de qual o valor limite aceitável de desajuste vertical para que não haja prejuízo a união parafusada nem das estruturas de suporte adjacentes. Entretanto, acredita-se que em função da ausência de tecidos periodontais de suporte ao redor dos implantes, com as mesmas características dos que se tem ao redor de dentes naturais, uma adaptação precisa entre os componentes é fundamental para que as forças se dissipem adequadamente para todo o conjunto⁶.

Branemark¹⁵, que foi o primeiro a definir o termo adaptação passiva, sugeriu uma interface de 10µm entre os componentes como aceitável para não haver conseqüências ao tecido ósseo frente às cargas oclusais. Klineberg, Murray⁵⁸ estabeleceram como limite 30µm em até 10% da superfície ao redor do pilar. Já Jemt⁴⁶, que definiu a adaptação passiva como um nível aceitável de desajuste que a longo prazo não promova complicações clínicas, estabeleceu valores de discrepâncias inferiores a 150µm.

Os valores encontrados no presente estudo são bastante satisfatórios, diante dos limites considerados aceitáveis, estabelecidos pelos autores previamente citados. Não é possível afirmar se esta diferença estatística estabelecida entre os grupos é relevante clinicamente. De qualquer forma, a ausência de desajuste deve ser o objetivo final de qualquer tratamento restaurador, buscando-se evitar complicações biológicas e biomecânicas. Já em relação a outros trabalhos algumas comparações podem ser feitas, respeitando algumas diferenças metodológicas.

Byrne et al.¹⁹ que avaliaram pilares totalmente usinados, sobre fundidos e totalmente calcináveis, incluindo para alguns grupos procedimentos

de retificação da base de assentamento após a fundição e ciclos de queima de porcelana, encontraram valores demasiadamente acentuados de desajuste vertical em relação ao presente estudo.

Avaliando o desajuste vertical de cilindros para intermediários *estheticone* com base previamente usinada em ouro Moraes et al.⁶⁸ encontraram valores de desajuste semelhantes aos pilares sobre fundidos desse estudo.

Kano et al.⁵⁴, que propuseram uma classificação para diferentes tipos de desajuste na interface pilar/implante, encontraram médias de desajuste vertical ligeiramente menores das encontradas nesse estudo, porém sem diferenças estatisticamente significantes entre pilares totalmente usinados em titânio e pilares obtidos por sobre fundição.

Valores médios desajuste vertical, inferiores em relação a esse estudo também foram obtidos por Yuzugullu, Avci⁹⁸, que avaliaram pilares de zircônia e pilares de titânio, previamente e após ensaio de carga cíclica.

Por fim, De Moraes Alves da Cunha et al.⁶⁹ que investigaram o intercâmbio de pilares Procera de zircônia sobre implantes da mesma marca (*Nobel Biocare*) e de outras marca comerciais, encontraram valores bastante semelhantes aos desse estudo quando o pilar foi utilizado sobre o implante da mesma marca e valores mais acentuados quando houve o intercâmbio entre marcas.

É importante destacar que os pilares de zircônia, além de apresentarem os menores níveis de desajuste vertical no presente estudo, foram os pilares submetidos ao menor valor de torque (20 Ncm) quando comparado aos demais grupos. É provável, que se os pilares de zircônia tivessem sido submetidos a um torque de aperto superior ao realizado e igual aos demais grupos (32 Ncm), o nível de desajuste apresentado poderia ser ainda menor, uma vez que outros estudos que avaliaram a relação entre os níveis de desajuste e os valores de torque mostraram que quanto maior a força de apertamento, maior a aproximação das superfícies contactantes^{68, 95}.

Com relação ao tipo de pilar utilizado (método de obtenção), assim como o estudo de Byrne et al.¹⁹, o presente estudo mostrou que pilares obtidos por sobre fundição mostraram piores níveis de desajuste comparados aos obtidos por usinagem (titânio e zircônia). Esses resultados reforçam a premissa que pilares obtidos por usinagem são sempre superiores em relação

aos níveis de adaptação quando comparados com aqueles submetidos a algum tipo de procedimento laboratorial, tais como fundição, sobre fundição e ciclos de queima de porcelana. Como implicações clínicas do desajuste vertical, a literatura cita a penetração e colonização bacteriana na interface pilar/implante e suas respectivas conseqüências (mucosites e periimplantites), principalmente quando as superfícies contactantes são irregulares^{37, 45}, assim como perda de torque, em função do não assentamento adequado entre tais componentes^{9, 19}.

Neste estudo não foi estabelecida uma relação estatística entre a perda de torque e os níveis de desajuste vertical, uma vez que os parafusos foram submetidos a torques diferentes em função do material do pilar. Entretanto é possível observar que mesmo os pilares de ouro apresentando os piores níveis de desajuste vertical, estes não foram os que apresentaram uma menor quantidade de torque retido. Ao contrário, apresentaram uma retenção de torque intermediária, sem no entanto, diferir estatisticamente dos demais grupos. Da mesma forma, não se pode pressupor que se os parafusos utilizados nos pilares de zircônia tivessem recebido torque de 32 Ncm, estes apresentariam não só os menores níveis de desajustes, como já foi observado neste estudo, mas também a maior retenção de torque e conseqüentemente menor risco de afrouxamento do parafuso.

O fato de no presente estudo não ter sido encontrado diferenças estatisticamente significantes entre o momento da análise do desajuste vertical (pré e pós-ciclagem) assim como quando foram comparadas as faces de medidas individualmente antes e após o carregamento cíclico estão parcialmente de acordo com os resultados obtidos por Yuzugullu, Avci⁹⁸, que submeteram seus corpos de prova, compostos por pilares de titânio, zircônia e alumina, aos mesmos tipos de avaliações em um desenho metodológico com muitas semelhanças ao desse estudo. Os resultados destes autores, também não mostraram diferenças nos níveis de desajuste vertical antes e após a ciclagem e entre as faces de medição para todos os grupos, exceto para a face denominada palatina (submetida a esforço de tração durante a ciclagem) dos pilares de titânio, que demonstraram após o carregamento, uma abertura da interface pilar/implante. Segundo os autores, essa diferença pode ter ocorrido em função dos esforços compressivos na face oposta (vestibular), frente à força de dobramento atuando na união parafusada que, embora tenha proporcionado

uma diminuição numérica nas medidas de desajuste após a ciclagem, essa não foi considerada estatisticamente significativa. Nesse estudo essa ocorrência não foi notada em nenhum dos grupos representados por pilares metálicos, os quais são mais susceptíveis a este tipo de deformação, mesmo sendo realizada uma quantidade de ciclos bastante superior em comparação ao estudo citado.

O método de aferição do desajuste vertical também pode exercer influência nos resultados quando não empregados de maneira criteriosa. Apesar de algumas variações, assim como em outros estudos^{9, 19, 54, 69}, adotamos o microscópio óptico como ferramenta de medida. Embora esse método seja considerado um método preciso, outros estudos utilizaram a MEV por considerarem uma análise mais fiel^{69, 98}. Imagens obtidas pelo microscópio óptico (Figuras 28 a 31) apresentam muitas vezes uma imagem reflexiva quando comparadas as obtidas por MEV em função da forma como se ilumina os corpos de prova, principalmente quando todos os componentes observados são metálicos. Assim, uma possível melhora a ser considerada no desenho metodológico deste estudo para análises futuras seria a observação desajuste MEV, como a realizada em outros estudos.

6.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Imagens em MEV foram realizadas no presente estudo, com objetivo de identificar alterações estruturais na superfície da base de assentamento dos pilares sobre os implantes, nos 3 diferentes tipos de pilares empregados e em 2 momentos distintos: imediatamente após a remoção dos pilares da embalagem do fabricante; e após a realização 2 ciclos de apertamento dos parafusos, 2 torques de remoção e 500.000 ciclos de fadiga.

Tais imagens são ilustrativas. Não foram submetidas à análise estatística e por isso obtidas em variados aumentos (magnificação). Entretanto as alterações encontradas permitem discussões e o entendimento de alguns fenômenos que ocorrem na interface pilar/implante, não observados a olhos nus.

Com relação às imagens obtidas após a remoção dos componentes da embalagem do fabricante, é possível notar a integridade estrutural das superfícies, assim como a qualidade de acabamento dos componentes (Figuras 32, 40 e 51). Os pilares de ouro foram os únicos a serem

submetidos a um procedimento laboratorial, previamente aos ensaios programados para este estudo. As imagens em MEV da base de assentamento destes pilares após a sobre fundição mostram a introdução de defeitos (porosidades) (Figuras 41 e 42), além de uma diminuição da qualidade do acabamento superficial, mostrando superfícies com aspecto irregular (Figuras 42 a 44, 46, 49 e 50), o que pode clinicamente favorecer o acúmulo de placa bacteriana na interface pilar/implante com conseqüente inflamação dos tecidos perimplantares⁴⁵, além de uma redução na pré-carga obtida pelo torque de apertamento do parafuso²³.

Quando se observa as imagens obtidas após a realização dos ensaios, algumas semelhanças são encontradas entre os grupos. Uma delas é o desgaste que ocorre na parede interna do hexágono do pilar que se relaciona com o ângulo formado por 2 vertentes do hexágono externo da plataforma dos implantes (Figuras 33 a 35, 38, 46, 49, 50 e 53). Esse desgaste, associado com algum grau de amassamento da estrutura, pode ser reflexo da presença do hexágono interno da base do pilar e sua ação anti-rotacional sobre a plataforma do implante. Assim como outros trabalhos que avaliaram a liberdade rotacional entre o pilar e o implante¹² e a necessidade do hexágono como dispositivo anti-rotacional²⁸, Youself et al.⁹⁷ ao investigar o processo de afrouxamento dos parafusos, concluíram que parâmetros específicos de rotação no sentido anti-horário, alongamento e deformações da união parafusada poderiam ser considerados como fatores responsáveis. Se julgarmos as imagens obtidas nesse estudo, com trabalhos de Youself et al.⁹⁷ e Binon¹² pode-se pressupor que se houvesse liberdade rotacional entre os componentes utilizados neste estudo, em função da ausência do hexágono atuando como dispositivo anti-rotacional, poderia ocorrer soltura ou afrouxamento do parafuso de retenção do pilar durante a realização da ciclagem mecânica. Entretanto, estas observações não estão em concordância com Cibirka et al.²⁸ que embora tenha encontrado redução dos valores de torque retido na união parafusada após ensaio de 5.000.000 de ciclos, não identificou rotação dos pilares nem soltura do parafuso de retenção após a eliminação do componente anti-rotacional em nenhum corpo de prova.

Ainda a respeito das imagens obtidas após a realização dos testes, os pilares de titânio e ouro exibiram acentuados amassamentos e perda de estrutura na região do batente interno que se assenta sobre o hexágono do

implante (Figuras 35 a 39 e 48). Embora esta ocorrência não foi notada nos pilares de zircônia analisados, é sugestivo que tenha ocorrido em função de uma sobrecarga naquela região. Também não foi possível identificar em qual face do pilar essa deformação ocorreu, uma vez que as diferentes faces (A, B, C e D), assim denominadas para a análise do desajuste vertical, foram submetidas a esforços diferentes durante a ciclagem. Amassamentos dessa natureza podem caracterizar os fenômenos envolvidos na perda de torque da união parafusada e que atuam concomitantemente, tais como: “dobramento” em virtude as cargas oblíquas recebidas e a conseqüente aproximação das superfícies contactantes⁴⁹. Ambos os fenômenos contribuem para uma redução na pré-carga e o conseqüente afrouxamento do parafuso^{33, 44, 49, 87}, que embora não foi notado durante os testes deste estudo, poderiam ter ocorrido se um ensaio cíclico mais longo tivesse sido realizado.

Com relação aos pilares de zircônia, as imagens obtidas após a realização dos ensaios demonstraram além de desgastes, como já comentado previamente, fratura da borda da base que assenta sobre a plataforma do implante, acompanhada da propagação de trincas e exposição da estrutura cristalina da zircônia, abaixo da superfície usinada (Figuras 54 a 56).

Por ser a zircônia um material mais frágil e quebradiço, diferente dos metais que são dúcteis e mais susceptíveis a deformações plásticas, é notável que não encontremos deformações em sua estrutura e sim fraturas acompanhadas de trincas e perda de estrutura⁸².

Conforme já foi considerado, sabe-se que para os pilares cerâmicos, a região compreendida entre a base de assentamento da cabeça do parafuso e a base do pilar é a região mais susceptível a fratura devido às tensões geradas proveniente do torque do parafuso e da ação de “dobramento” quando uma força lateral incide na união parafusada^{7, 96}. Assim, a aplicação da carga cíclica num ângulo de 30° como realizada no presente estudo, pode ter apresentado um efeito significativo nas alterações encontradas nesse componente. Embora nenhum corpo de prova deste grupo apresentou fratura catastrófica durante o ensaio de carga cíclica, como as fraturas apresentadas no teste de resistência estática, em função dos danos observados nas imagens obtidas não se pode afirmar que tal pilar suportaria um ciclo de fadiga mais longo, como por exemplo, 1.000.000 de ciclos. A critério de comparação, Butz et

al.¹⁸ submeteram pilares de zircônia reforçados com titânio (n=16) a 1,2 milhão de ciclos e obtiveram 4 pilares fraturados durante o ensaio.

Uma extrapolação clínica que pode ser feita com ressalvas deve-se ao fato que os pilares de zircônia foram os que apresentaram uma maior redução da porcentagem do torque retido. Assim, pode-se pressupor que a perda de estrutura ocorrida em sua base tenha contribuído de alguma forma para uma diminuição da força de apreensão entre os componentes (pré-carga do parafuso) e conseqüentemente da porcentagem de torque retido na união parafusada. Entretanto, torna-se limitada esta afirmação, por não ser possível incluir neste estudo um grupo experimental onde os pilares de zircônia foram submetidos a torque de 32 Ncm.

Outro fato a ser considerado, baseado na perda da estrutura da zircônia, identificada nas imagens em MEV são relacionadas ao processo de envelhecimento que este material sofre, denominado de “aging” ou “*Low Temperature Degradation(LTD)*” - degradação em baixas temperatura, que pode ser compreendido em detalhes na revisão de literatura desse estudo.

De forma resumida podemos dizer que quando há uma perda estrutural deste material, os cristais de zircônia que se tornam expostos estão mais susceptíveis a uma transformação de fase (Figura 56). Até então esses cristais estão estabilizados por óxidos de Ytrio e encontram-se na fase tetragonal (que possuem mecanismos que evitam a propagação de trincas). Sob a ação de tensões (cargas) e na presença de umidade, seja ela do meio oral ou simplesmente da atmosfera, o que ocorre é uma transformação lenta dos cristais dessa fase para a fase monoclinica. Embora essa apresente boa resistência mecânica, tal fase não possui o mesmo mecanismo que minimiza a propagação de trincas através da estrutura do material. Conseqüentemente torna-se mais susceptível a fraturas, uma vez que a água penetra entre os cristais e promove o seu deslocamento^{25, 26}. É justamente por este motivo que alguns pesquisadores sugerem que a zircônia exposta no meio bucal deve receber uma fina camada de porcelana³⁹, impedindo assim a penetração de água entre seus cristais, enquanto outros aconselham que uma vez a estrutura da zircônia finalizada e estabilizada, pronta para funcionar como uma peça protética, não deve ser submetida a procedimentos que promovem a redução da sua estrutura. Jateamento da superfície interna previamente a cimentação, ou ajustes internos

dos mesmos, para uma melhor adaptação também podem promover uma exposição da fase monoclinica do material. Assim, modificações na estrutura da zircônia uma vez ela sinterizada, devem ser evitadas ou limitadas a essenciais³⁹,

7 CONCLUSÃO

Considerando as limitações do presente estudo é possível concluir que:

7.1 A resistência mecânica dos pilares de zircônia foi considerada igual a dos pilares de titânio. Embora os valores de resistência foram considerados iguais, 100% dos pilares de zircônia apresentaram fratura durante o teste, enquanto os de titânio apenas deformações.

7.2 A aplicação de carga cíclica sobre o conjunto implante/pilar/parafuso reduziu significativamente a porcentagem de torque retido em todos os grupos.

7.3 Pilares obtidos através de procedimentos laboratoriais (sobre-fundição) apresentaram os piores níveis de desajuste vertical, quando comparado aos obtidos por usinagem, antes e após aplicação de carga cíclica. Não foram encontradas diferenças significativas entre as faces de medição.

7.4 Imagens obtidas em MEV mostraram alterações estruturais evidentes na base de assentamento dos pilares após a aplicação de carga cíclica, tais como desgastes, amassamentos e perda de estrutura.

8 REFERÊNCIAS*

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5: 347-59.
2. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010; 37: 641-52.
3. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1988; 60: 75-84.
4. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am*. 1986; 30: 151-74.
5. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986; 1: 11-25.
6. Assunção WG, Gomes EA, Barao VA, Delben JA, Tabata LF, Sousa EA. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010; 21: 689-95.
7. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2006; 95: 111-6.
8. Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11: 311-21.
9. Barbosa GA, Bernardes SR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*. 2008; 19: 358-63.

* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

10. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 51-5.
11. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker, 1981.
12. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996; 9: 149-60.
13. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 76-94.
14. Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski JB, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(suppl): 48-63.
15. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50: 399-410.
16. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated protheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985.
17. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 592-9.
18. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 838-43.
19. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998; 80: 184-92.
20. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont.* 2006; 15: 164-71.

21. Cardoso M, Torres MF, Lourenco EJ, Moraes Telles D, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21: 1-6.
22. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9: 90-4.
23. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11: 589-98.
24. Chang TL, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20: 720-5.
25. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* 2006; 27: 535-43.
26. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-Temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res.* 2007; 37: 1-32.
27. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent.* 2004; 13: 245-50.
28. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 268-75.
29. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007; 98: 389-404.
30. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987; 2: 91-100.

31. Craig R. Restorative dental materials. St Louis: Mosby, 1980.
32. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol*. 2006; 77: 73-80.
33. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent*. 1995; 74: 270-8.
34. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9: 179-83.
35. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int*. 2006; 37: 19-26.
36. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004; 17: 285-90.
37. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003; 90: 121-32.
38. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999; 81: 537-52.
39. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010; 12: 1-13.
40. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10: 529-36.

41. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent.* 1995; 73: 274-9.
42. International Organization for Standardization - ISO Norm 14801 - Dentistry fatigue test for endosseous dental implants. Geneva: ISO; 2007.
43. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent.* 1994; 3: 17-21.
44. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 373-9.
45. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 527-40.
46. 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: 270-6.
47. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 29-36.
48. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7: 40-4.
49. Jörneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7: 353-9.

50. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19: 119-30.
51. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9: 169-78.
52. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 7-13.
53. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont.* 2006; 15: 77-81.
54. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22: 879-85.
55. 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: 157-64.
56. 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: 326-34.
57. Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 346-50.
58. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl.* 1985; 28: 63-9.
59. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000.* 2008; 47: 224-43.

60. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9: 49-54.
61. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 539-46.
62. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23: 449-56.
63. Manicone PF, Rossi LP, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007; 35: 819-26.
64. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001; 86: 24-32.
65. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998; 42: 71-89.
66. Misch CE. *Prótese sobre implantes.* São Paulo: Editora Santos, 2006.
67. Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont.* 2010; 23: 56-9.
68. Moraes LM, Rossetti PH, Rossetti LM, Pedreira AP, Valle AL, Bonachela WC. Marginal fit at cylinder-abutment interface before and after overcasting procedure. *J Appl Oral Sci.* 2005; 13: 366-71.
69. Morais Alves da Cunha T, de Araujo RP, da Rocha PV, Amoedo RM. Comparison of Fit Accuracy between Procera(R) Custom Abutments and Three Implant Systems. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010; 12: 1-6.

70. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 236-45.
71. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 949-56.
72. Nascimento C, Pedrazzi V, Miani PK, Moreira LD, de Albuquerque RF, Jr. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20: 1394-7.
73. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24: 636-46.
74. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont.* 2010; 19: 64-8.
75. Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol.* 2007; 33: 1-7.
76. Pesun IJ, Brosky ME, Koriath TW, Hodges J, Devoe BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. *J Prosthet Dent.* 2001; 86: 15-9.
77. 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: 929-36.
78. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989; 4: 241-7.
79. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med.* 2007; 18: 47-56.

80. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17: 793-8.
81. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001; 10: 85-92.
82. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 20(Suppl 4): 4-31.
83. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24: 850-8.
84. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10: 295-302.
85. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*. 2004; 75: 292-6.
86. Schwartz-Arad D, Samet N, Samet N. Single tooth replacement of missing molars: a retrospective study of 78 implants. *J Periodontol*. 1999; 70: 449-54.
87. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002; 28: 67-73.
88. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent*. 2003; 90: 517-21.
89. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49: 843-8.

90. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001; 16: 367-77.
91. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1998; 79: 74-8.
92. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23: 681-90.
93. Tosun T, Karabuda C, Cuhadaroglu C. Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18: 286-92.
94. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*. 2009; 28: 373-81.
95. Vasconcellos DK, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Costa EM. The influence of different screw tightening forces on the vertical misfit of implant-supported frameworks. *J Appl Oral Sci*. 2005; 13: 120-5.
96. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2003; 90: 325-31.
97. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent*. 2005; 14: 378-82.
98. Yuzugullu B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008; 10: 113-21.
99. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990; 64: 185-94.

100. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. Clin Oral Implants Res. 2009; 20: 802-8.

ANEXO A - Resistência

Tabela A1 – Valores de resistência

Tipo de abutment	Espécime	Resistência (N)
Titânio	1	545,67
	2	594,27
	3	592,73
	4	526,11
	5	681,11
Ouro	1	972,62
	2	872,87
	3	887,39
	4	962,00
	5	856,00
Zircônia	1	559,69
	2	441,02
	3	506,53
	4	581,38
	5	548,14

Tabela A2 – Sumário da análise de variância

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Tipo de <i>abutment</i>	2	211701,0	66,73	<0,001 *
Resíduo	12	3172,0		

* significativo ao nível de 5%

Tabela A3 – Valores p do teste de Tukey de comparações múltiplas de médias

Tipo de abutment	Tipo de abutment		
	Titânio	Ouro	Zircônia
Titânio		<0,001	0,244
Ouro	<0,001 *		<0,001 *
Zircônia	0,244	0,000	

* significativo ao nível de 5%

ANEXO B - Porcentagem de torque retido

Tabela B1 - Valores de destorque (N.cm) e de porcentagem de torque retido na pré e pós-ciclagem

Tipo de abutment	Destorque		% torque retido		
	Pré	Pós	Pré	Pós	
Titânio	1	30,9	28,0	96,6	87,5
	2	27,4	23,4	85,6	73,1
	3	27,9	27,7	87,2	86,6
	4	29,7	27,9	92,8	87,2
	5	29,7	28,6	92,8	89,4
	6	26,9	25,3	84,1	79,1
	7	31,8	27,0	99,4	84,4
	8	28,8	26,3	90,0	82,2
	9	30,6	27,3	95,6	85,3
	10	29,7	28,1	92,8	87,8
Ouro	1	28,6	26,0	89,4	81,3
	2	29,5	27,5	92,2	85,9
	3	28,8	27,3	90,0	85,3
	4	30,6	27,7	95,6	86,6
	5	28,4	26,4	88,8	82,5
	6	29,7	29,4	92,8	91,9
	7	27,7	25,3	86,6	79,1
	8	28,2	24,2	88,1	75,6
	9	30,0	21,2	93,8	66,3
	10	25,8	26,1	80,6	81,6
Zircônia	1	17,6	16,2	88,0	81,0
	2	18,2	15,3	91,0	76,5
	3	18,5	14,1	92,5	70,5
	4	18,0	12,6	90,0	63,0
	5	19,7	14,9	98,5	74,5
	6	17,7	14,5	88,5	72,5
	7	18,3	16,4	91,5	82,0
	8	18,8	16,8	94,0	84,0
	9	17,2	16,9	86,0	84,5
	10	18,2	13,0	91,0	65,0

Tabela B2 – Sumário da análise de variância de medidas repetidas

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Tipo de abutment (Ta)	2	112,60	3,12	0,061
Resíduo (1)	27	36,10		
Ciclagem	1	1640,70	62,75	<0,001 *
Ciclagem*Ta	2	105,70	4,04	0,029 *
Resíduo (2)	27	26,10		

* significativo ao nível de 5%

Tabela B3 – Valores p do teste de Tukey de comparações múltiplas de médias da interação entre tipo de *abutment* e ciclagem

Grupo	Tipo de abutment	Ciclagem	Grupo					
			{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
{1}	Titânio	Pré		0,972	1,000	0,033	0,002	<0,001
{2}	Ouro		0,972		0,995	0,248	0,015	<0,001
{3}	Zircônia		1,000	0,995		0,083	0,005	<0,001
{4}	Titânio	Pós	0,033	0,248	0,083		0,893	0,010
{5}	Ouro		0,002	0,015	0,005	0,893		0,142
{6}	Zircônia		<0,001	<0,001	0,000	0,010	0,142	

ANEXO C - Desajuste vertical

Tabela C1 - Valores de desajuste vertical, em micrometros, medidos nas faces A, B, C e D

Tipo de <i>abutment</i>		Pré-ciclagem				Pós-ciclagem			
		A	B	C	D	A	B	C	D
Titânio	1	5,69	5,33	4,98	2,84	4,98	5,33	5,33	5,33
	2	13,51	15,29	10,67	12,44	11,38	11,73	12,80	12,80
	3	12,80	12,49	16,00	12,80	10,67	12,80	11,31	14,22
	4	13,87	14,22	11,38	12,80	9,24	11,38	12,80	13,51
	5	7,47	8,18	6,76	7,47	12,09	10,31	6,23	7,82
	6	7,11	14,93	7,82	8,89	9,24	14,58	8,53	7,47
	7	6,04	3,91	5,69	6,04	8,53	4,27	7,11	8,18
	8	4,69	9,60	9,24	7,11	3,56	6,40	6,40	7,47
	9	5,69	4,27	3,91	3,91	4,62	5,69	6,04	6,76
	10	7,82	5,33	5,33	6,04	9,24	5,33	5,33	4,97
Ouro	1	14,58	14,93	20,27	11,73	15,29	17,42	19,56	10,67
	2	13,51	14,93	20,27	13,88	13,51	14,58	13,87	13,51
	3	15,29	14,58	20,27	9,96	13,51	15,29	21,41	10,31
	4	13,87	19,55	14,22	14,58	13,51	22,04	13,16	11,73
	5	19,17	20,98	17,07	17,55	14,22	16,71	13,87	17,56
	6	11,75	18,84	16,31	16,63	20,62	15,29	17,86	16,82
	7	9,60	13,16	8,53	12,62	9,60	13,16	9,60	12,62
	8	17,42	11,38	12,09	13,15	14,93	7,47	9,96	10,67
	9	17,07	13,51	20,98	17,78	12,80	16,00	19,56	16,38
	10	20,69	12,80	9,60	13,98	22,24	13,51	10,31	14,33
Zircônia	1	11,02	2,13	4,62	8,18	9,60	3,56	5,69	10,82
	2	5,33	3,20	3,91	4,27	5,69	4,27	4,27	5,33
	3	2,13	4,27	6,76	6,76	1,07	4,62	7,82	5,33
	4	6,40	2,13	8,18	10,67	11,02	3,20	9,73	9,24
	5	5,33	3,20	7,47	4,62	3,20	3,20	6,40	6,76
	6	4,27	4,27	3,91	3,20	3,20	4,27	4,27	4,27
	7	7,11	6,76	6,40	6,76	4,27	8,18	8,18	8,18
	8	4,27	2,49	1,07	2,13	7,47	2,49	1,42	3,20
	9	4,27	3,20	3,91	5,33	3,20	3,20	6,04	5,69
	10	8,53	11,47	6,76	8,18	9,96	12,80	8,80	6,40

Tabela C2 – Sumário da análise de variância de medidas repetidas

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Tipo de abutment (Ta)	2	1809,28	38,77	<0,001 *
Resíduo (1)	27	46,67		
Ciclagem	1	0,00	0,00	0,978
Ciclagem*Ta	2	6,36	2,16	0,135
Resíduo (2)	27	2,95		
Local	3	1,19	0,11	0,955
Local x Ta	6	11,28	1,03	0,414
Resíduo (3)	81	10,98		
Ciclagem x Local	3	0,31	0,14	0,934
Ciclagem x Local x Ta	6	1,42	0,65	0,693
Resíduo (4)	81	2,20		

* significativo ao nível de 5%

Tabela C3 – Valores p do teste de Tukey de comparações múltiplas de médias de tipos de abutment

Tipo de abutment	Tipo de abutment		
	Titânio	Ouro	Zircônia
Titânio		<0,001	0,033
Ouro	<0,001		<0,001
Zircônia	0,033	<0,001	

Todos significativos ao nível de 5%

Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 20 de julho de 2011.

LUIS EDUARDO BUTIGNON