

UNESP - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

**Efetividade de parafusos com tratamento de
superfície na estabilidade de pilares em zircônia
após carga cíclica**

Araraquara

2011

UNESP - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

MARIANA DE ALMEIDA BASÍLIO

**Efetividade de parafusos com tratamento de
superfície na estabilidade de pilares em zircônia
após carga cíclica**

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

Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

Araraquara

2011

MARIANA DE ALMEIDA BASÍLIO

**EFETIVIDADE DE PARAFUSOS COM TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE
NA ESTABILIDADE DE PILARES EM ZIRCÔNIA APÓS CARGA
CÍCLICA**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

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

Segundo Examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Terceiro Examinador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

Araraquara, 18 de Março de 2011.

DADOS CURRICULARES

MARIANA DE ALMEIDA BASÍLIO

Nascimento	25 de Novembro de 1982 Salvador – BA
Filiação	Herodilio Basílio dos Santos Maria Auxiliadora Almeida
2001 – 2006	Curso de Graduação em Odontologia Universidade Federal da Bahia – UFBA – Salvador – BA
2006 – 2007	Curso de Aperfeiçoamento em Prótese Dentária– Centro de Estudos Odontológicos – CENO / Salvador – BA
2007 – 2007	Curso de Aperfeiçoamento em Dentística – Associação Brasileira de Odontologia – ABO / Salvador – BA
2009 – 2011	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral (Prótese), nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr / UNESP

DEDICATÓRIA

A minha mãe Maria, maior coadjuvante de todas as minhas conquistas; pelo amor incondicional, carinho, cuidado, por estar sempre presente apesar da distância, meu exemplo de força e delicadeza reunidos em um único ser.

Obrigada mãe!

Ao meu pai Herodilio e sua esposa Fátima; pelo amor, preocupação e cuidado que tiveram na minha criação, por acreditarem na minha capacidade e apoiarem minhas escolhas.

Obrigada pai, obrigada Fátima!

Aos meus irmãos Vanessa e Igor; simplesmente por vocês existirem, pelo amor, amizade e cumplicidade que nos une, pelo apoio e incentivo sempre presentes, meus exemplos de perseverança.

Por todas as conquistas que alcançamos juntos, muito obrigada!

Ao meu irmãozinho Yuri e minha irmã Vanessinha; pela sinceridade de seu afeto e todo o bem que ele me faz, pelo carinho, companheirismo e amizade.

Muito obrigada!

A minha avó Maura; pelas suas orações e bem-querer!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus, pela sua presença e perceptível amor, alicerce da minha busca pessoal.

Muito obrigada por me agraciarem com saúde e tantas realizações!

Ao meu orientador, João Neudenir Arioli Filho; pelos ensinamentos compartilhados, pelas oportunidades oferecidas, pelos conselhos e principalmente pela confiança no meu trabalho.

Muito obrigada por essa realização!

A meu grande parceiro, Luis Eduardo Butignon; pelo seu infindável apoio em todas as etapas desse trabalho, pelo seu exemplo de retidão, profissionalismo e competência, espero me tornar um pouco do que você representa.

Pelo carinho e cuidado sempre demonstrados, meus sinceros agradecimentos!

A minha amiga, Delise Pellizzaro; foram muitas as dificuldades compartilhadas, mas diante de todas elas, o respeito e carinho estabelecidos! Agradeço porque realmente acredito que conviver com você me fez ser uma pessoa melhor!

A minha tia Rosana; pela sinceridade de seu afeto, pelas inúmeras vezes que expressou seu desejo de me ter como filha.

AGRADECIMENTOS

A faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, na pessoa de sua diretora, Prof^a. Dr^a. Maria Isabel Pereira Viana e de sua vice-diretora Prof^a.Dr^a. Regina Cerqueira Wanderley, pela minha formação acadêmica, pessoal e profissional inicial.

A faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa de seu diretor, Prof. Dr. José Cláudio Matins Segalla e de sua vice-diretora Prof^a. Dr^a. Andréia Affonso Barretto Montandon, pela oportunidade de realizar meu curso de pós-graduação nesta instituição.

A Professora Cicely Franco Fontes; pela oportunidade e apoio durante o período que estive como professora substituta sobre sua coordenação, pela sua amizade e respeito.

A você professora minha eterna gratidão!

Aos meus cunhados Denilson, Vinícius e Rosana; pela amizade, cuidado, respeito e pelo bem que trazem à vida de meus irmãos.

Considero vocês parte de minha família!

A Professora Paula Mathias; pela sua amizade, seus valiosos ensinamentos e pelo exemplo de docência a ser seguido.

Aos professores e amigos; que fizeram a diferença e foram importantes para minha formação acadêmica, pessoal e profissional:

Ana Paula Martins, Anderson Freitas, Andréa Lira, Daniel Ramos, Fernanda Nery, Flavio Wanderley Cruz, Francisco Barreto (Chiquinho), Frederico Peixoto, Getulio Oliveira, Gustavo Freitas, Ian Matos, José Maurício Reis, Leonardo Cunha, Luciano Castellucci, Luiz Gustavo Bastos, Maíra Sampaio, Márcio Lisboa e Marta Muhana.

A Professora Analu Andrade; por compartilhar seus conhecimentos de forma irrestrita, entre tantos bons professores, minha referência.

A Neodent - Implante Osteointegrável; pela gentileza de doar grande parte dos materiais utilizados neste estudo. Sem esta parceria, a realização deste trabalho se tornaria inviável.

Aos Professores Luiz Geraldo Vaz e José Maurício Reis; por nos ensinar a operar a máquina de ensaios MTS 810 utilizada neste estudo, e toda disponibilidade durante a realização dos testes.

Ao Professor Romeu Magnani; pelo auxílio durante as análises estatísticas deste
estudo.

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

Aos meus amigos; Diana, Eduardo, Filipe e Sabrina; pelo companheirismo, apoio
diante de tantas faltas e alegrias divididas durante todo o curso do mestrado.

Guardo o melhor de cada um de vocês, Muito Obrigada!

As minhas colegas de turma; Amanda, Giovana, Juliana, Karen, Larissa e
Mariana:

Embora de maneiras diferentes, vocês todas de alguma forma, foram muito
importantes para meu aprendizado e crescimento.

Obrigada!

Aos colegas contemporâneos do curso de Reabilitação Oral da Faculdade de
Odontologia de Araraquara: Ana Lúcia, Ana Paula, André Gustavo, Antonio,
Camila, Carlos Eduardo, Carolina, Cristiane, Fernanda, Flávia, Juliano, Juliano
de Pierre, Laiza, Luciano, Patrícia e Rodrigo.

Aos colegas contemporâneos dos outros programas da pós-graduação que de alguma forma, também foram importantes, em especial a Ana Patrícia, Cibele, Camilla, Leila e Norberto.

Aos meus amigos de Salvador; pela torcida mesmo que distantes, pelas experiências compartilhadas, pelo carinho e respeito que regem nossa amizade.

A Professora Ligia A. Pereira Pinelli; pela oportunidade de aprendizado no estágio docência, seus ensinamentos relacionados à prótese dentária e confiança no meu trabalho.

Aos Professores de Materiais Odontológicos Renata Garcia Fonseca, Gelson Luis Adabo e Carlos Alberto Cruz; pelo convívio, amizade e considerações sempre pertinentes.

Aos demais professores do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara; que foram importantes para a continuidade de minha formação:

Ana Carolina Pero, Francisco de Assis Mollo Jr, Sérgio Sualdini Nogueira, Marco Antonio Compagnoni, Cinara Maria Camparis, Carlos Eduardo Vergani, Ana Lúcia Machado, Eunice Teresinha Giampaolo, Ana Cláudia Pavarina, José Cláudio Matins Segalla, Ivan Ribeiro de Farias e Regina Helena B. T. da Silva.

Aos Funcionários do Departamento de Prótese: Marta, Silvia, Adelaide, Adelaide,
Manoel e Júnior; pela assistência prestada durante nosso período de
convivência.

A Malu e Mirian, funcionárias da clínica da graduação; por estarem sempre de
prontidão para ajudar e terem sido tão solícitas e atenciosas.

Muito obrigada!

Aos secretários da Pós-Graduação, em especial Mara, por terem sido sempre
prestativos e atenciosos.

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

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

Muito Obrigada!

“Segue o teu destino...
Rega as tuas plantas; Ama as tuas rosas.
O resto é a sombra de árvores alheias.”

Fernando Pessoa

SUMÁRIO

Resumo	13
Abstract	15
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	24
2.1 Complicações em próteses sobre implantes	24
2.2 União parafusada: uma análise biomecânica e comportamental dos parafusos	33
2.3 Pilares de zircônia	64
3 PROPOSIÇÃO	76
4 MATERIAL E MÉTODO	78
4.1 Materiais	78
4.2 Instrumentais	79
4.3 Equipamentos	80
4.4 Método	81
4.4.1 Confeção dos corpos de prova – inclusão dos implantes	81
4.4.2 Grupos experimentais	87
4.4.3 Ensaio mecânico de resistência à fratura	88
4.4.4 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)	89
4.4.5 Registro do torque reverso inicial (pré-carga)	90
4.4.6 Ensaio mecânico de fadiga – ciclagem mecânica	91
4.4.7 Registro do torque reverso pós-carregamento	93
4.4.8 Análise estatística	94
5 RESULTADO	96
6 DISCUSSÃO	103
7 CONCLUSÃO	109
8 REFERÊNCIAS	111
APÊNDICE	120

Basílio MA. Efetividade de parafusos com tratamento de superfície na estabilidade de pilares em zircônia após carga cíclica [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2011.

Resumo

Com o objetivo de prevenir o afrouxamento, parafusos do pilar com lubrificantes sólidos de superfície foram desenvolvidos e introduzidos no mercado. Assim, foi proposto avaliar a efetividade de parafusos de liga de titânio com e sem tratamento de superfície sobre a estabilidade de pilares em zircônia (ZrO_2) após carga cíclica, bem como observar alterações estruturais por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para isso, 20 pilares UCLA em ZrO_2 foram fixados sobre implantes do tipo hexágono externo com torque de 20 Ncm e divididos em 2 grupos ($n=10$), conforme o parafuso do pilar: (A) pilar-implante e parafuso de liga de titânio (Ti); (B) pilar-implante e parafuso de liga de titânio com cobertura *Diamond Like Carbon* (DLC/Ti). O valor do torque reverso (pré-carga) foi mensurado antes e após o carregamento. O teste foi realizado de acordo com a norma ISO 14801. Cargas cíclicas ($0,5 \times 10^6$; 15 Hz) entre 11 - 211 N foram aplicadas com 30° de inclinação em relação ao longo eixo dos implantes. As médias dos grupos foram calculadas e comparadas utilizando análise de variância de dois fatores e testes F ($\alpha=0,05$). Os resultados mostraram que antes do carregamento a média do grupo Ti foi significativamente maior que a do grupo DLC/Ti ($p=0,021$). Após o carregamento ambas as médias

diminuíram significativamente, sem diferença significativa entre elas ($p=0,499$). As imagens obtidas na MEV revelaram micro-fraturas na base de assentamento do pilar. Nas condições estudadas, concluiu-se que: (1) os parafusos estudados apresentaram efetividade similar com relação à manutenção da pré-carga; (2) a redução significativa no torque reverso e os danos observados na MEV indicam que o acompanhamento dos pacientes é necessário para assegurar a longevidade das restaurações de ZrO_2 implanto-suportadas.

Palavras-chave: Implante dentário endoósseo, biomecânica, próteses e implantes.

Basílio MA. Effectiveness of screw surface coating on zirconia abutments stability after cyclic loading [Dissertação de Mestrado] Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2011.

Abstract

In an attempt to prevent screw-loosening problem, abutment screws with surface treatment were developed. Thus, the aim of the current study was to evaluate comparatively the effectiveness of titanium alloy coated screws and noncoated screws on the stability of ZrO₂-ceramic abutments after cyclic loading, as soon as observe possible microdamaging in the structure of the components using a scanning electron microscope (SEM). For this, 20 prefabricated ZrO₂-ceramic UCLA abutments were tightened to 20 Ncm on their respective external hex implants and divided equally into 2 groups (n=10), according to the type of screws used: (A) implant-abutment and noncoated titanium alloy screw (Ti); (B) implant-abutment and titanium alloy screw with Diamond Like Carbon surface coating (DLC/Ti). The reverse torque value (preload) of the abutment screw was measured before and after loading. The tests were performed according to ISO norm 14801. A cyclic loading (0,5 x 10⁶; 15 Hz) between 11 - 211 N was applied at an angle of 30 degrees to the long axis of the implants. Group means were calculated and compared using ANOVA and F tests ($\alpha=0,05$). The results showed that before cyclic loading, the mean of Ti group was significantly higher than the DLC/Ti group ($p=0,021$). After cyclic loading, both means decreased significantly, with no significant differences

between them ($p=0,499$). Under the studied conditions, it can be concluded that: (1) the two abutment screw types presented similar effectiveness in maintaining preload; (2) the significant decrease in reverse torque values and the microdamaging detected at SEM analysis indicate that patient follow-up is needed to ensure the integrity of the ZrO₂-ceramic single-implant restorations.

Keywords: Endosseou dental implant, biomechanics, prostheses and implants.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Ao longo de muitos anos, a inserção de várias modalidades de implantes dentários, com diferentes indicações, não conseguiu atingir resultados clínicos aceitáveis. Em decorrência disso, o uso dos implantes dentários passou a ser condenado por muitos profissionais e o seu progresso inicial foi consideravelmente retardado⁴. A implantodontia passou a ser realmente conhecida em meados da década de 80, quando surgiram os primeiros trabalhos de divulgação ressaltando o sucesso de reabilitações orais suportadas por implantes osseointegrados¹⁰. A descoberta da afinidade aderente entre o tecido ósseo e os óxidos de titânio, denominada osseointegração, colocou a odontologia dentro de uma nova era da reabilitação oral, oferecendo novas alternativas de tratamento na área protética⁹.

Os primeiros protocolos de tratamento com implantes osseointegrados, preconizados por Brånemark, baseavam-se na reabilitação de mandíbulas totalmente edêntulas em pacientes considerados “inválidos orais”^{1,3}. Com o passar dos anos, o uso bem sucedido dos implantes no tratamento dos arcos totalmente desdentados foi sendo confirmado por vários estudos clínicos^{1,2,15,44}. A alta previsibilidade das próteses totais implantossuportadas levou a expansão das indicações e a reabilitação de arcos parcialmente desdentados³³. Posteriormente, com a perpetuação dos resultados encorajadores, surgiram as restaurações unitárias^{6,34}. O sucesso dos resultados clínicos encontrados com os implantes dentários osseointegrados pode ser atribuído a alguns aspectos relatados na literatura, tais como a capacidade de

suportar consideráveis cargas mastigatórias⁵⁶, a longevidade do tratamento^{2,3}, a possibilidade de repetição na ocorrência de insucesso¹⁰ e a simplicidade da técnica, desde que os protocolos cirúrgicos, protéticos clínicos e protéticos laboratoriais sejam respeitados^{3,4,10}.

Apesar do alto índice de sucesso nos tratamentos com implantes e suas respectivas próteses e da grande aceitabilidade por parte dos pacientes, esta modalidade de tratamento não está livre de complicações, sejam estas de ordem funcional^{13,33}, estética^{13,33} e/ou biomecânica^{15,24,36,44}. Neste trabalho, o foco principal foi o estudo das complicações biomecânicas, assim denominadas, devido à interferência do comportamento mecânico da prótese sobre os tecidos vivos dos pacientes. Mais especificamente, aquelas que interferem na estabilidade da união parafusada, região de interface entre o implante dental, o pilar e o parafuso.

Como consequência desta complicação, podemos evidenciar a interposição de tecido mole entre o pilar e o implante, o acúmulo de placa bacteriana, com conseqüente inflamação da região periimplantar e maior predisposição à fratura do parafuso, visto que cargas funcionais ou parafuncionais irão incidir sobre ele já frouxo^{23,33}. O afrouxamento do parafuso do pilar pode, ainda, ser mais problemático nos casos de próteses cimentadas, pois para obter acesso ao parafuso de retenção solto é necessário remover a restauração sobrejacente, o que pode resultar em dano ou destruição da mesma²⁸. Assim, para que essas restaurações desempenhem seu papel por completo, da maneira como foram idealizadas, é necessário que elas permaneçam devidamente fixadas nos implantes pelos seus respectivos parafusos.

Para entender o processo que envolve a união parafusada é necessário compreender certos princípios de engenharia. Neste processo, quando duas partes ou estruturas são mantidas unidas por um parafuso, essa nova unidade passa a ser chamada de união ou junta parafusada⁴³. Quando um parafuso é apertado por meio de torque, uma tensão inicial denominada de pré-carga é gerada, sendo que geralmente essa força de união é proporcional ao torque aplicado para o apertamento do parafuso. Torques específicos são recomendados 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^{11,35}. O parafuso somente afrouxa se uma força externa a essa união conseguir separar as partes. Como durante o ciclo mastigatório ocorre incidência multidirecional de forças sobre a estrutura dentária, e não há como eliminar a ação das forças de separação, a única forma dessa condição ser evitada é se a tensão que mantém as partes unidas se mantiver sempre maior que as forças que tendem a separá-las⁴³. Sendo assim, quanto maior a pré-carga, maior a resistência ao afrouxamento e maior a estabilidade da união parafusada³¹.

A pré-carga pode ser influenciada por diversos fatores. Dentre eles podemos citar o material constituinte do parafuso e dos componentes^{12,14,37,42,57,58}, controle de qualidade do fabricante dos mesmos, torque aplicado^{25,54}, desenho dos parafusos^{32,35} e rugosidade superficial das partes envolvidas^{14,37}. Dentre estes fatores, o acabamento final das interfaces pode ter um efeito considerável na tensão induzida por um dado torque¹¹. Na tentativa de alcançar o aperto ideal, fabricantes têm alterado a superfície de seus parafusos para diminuir o coeficiente de fricção e permitir maior aperto dos

mesmos. Os fabricantes reportam que esses parafusos reduzem o afrouxamento através da produção de pré-cargas maiores do que as produzidas por parafusos de ligas de ouro e titânio convencionais. Embora os cálculos teóricos possam prever que um coeficiente de fricção reduzido aumenta a pré-carga, existem poucos dados disponíveis na literatura sobre a efetividade das coberturas de superfície que reduzem a resistência friccional. A efetividade desta tecnologia ainda precisa ser documentada, tendo em vista o significativo impacto que poderá ter sobre o estudo da estabilidade da união parafusada se pesquisas independentes, clínicas e laboratoriais, validarem sua efetividade.

Embora haja na literatura alguns trabalhos^{12,14,37-40,47,58,60} que avaliam a estabilidade da união parafusada, estes geralmente baseiam-se na observação de pilares considerados “convencionais”, ou seja, pilares metálicos obtidos a partir de padrões plásticos, pré-usinados sobrefundidos ou totalmente usinados de fábrica. Atualmente, em função do forte apelo estético da sociedade moderna, o uso de restaurações ou próteses que apresentam áreas metálicas, associadas ao fato do paciente possuir uma linha do sorriso alta, incapaz de mascarar eventual halo acinzentado proveniente de um colar metálico, não é mais bem aceito pela maioria dos pacientes, principalmente quando da substituição de dentes anteriores perdidos. Em função disso, sistemas de implantes cerâmicos passaram a ser desenvolvidos, objetivando melhor resultado estético final²². Para confecção das próteses sobre implantes, mais precisamente dos pilares, a zircônia vem sendo discutida como uma nova possibilidade, uma vez que apresenta propriedades mecânicas, biológicas e estéticas atrativas, tais como coloração mais próxima aos dentes, estabilidade dimensional²⁹, alta resistência mecânica^{51,62}, biocompatibilidade^{17,29} e

aprimoramento do desenho intrasucular¹⁸. Atualmente, existem diversos trabalhos com pilares de zircônia na literatura, mostrando principalmente suas propriedades estéticas em substituição ao metal, porém poucos estudos avaliam a união parafusada composta por este material.

Em virtude da grande quantidade de produtos que adentram o mercado da implantodontia e suas variações estruturais geométricas e/ou físico químicas, a maior efetividade deste ou daquele componente vem se mostrando presente até os dias atuais na literatura pertinente. Antes da realização de estudos clínicos ou a aplicação clínica de materiais, testes laboratoriais devem ser realizados para comprovar a aplicabilidade e o desempenho de um material. Com base nessas informações, toda avaliação laboratorial contribui claramente para o entendimento das próteses sobre implantes, já que muitos cirurgiões dentistas não estão familiarizados com essa modalidade de tratamento, carecendo de informações quanto aos aspectos macro e microscópicos dos componentes nelas utilizados, extremamente familiares à engenharia, principalmente mecânica, e muitas vezes distantes da odontologia.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Complicações em prótese sobre implantes

Nos dias de hoje é notável o impacto benéfico que os procedimentos cirúrgico-protéticos baseados na instalação de implantes dentais 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. Entretanto, apesar da sua notória consagração, a substituição de dentes perdidos por implantes osseointegráveis e suas respectivas próteses não estão livres de limitações e eventuais complicações, principalmente quando os planejamentos adotados não seguem princípios biomecânicos consagrados, ou mesmo não respeitam os aspectos funcionais e estéticos do paciente. A literatura é vasta em artigos que descrevem as potenciais complicações associadas a esses procedimentos e uma revisão será apresentada para tomarmos conhecimento de quais são elas e seus impactos sobre o tratamento.

Skalak⁵⁶ (1983) publicou um estudo no qual fez considerações biomecânicas a respeito das próteses sobre implantes, ressaltando aspectos importantes para que complicações sejam evitadas. Segundo o autor é essencial que nenhuma das estruturas sejam estressadas além da sua capacidade de fadiga a longo prazo, sendo a maneira como o estresse mecânico é transferido do implante para o tecido ósseo subjacente um aspecto crítico. Quanto à

distribuição das cargas verticais e/ou horizontais das próteses para os implantes, o autor sugere que além do número, disposição e rigidez das estruturas utilizadas (implantes e componentes protéticos), é necessário que haja um alinhamento entre elas para que não ocorra sobrecarga nem dos componentes, nem do tecido ósseo e todo o sistema não seja levado à falha precoce sob a ação de forças externas. Justamente por isso, estruturas em balanço, denominadas de *cantilever*, quando utilizadas devem ser planejadas com critério, visto que o implante da extremidade sempre será sobrecarregado. Quanto à rigidez do conjunto, em geral deve-se optar por subestruturas rígidas, por promoverem distribuição mais equilibrada das cargas, sem gerar picos de concentração de estresse e movimentação dos implantes. Entretanto, o uso de materiais de cobertura com certo grau de resiliência, como os dentes artificiais de resina acrílica, pode ser uma boa opção para minimizar cargas excessivas da mastigação.

Cox, Zarb¹⁵ (1987) apresentaram resultados longitudinais de 3 anos de uso dos implantes osseointegrados, seguindo o protocolo de 2 tempos cirúrgicos proposto por Brånemark, com o objetivo de verificar a eficácia do tratamento com implantes. Próteses totais fixas mandibulares ancoradas sobre 4 a 6 implantes foram confeccionadas em 26 pacientes. As próteses foram periodicamente avaliadas entre o período de 1 a 3 anos, assim como, a condição gengival em torno do implante foi avaliada segundo os índices convencionais de saúde gengival: quantidade de gengiva inserida, índice de placa, profundidade de sondagem, presença de inflamação gengival e mobilidade. A taxa individual de sucesso reportada pelos autores foi de 87,5% e 96% para os implantes e para as próteses, respectivamente. Dentre as complicações registradas,

destacou-se o alto índice de fratura das infra-estruturas na região de *cantilever*, das quais 12 das 26 fraturaram. Durante o período clínico de observação, apenas 2 parafusos de retenção da prótese fraturaram, sendo a causa atribuída à ausência de adaptação passiva das próteses. Os autores concluíram que parece haver uma crescente evidência de que os índices convencionais de avaliação da saúde gengival não são necessariamente confiáveis para monitorar a eficácia dos implantes. Além disso, os autores comentaram que a falta de adaptação da prótese pode colocar os componentes sobre tensão, podendo levar ao comprometimento do tecido ósseo ao redor do implante, com consequente perda óssea.

Rangert et al.⁵⁰ (1989) apresentaram algumas regras para a confecção das próteses sobre implantes. Segundo eles o desenho da prótese e o posicionamento dos implantes têm influência muito grande na distribuição das cargas, sendo necessário conhecer os aspectos mecânicos do sistema para determinar as cargas incidentes e minimizar as falhas. Baseados em considerações teóricas e na experiência clínica com implantes Brånemark, os autores descreveram 2 tipos de forças atuantes nas unidades de ancoragem do sistema: 1) força axial e 2) momento de flexão. O momento de flexão é decorrente do efeito de alavanca gerado por uma força distante do longo eixo do implante ou por uma força transversa, e pode ser entendido como o produto entre a força e a distância do eixo da força (braço de alavanca). Esses 2 tipos de carga possuem natureza completamente diferente, a força axial é mais favorável, com distribuição mais equilibrada por todo o implante, enquanto o momento de flexão exerce gradientes de tensão no sistema. Essas tensões podem provocar a separação das unidades de ancoragem, sendo, portanto as principais

responsáveis pelas falhas mecânicas. O momento de flexão pode induzir forças extremamente elevadas na união parafusada, o que pode facilmente sobrecarregar os parafusos. Por isso, a pré-carga, força interna gerada no momento do aperto do parafuso, deve ser suficiente para suportar as forças externas e manter as partes unidas. Assim, foram sugeridas 2 condições básicas para que a união parafusada tenha capacidade de suportar o carregamento: adaptação precisa entre os componentes e obtenção de adequada pré-carga. Segundo os autores, numa condição de boa qualidade óssea, a parte frágil do sistema será sempre o parafuso de retenção, considerado um mecanismo de segurança devido à facilidade de reposição.

Em estudo baseado na substituição de coroas unitárias realizado em sete multicentros por Jemt et al.³⁴ (1991), os autores avaliaram a taxa de sobrevivência de implantes do tipo Brånemark e suas respectivas próteses (coroas unitárias) após o período de 1 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, a qual ficou em torno de 26%.

Jemt et al.³³ (1992) realizaram um estudo retrospectivo com o objetivo de reportar as principais complicações observadas nos estágios iniciais do tratamento protético de 87 pacientes reabilitados com 127 próteses parciais fixas suportadas por implantes Brånemark. As próteses foram confeccionadas sobre 354 implantes instalados tanto na mandíbula, quanto na maxila. No período que antecedeu a instalação das próteses, 5 implantes instalados foram perdidos (1,4%), entretanto, não houve registro de falha dos implantes durante o primeiro ano de função, o que resultou em taxa de sucesso global de 98,6%. Os

resultados após a avaliação de um ano das próteses maxilares mostraram que o problema encontrado mais freqüentemente foi a mobilidade das próteses devido ao afrouxamento do parafuso de ouro (13,6%), seguido por queixas estéticas (11,4%) e desconforto relacionado ao desenho das próteses (9,1%). Na mandíbula, as queixas de ordem estética (5,2%), fratura da resina (5,2%) e problemas oclusais (5,2%) foram as complicações mais observadas. Reações nos tecidos moles tais como fístulas, hiperplasias e inflamações corresponderam a 2,1% das complicações. Os autores consideraram os resultados satisfatórios, comparando-os com os resultados de pacientes tratados com próteses totais fixas sobre implantes, sendo as complicações aqui encontradas com menor grau de complexidade de resolução.

Naert et al.⁴⁴ (1992) publicaram a segunda parte de um estudo clínico com o objetivo de confirmar a eficácia da terapia com implantes Brånemark a longo prazo. Neste estudo, 91 pacientes edêntulos receberam 589 implantes entre 1982 e 1989, sendo que destes pacientes, apenas 88 foram reabilitados com 99 próteses totais fixas implantossuportadas. Durante este período de observação os pacientes eram avaliados duas vezes a cada ano. Ao final do sétimo ano, as taxas de falha cumulativa dos implantes na maxila e na mandíbula foram de 8,4% e 5%, respectivamente. Sendo que, após o carregamento, apenas 12 implantes foram perdidos por perda da osseointegração e 3 em decorrência de fratura. Além disso, apenas 3 próteses na maxila e uma na mandíbula foram perdidas como resultado da perda e/ou fratura do implante, o que correspondeu a taxas de sucesso de 93% para a maxila e 98,3% para a mandíbula. Na avaliação das falhas mecânicas que acometeram as próteses as seguintes ocorrências foram encontradas: 3 fraturas

de implantes, 5 fraturas dos parafusos do pilar e 7 fraturas dos parafusos de ouro de retenção das próteses. Duas fraturas de implantes ocorreram após o afrouxamento do parafuso de ouro, provavelmente por causa das forças de alavanca resultantes sobre os parafusos remanescentes apertados. O outro implante fraturado em conjunto com 4 parafusos dos pilares fraturados foram encontrados em uma pessoa que danificou suas próteses. Já as fraturas dos parafusos de ouro foram primariamente relacionadas ao seu afrouxamento. Baseados nesses resultados os autores concluíram que a previsibilidade da eficácia dos implantes Brånemark no tratamento do edentulismo total foi confirmada.

Ekfeldt et al.²⁰ (1994) verificaram em um estudo retrospectivo, onde 77 pacientes receberam 93 implantes para a realização de coroas unitárias, que somente 2 implantes foram perdidos, sendo um antes da instalação do pilar e outro após 1 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 incidência de afrouxamento foi provavelmente o fato do parafuso ser de titânio (Ti), já que o problema parece ter sido resolvido após a substituição destes por parafusos de ouro (Au).

Um estudo retrospectivo realizado por Becker, Becker⁶ (1995) avaliou 22 implantes instalados para reposição de molares unitários, superiores e inferiores de 22 pacientes, sendo os pacientes acompanhados por um período

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, quando um contato não desejado era encontrado, a coroa era submetida à um procedimento de ajuste oclusal. Os resultados mostraram que a principal complicação foi o afrouxamento do parafuso de retenção das próteses, que ocorreu em 8 (38%) dos 21 implantes, e 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.²⁶ (1995) avaliaram 76 coroas unitárias sobre implantes Brånemark que foram inseridos durante um período de 6 anos. Todos os implantes receberam coroas sobre pilares Ceraone. Embora o estudo tenha sido direcionado para avaliação de fatores relacionados à saúde gengival, os autores destacaram que a complicação mais comum foi o afrouxamento do parafuso do pilar, estando presente em 12 coroas. Segundo os autores, o problema diminuiu quando um torquímetro passou a ser utilizado ou quando alguns parafusos foram substituídos por parafusos de Au. Entretanto, principalmente para as coroas instaladas na região de molares, o problema continuou recorrente.

Goodacre et al.²³ (1999) publicaram uma revisão de literatura realizada entre 1981 e 1997, procurando identificar as principais complicações relatadas no tratamento com implantes e prover dados quanto à incidência das mesmas. Dentre as complicações cirúrgicas, os distúrbios neurosensitivos e os

hematomas, foram as mais comumente reportadas. Outras complicações cirúrgicas menos comuns incluem fratura mandibular, hemorragia e desvitalização do dente adjacente. Dentre as complicações nos tecidos moles periimplantares, inflamação/proliferação gengival foi a mais freqüente. A exposição dos implantes devido à deiscência também foi reportada, sendo que a ocorrência desta complicação em áreas estéticas pode levar a um déficit de tecido mole e comprometimento do resultado estético final. A incidência de fístulas no nível da conexão pilar-implante variou entre 0,002% e 25%. Complicação esta, frequentemente associada à higiene oral deficiente e/ou fendas entre os componentes causados pelo afrouxamento do parafuso do pilar ou pelo desajuste das infra-estruturas. As complicações mecânicas incluíram: afrouxamento dos parafusos, fratura dos parafusos, fratura dos implantes, fratura da infra-estrutura/resina/material de revestimento, fratura das próteses e problemas nos mecanismos de retenção das *overdentures*. O afrouxamento dos parafusos foi a complicação mais frequente, com incidência de afrouxamento do parafuso do pilar variando entre 2% e 45%. O afrouxamento dos parafusos ocorreu mais em coroas unitárias do que em qualquer outra modalidade de prótese. Fratura do implante foi uma complicação incomum, mas significativa. Por fim, problemas estéticos e fonéticos foram relatados em um número limitado de estudos.

Drago¹⁹ (2003) avaliou a eficácia do parafuso Gold-Tite (3i Implant Innovation, Inc., West Palm Beach, FL) na manutenção de uma conexão pilar-implante clinicamente estável. Este estudo foi conduzido com a participação de 73 pacientes (51 mulheres e 22 homens), os quais foram tratados com 110 implantes Osseotite (3i Implant Innovation, Inc., West Palm Beach, FL). Todos os

pacientes foram restaurados com coroas unitárias cimentadas e acompanhados pelo período mínimo de 1 ano após a instalação das restaurações e carregamento oclusal. Os pacientes foram avaliados em 3 visitas de retorno (1, 6 e 12 meses). Quatro pacientes com 6 implantes foram perdidos durante o curso do estudo. Nas 104 restaurações remanescentes, 1 parafuso do pilar apresentou soltura na visita de retorno de 12 meses, representando uma taxa de sucesso de 99%. Estes resultados estão de acordo com a crescente evidência que parafusos do pilar com coberturas de superfície podem promover um aumento no valor da pré-carga, mantendo uma conexão pilar-implante estável na prática clínica e um melhor desempenho clínico das restaurações implanto-suportadas.

Simon⁵⁵ (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 término 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 uma taxa de 22% de perda da cimentação. Segundo os autores, referente ao afrouxamento do parafuso do pilar, esta taxa diminuiu quando os parafusos foram substituídos por parafusos de Au.

Theoharidou et al.⁵⁹ (2008), realizaram uma revisão sistemática questionando a incidência do afrouxamento de parafusos 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, os autores chegaram à conclusão que o afrouxamento do parafuso do pilar em próteses unitárias é um evento raro quando a geometria da união parafusada e o torque são empregados adequadamente.

2.2 União parafusada: uma análise biomecânica e comportamental dos parafusos

O afrouxamento dos parafusos nas próteses sobre implantes é considerado 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 pilar⁶³. Diante dessa problemática, a descrição de alguns trabalhos a respeito da estabilidade da união parafusada e da dinâmica de como ocorre o processo de afrouxamento dos parafusos que compõem uma prótese sobre implante se faz necessária para maior entendimento e aprofundamento no assunto.

Como os parafusos de retenção do pilar em restaurações unitárias apresentam maior tendência de afrouxamento, uma vez que são mais suscetíveis a ação das cargas durante a função, Jorneus et al.³⁵ (1992) avaliaram a estabilidade da união parafusada composta por parafusos com diferentes formatos e materiais. Quatro tipos de parafusos foram testados segundo os 2 principais mecanismos de afrouxamento (acomodação das superfícies contactantes e excessivo “dobramento” da união parafusada), sendo

estes: (1) parafuso de Ti grau 1 com cabeça cônica, (2) parafuso de Ti grau 1 com cabeça plana, (3) parafuso de Ti grau 3 com cabeça plana e (4) parafuso de Au com cabeça plana. Para avaliar o efeito da acomodação das superfícies um implante foi montado em um bloco de resina e um pilar cilíndrico fixado a este através de um dos parafusos acima citados. Os parafusos foram apertados com torques entre 20 e 35 Ncm. Cada parafuso foi testado imediatamente após o apertamento (antes da sua acomodação) em cinco ensaios repetidos, sendo o torque necessário para rotacionar o pilar dentro do hexágono do implante a medida aferida. Para simular a função, outra série de mensurações foi realizada após a união parafusada ser submetida ao carregamento. Uma força de 70 N foi aplicada no pilar, perpendicular ao longo eixo do implante, a 9,5 mm da interface pilar-implante. Essa força foi aplicada por 100 vezes em dois lados opostos do corpo de prova. Neste estudo foi demonstrado que os parafusos com cabeça cônica apresentam os menores valores de torque. Segundo os autores, o desenho da cabeça do parafuso desempenha um papel significativo na pré-carga desenvolvida. Um parafuso de cabeça cônica perde maior quantidade de torque devido ao atrito da sua cabeça com a porção interna do pilar. O único parafuso que demonstrou capacidade de apreensão superior a 50 Ncm após a acomodação foi o parafuso de Au. Portanto, este seria o único capaz de promover uma fixação previsível em uma situação de carregamento extremo. Além disso, demonstrou-se que após a acomodação inicial, o torque necessário para promover o assentamento do parafuso é menor e que, de maneira geral, quanto maior o torque aplicado menor o risco de afrouxamento.

Em virtude de muitos estudos clínicos vincularem o sucesso do tratamento com implantes apenas à osseointegração e à fixação na região de

ancoragem da prótese, em detrimento do desempenho da prótese como um todo, Sakaguchi, Borgersen⁵², em 1993, avaliaram por meio de elemento finito a performance biomecânica dos componentes protéticos que compõem a supra-estrutura, mais especificamente, a interface da coroa relacionada com o parafuso de ouro e com o pilar. Um modelo de elemento finito baseado no sistema de implante Brånemark (Nobelpharma AB) foi desenvolvido para a análise do contato entre as interfaces coroa-parafuso e coroa-pilar. Os componentes foram modelados como um sistema de 2 corpos e um limiar de 0.1 μm foi usado para definir o contato entre os corpos, assim como a separação entre eles. Um torque de 10 Ncm foi simulado no parafuso de Au, produzindo uma rede de tensão no corpo do parafuso. A simulação do apertamento do parafuso de retenção foi seguida por um carregamento não axial para demonstrar o efeito de elevadas tensões durante a função. Após o processamento, um histórico da distribuição das tensões foi representado graficamente. A aplicação do torque resultou em uma ação de apreensão entre a coroa e o pilar. As tensões foram desenvolvidas entre a base da cabeça do parafuso e o ombro da coroa onde este se apóia, assim como nas superfícies de contato entre a coroa e o pilar, sendo transmitidas através desta interface e distribuídas para a porção rosqueada do parafuso de retenção e do parafuso do pilar. A análise do contato demonstrou que o carregamento oclusal resultou na separação entre a coroa e o pilar no lado oposto da aplicação da carga. Já na interface entre a coroa e o parafuso de ouro, próximo a cabeça do parafuso, a separação ocorreu no mesmo lado da aplicação da carga, ficando o lado oposto sob compressão. Os repetidos ciclos de carregamento resultaram ainda em alternância de contato e separação entre a coroa e a base da cabeça do

parafuso. A partir desses achados os autores concluíram que o afrouxamento e a falha dos parafusos de ouro provavelmente resultam desses eventos de separação e dos elevados níveis de tensão gerados nos mesmos.

Burguete et al.¹¹ (1994) realizaram uma revisão a respeito dos princípios biomecânicos relacionados ao apertamento da união parafusada em implantes osseointegrados, procurando dar algumas informações sobre qual o nível de tensão desejável para este procedimento. Brickford em 1981, citado em sua revisão, descreveu com detalhes o mecanismo de afrouxamento dos parafusos, o qual ocorre em duas etapas. Inicialmente, o parafuso funcionaria como uma mola, estirado pela pré-carga, sendo este estiramento mantido pelas forças de fricção geradas em suas roscas. Qualquer força externa que cause um pequeno deslizamento entre as roscas, não importa quão pequeno, leva a alguma liberação do estiramento e alguma perda de pré-carga. Assim, a aplicação de forças externas, por exemplo, as forças mastigatórias, pode levar a uma erosão efetiva da pré-carga na união parafusada. Neste estágio, quanto maior a pré-carga, maior será a resistência ao afrouxamento, pois a força externa requerida para causar o deslizamento das roscas tem que ser maior do que as forças de fricção entre elas. No estágio secundário do afrouxamento, a pré-carga está abaixo de um valor crítico, de modo que as forças externas podem causar o giro das roscas. Uma vez atingido esse estágio, a união parafusada torna-se mais suscetível a abertura e, conseqüentemente, as falhas. Outro fator importante relacionado à seleção de um adequado nível de apertamento é o tempo de fadiga do parafuso. Mesmo quando o parafuso é apertado até se obter uma união firme, o que significa que todas as partes da conexão estão em contato, o parafuso irá sofrer a ação das forças externas que

atuam no sentido de separar as partes. Com um apertamento acima do nível de adaptação das partes, a pré-carga aumenta e o parafuso irá receber uma proteção adicional contra as cargas externas de separação. Essa proteção é cada vez mais benéfica para o desempenho de fadiga do parafuso, até o ponto em que a carga total suportada pelo parafuso, resultante da pré-carga e das cargas externas, atinge a resistência ao escoamento do parafuso. Quando o nível de carga é excedido, o desempenho de fadiga do parafuso decresce drasticamente. Sendo assim, o objetivo do apertamento de uma união parafusada é a obtenção de uma ótima pré-carga que maximize o tempo de fadiga do parafuso e ofereça um grau de proteção razoável contra o afrouxamento. Outro fator que deve ser observado é a relação entre o torque aplicado e a pré-carga. Quando um torque é aplicado, este é contraposto pelas forças requeridas para o estiramento do parafuso e compressão das partes, assim como pelas forças friccionais abaixo da cabeça do parafuso e em suas roscas. Por consequência dessas forças, o torque aplicado e a pré-carga são apenas indiretamente proporcionais, e influenciados pelo coeficiente de fricção, geometria e propriedades dos materiais constituintes da união parafusada. Dentre esses fatores, a geometria e as propriedades dos materiais, quando comparados ao coeficiente de fricção, têm usualmente menor influência. O coeficiente de fricção, por sua vez, é dependente da dureza, acabamento superficial, velocidade de apertamento e da qualidade de um eventual lubrificante de superfície.

Haack et al.²⁵ em 1995, realizaram um estudo com o objetivo de desenvolver um método de avaliação das tensões induzidas em parafusos de pilares tipo UCLA a partir de mensurações de alongamento e determinar o valor

do torque máximo de apertamento sem que haja deformação plástica dos mesmos. Para a mensuração do comprimento dos parafusos a porção coronal do pilar e a porção apical do implante foram removidas, expondo a metade da cabeça do parafuso no pilar e as 3 roscas mais apicais no implante. Um pilar UCLA de ouro com hexágono anti-rotacional (Implant Innovations) foi fixado sobre um implante (Nobelpharma USA) usando parafusos de Ti e de Au (Implant Innovations). O torque foi aplicado por meio de um torquímetro digital e as medidas de alongamento realizadas através de um micrômetro. O comprimento do parafuso de Au foi medido antes da aplicação do torque, após um torque inicial de 5 Ncm e a cada incremento de 2 Ncm a partir do torque de 10 Ncm até o valor de 32 Ncm recomendado pelo fabricante. Similarmente, o parafuso de Ti foi medido antes da aplicação do torque, após 4 Ncm e a cada incremento de 2 Ncm a partir de 8 Ncm até 20 Ncm. O valor do destorque foi mensurado apenas após o torque máximo de 32 Ncm e 20 Ncm para os parafusos de Au e Ti, respectivamente. Este procedimento foi repetido por 5 vezes em cada um dos 10 parafusos (5 de cada) no mesmo conjunto pilar-implante. Os resultados mostraram que as maiores medidas de alongamento ocorreram no momento em que maior quantidade de torque foi aplicada, entretanto, não foi possível estabelecer uma correlação linear entre o grau de alongamento e o torque aplicado. Quanto aos valores de destorque, para o parafuso de Au, não houve diferença significativa entre as 5 séries de apertamento realizadas. Já para o parafuso de Ti, houve diferença significativa entre a primeira série de apertamento e as séries subsequentes. As medidas de alongamento foram convertidas em tensões geradas sobre os parafusos. A tensão calculada para os parafusos de Au e Ti no torque máximo recomendado pelo fabricante foi 60%

menor que a resistência ao escoamento dos mesmos e, com base nesta análise estática, o alongamento dos parafusos ocorreu dentro de sua variação elástica. Os autores concluíram que os parafusos podem ser apertados com um torque ligeiramente acima daquele recomendado pelo fabricante a fim de prevenir o afrouxamento.

Jaarda et al.³² (1995) fizeram uma comparação morfológica de 5 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 significante entre todos os parafusos, exceto nos parâmetros C e G. Com relação às diferenças encontradas em relação às características morfológicas e suas consequências, 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 consequente perda da pré-carga. 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, Borgersen⁵³ (1995) avaliaram o mecanismo de transferência de carga entre os componentes protéticos de uma prótese sobre implante devido à aplicação do torque de apertamento sobre os parafusos de retenção da prótese e do pilar. Em virtude do interesse primário pelas interações entre os parafusos e as superfícies de contato (estruturas internas que compõem a união parafusada), o método do elemento finito foi selecionado. O modelo de elemento finito utilizado baseou-se nos componentes da empresa 3i (Implants Innovation Inc), sendo adotado como módulo de elasticidade os valores de 99,3 GPa para componentes de liga de Au e 110 GPa para o titânio comercialmente puro (Ti cp). Inicialmente os componentes foram definidos como não carregados ou livres de contato entre suas superfícies. O torque simulado nos parafusos foi a única carga aplicada no modelo. A simulação utilizou torques de 20 Ncm e 10

Ncm para o parafuso de Ti do pilar e para o parafuso de Au de retenção da coroa, respectivamente. A pré-carga foi atingida pela determinação de uma sobreposição (interferências de contato) entre as superfícies do modelo. Os resultados demonstraram o seguinte comportamento da união parafusada: o torque de apertamento do parafuso do pilar gerou uma força de apreensão entre o pilar e o implante. O total da força de contato na direção axial foi de 188,3 N e 187,2 N nas interfaces pilar-implante e parafuso- pilar, respectivamente. Quando o parafuso de ouro foi apertado, além da força de contato na interface cilindro-pilar de 131,5 N, a força de apreensão na interface pilar-implante aumentou de 188,3 N para 226,4 N (acréscimo de 20,2%). No entanto, o aumento da força de união entre estes componentes ocorreu à custa de uma diminuição da força de apreensão na interface parafuso-pilar de 187,2 N para 94,0 N (decréscimo de 49,8%). Segundo os autores, esse efeito foi produzido devido a uma tensão na cabeça do parafuso do pilar no momento em que as roscas do parafuso de ouro foram introduzidas para o apertamento do mesmo. Com isso, se o aspecto externo dos componentes protéticos for considerado como um corpo único, pode-se dizer que a resistência compressiva aumenta quando os dois parafusos são apertados. Porém, a força de união interna entre o parafuso do pilar e o próprio pilar é reduzida quando o parafuso de Au é apertado. Além disso, para o torque simulado de 20 Ncm, a tensão máxima de tração correspondeu a 52% do seu limite elástico. Já no parafuso de Au, para o torque de 10 Ncm a tensão máxima de tração foi 39,3%. Os resultados dessa análise estática sugerem que o torque de apertamento pode ser ligeiramente aumentado, além do recomendado pelo fabricante, sem exceder a capacidade elástica do material. No entanto, seria interessante uma análise associada à performance

mastigatória, visto que com o carregamento oclusal, os parafusos sob tensão podem sofrer uma deformação plástica, o que conseqüentemente resulta na perda da pré-carga e retenção da restauração.

O trabalho de Carr et al.¹⁴ em 1996, revisou conceitos fundamentais relacionados aos procedimentos de obtenção, acabamento e polimento de pilares protéticos, observando a geração de pré-carga, por meio de *strain-gauge*, durante o procedimento de apertamento dos parafusos, variando o tipo de pilar (ouro pré-fabricado, com cinta em ouro a ser sobrefundido 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. Maiores valores de pré-carga foram obtidos pelos pilares pré-fabricados quando comparados aos produzidos por padrões plásticos. Avaliando apenas os padrões plásticos, os resultados revelam que maiores valores de pré-carga ocorreram com os pilares obtidos a partir do uso de uma liga de baixa fusão comparados a uma de alta fusão. Os dados obtidos ainda indicam que quando pilares 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. Pilares 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 pilares metálicos pré-fabricados oferece vantagens quando comparados a pilares plásticos.

Binon⁷ (1996) desenvolveu um estudo para determinar a influência da liberdade rotacional entre o hexágono interno do pilar e o hexágono externo

do implante no que diz respeito à estabilidade do parafuso dessa conexão durante uma função simulada. Para o estudo, as dimensões do hexágono externo de 50 implantes Brånemark (3.75 x 10 mm) foram mensuradas para que uma média fosse estabelecida. A partir desta média, uma série de 50 pilares cônicos tipo UCLA foram usinados com uma dimensão crescente do seu hexágono interno. Dez grupos de pilares foram formados de acordo com a variação da medida do hexágono interno. A liberdade rotacional de cada grupo foi verificada antes da aplicação da carga. Após a análise de liberdade rotacional, os pilares foram conectados aos implantes usando parafusos de Ti com um torque de 30 Ncm. Os espécimes foram fixados em uma máquina de ensaios e submetidos a uma carga cíclica de 133,3 N, com frequência de 20 Hz, até a falha da conexão, a qual foi determinada pelo afrouxamento do parafuso. 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 a probabilidade de afrouxamento dos parafusos. Os grupos com desajuste rotacional inferior a 2 graus apresentaram uma maior resistência ao afrouxamento (média de 6,7 milhões de ciclos), cerca de 26% maior do que a resistência apresentada pelos grupos com desajuste rotacional superior a 2°. Além disso, os sete grupos com liberdade rotacional superior a 5° apresentaram um comportamento semelhante, com a falha dos parafusos ocorrendo entre 1,1 e 2,5 milhões de ciclos, 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 e que a eliminação da liberdade rotacional resultou em uma conexão mais rígida e mais resistente ao afrouxamento.

A estabilidade da interface de implantes tipo hexágono externo foi discutida por Binon⁹ em 2000. O conceito de uma conexão parafusada foi apresentado em relação ao torque, à pré-carga e aos fatores que afetam a estabilidade da conexão: rugosidade superficial, 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 e compatibilidade dos materiais. Segundo o autor, as superfícies de contato têm influência direta e significativa na obtenção da adequada força de apreensão e manutenção da estabilidade da conexão. O processo conhecido como acomodação das superfícies (*Embedment Relaxation*) ocorre devido à presença de micro irregularidades entre as superfícies. Mesmo uma superfície cuidadosamente usinada, como a dos implantes e seus componentes, apresentam rugosidades superficiais se observadas por um microscópio. Quando superfícies opostas entram em contato, por meio do encaixe dos componentes e mais intensamente ainda quando a pré-carga é gerada, em virtude da força de apreensão entre as estruturas, há uma tendência natural de aplainamento ou mesmo desgaste das irregularidades superficiais. Assim que a superfície aplaina, a distância microscópica entre as superfícies diminui, o parafuso perde parte de seu alongamento e, conseqüentemente, a pré-carga diminui. Com relação ao desenho dos parafusos e seus materiais constituintes, o autor relatou que o desenho dos parafusos tem evoluído para maximizar a pré-carga, sendo que os parafusos dos pilares geralmente consistem em uma cabeça de assentamento plana, uma haste longa e seis roscas de alcance. O fator mais importante que determina a capacidade de apertamento do parafuso é o material com que é feito. A resistência do

material tem uma influência significativa na pré-carga, sendo que o apertamento com até 70 a 80% do seu limite convencional de escoamento geralmente é recomendado para prevenir deformação permanente. Então, quanto mais forte o parafuso, maior pré-carga pode ser atingida. Porém, isto é verdadeiro dentro de certos limites, o apertamento de um parafuso de liga de Ti com o torque recomendado de 35 Ncm (32% do limite convencional de escoamento) gera pré-cargas de aproximadamente 400N. A aplicação de um torque maior não fornecerá um ganho adicional de pré-carga devido à elevada fricção entre o Ti das roscas do implante e o Ti das roscas do parafuso. Essa resistência friccional é devida em parte ao processo de escoriação, uma forma de desgaste adesivo que ocorre durante o íntimo contato de materiais semelhantes. Daí a introdução dos parafusos de liga de Au. O parafuso de Au tem um coeficiente de fricção mais baixo, podendo suportar aproximadamente 75% do limite convencional de escoamento, o que resulta em pré-cargas em torno de 890N, duas vezes maior do que as atingidas por um parafuso de Ti. Num esforço para reduzir a resistência friccional e gerar mais pré-carga, agentes lubrificantes de cobertura têm sido aplicados aos parafusos do pilar. Os mais notáveis são o TorqTite da Nobel Biocare-SteriOss e o Gold-Tite da Implant Innovations. O TorqTite possui uma cobertura de Teflon, sobre as roscas do parafuso de Ti, que reduz o coeficiente de fricção em 60%. O fabricante relata que com um torque de 35 Ncm (75% do limite convencional de escoamento) atinge pré-cargas em torno de 933N. Sendo assim, do ponto de vista prático, a performance do parafuso de Ti com cobertura e do parafuso de Au são semelhantes. O Gold-Tite reduz a fricção através do recobrimento do parafuso de Au com uma camada de ouro puro de 0,76 μm . Com um torque de 32 Ncm, o fabricante relata um aumento de 24% na

pré-carga, de 297.8 para 369.4 N. Porém, o autor afirmou que os dados disponíveis sobre a efetividade das coberturas de superfície são baseados em informações dos fabricantes e possuem validade independente limitada. Por fim, o autor recomendou que se verifique os parafusos a cada 12 ou 18 meses, para se restabelecer a pré-carga ideal e evitar complicações, haja vista que a causa do afrouxamento é multifatorial e a atenção aos detalhes deve ser crítica para o sucesso a longo prazo.

Martin et al.⁴², em 2001, realizaram um estudo com o objetivo principal de avaliar o material e o tipo de superfície de 4 parafusos de pilar comercialmente disponíveis, quanto: (I) ao ângulo de rotação do parafuso e (II) à pré-carga gerada. Além disso, visualizaram a superfície das roscas do parafuso antes e após o apertamento através de MEV. Os seguintes parafusos foram avaliados: Gold-Tite, TorqTite, liga de Au e liga de Ti. Vinte parafusos de cada tipo foram divididos em 2 grupos com 10 parafusos de cada. Sendo um, o grupo de amostras dos parafusos que receberiam um torque de 20 Ncm e o outro, um torque de 32 Ncm. Para a análise do grau de rotação a amostra era posicionada em um aparelho de medidas angulares e com um torquímetro digital aplicava-se o torque no valor desejado, após a aplicação do torque o grau de rotação do parafuso era registrado. Para a análise da pré-carga gerada foi realizado o afrouxamento do parafuso por meio de um toque reverso, e o pico do valor obtido era registrado. Este mesmo procedimento foi repetido por mais 4 vezes, a fim de que após 5 ciclos de apertamento e afrouxamento eventuais variações nos graus de rotação e na pré-carga gerada fossem registradas. Após a coleta dos dados um espécime de cada grupo foi utilizado para a análise em MEV. Exames em aumentos de 85X e 200X foram conduzidos para avaliar se

modificações físicas ocorreram na superfície das roscas dos parafusos quando comparadas as superfícies de um parafuso novo. Os resultados mostraram que para ambos os torques de apertamento o maior grau de rotação foi registrado para os parafusos TorqTite, seguidos pelos Gold-Tite, Au e Ti. Na avaliação da pré-carga gerada, para os 2 torques de apertamento, os parafusos Gold-Tite apresentaram maiores valores de pré-carga, seguidos pelos parafusos TorqTite, Au e Ti. Com relação aos ciclos de apertamento, não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de torque definidos nem para o ângulo de rotação, nem para a pré-carga gerada. A análise realizada em MEV não revelou modificações reportáveis. Os autores concluíram que os tratamentos superficiais dos parafusos foram capazes de reduzir a fricção, resultando em maiores valores de pré-carga, no entanto ressaltam que esses valores deveriam ser investigados sob carga cíclica.

Baseados no pressuposto que os pilares possuem diferentes propriedades mecânicas e anti-rotacionais, e com isso, diferentes resistências à abertura da união parafusada, Tan, Nicholls⁵⁸ (2001) analisaram comparativamente a pré-carga gerada por 7 sistemas de pilares comumente utilizados. Os sistemas testados foram: (A) Plataforma Standard regular 5.5 mm (Nobel Biocare) com parafuso de Ti cp, (B) Plataforma EsthetiCone regular 3.0 mm (Nobel Biocare) com parafuso de Ti cp, (C) Plataforma MirusCone regular 3.0 mm (Nobel Biocare) com parafuso de Ti cp, (D) Titanium Abutment Post 2.0 mm (Implant Innovation) com parafuso de liga de Ti, (E) Plataforma CeraOne regular 2.0 mm (Nobel Biocare) com parafuso de liga de Au, (F) Gold Cylinder to Fixture com parafuso de liga de Au (Nobel Biocare), e (G) Plataforma TiAdapt regular 5 x 8 mm (Nobel Biocare) com parafuso de liga de Au. Para a

mensuração da pré-carga, a tensão de compressão gerada na interface pilar-implante foi registrada através de *strain gauges*. Cada pilar foi posicionado sobre um implante 3.75 x 15 mm (Nobel Biocare AB), o parafuso específico do pilar foi então apertado utilizando um torquímetro eletrônico (DEA 020, Nobel Biocare AB) de acordo com o torque recomendado pelo fabricante. Sendo, cada procedimento de aperto e mensuração, repetido por 5 vezes. Adicionalmente, a variável velocidade do torque foi investigada. No que se referem à pré-carga gerada, os resultados demonstraram uma diferença significativa entre os sistemas de pilares avaliados. No torque recomendado pelo fabricante, a média da pré-carga mensurada nos pilares foi 181.6 ± 60.0 N para Standard, 291.3 ± 41.2 N para o EsthetiCone, 456.5 ± 44.0 N para o MirusCone, 369.7 ± 32.9 N para o Titanium Abutment Post, 643.4 ± 143.1 N para o CeraOne, 536.3 ± 68.6 N para o Gold Cylinder to Fixture e 556.9 ± 145.6 N para o TiAdapt. Avaliando os sistemas de acordo com o material constituinte do parafuso, para os parafusos de Ti cp com o torque recomendado de 20 Ncm, a menor pré-carga foi mensurada no Standard e a maior no MirusCone. Para os parafusos de Au com o torque de 32 Ncm, a maior pré-carga foi no CeraOne e a menor no TiAdapt. Genericamente, os sistemas apresentaram uma pré-carga ligeiramente maior com o apertamento em baixa velocidade, mas essa diferença só foi estatisticamente significativa no grupo do TiAdapt. Os autores concluíram que as pré-cargas mensuradas indicaram diferenças entre os sistemas de pilares, estando sob dependência do desenho do pilar, material do parafuso, torque de apertamento e velocidade de apertamento.

Siamos et al.⁵⁴ (2002) realizaram um estudo com o propósito de determinar se a variação da pré-carga no complexo pilar/implante poderia

facilitar o afrouxamento do parafuso do pilar simulando condição de carga. Para isso, um implante de plataforma regular e 13 mm de comprimento foi montado em um bloco de resina, e um pilar foi parafusado pela ação de um torquímetro. Quarenta corpos de prova foram avaliados e divididos em 3 grupos experimentais que continham 4 sub-grupos (torque de 25, 30, 35 e 40 Ncm). Os grupos eram: GI - 2 corpos de prova por subgrupo receberam o torque recomendado, aguardaram-se 3 horas e realizou-se o torque reverso, GII - 2 corpos de prova por subgrupo receberam o torque recomendado, 10 minutos foram aguardados, aplicou-se outro torque de igual valor; aguardaram-se 3 horas e realizou-se o torque reverso, GIII - 6 corpos de prova por subgrupo receberam o torque recomendado, aguardaram-se 10 minutos, aplicou-se outro torque de igual valor, e por um período de 3 horas os corpos de prova foram submetidos à carga cíclica. Em seguida, foi realizado o torque reverso. Os resultados demonstraram que em todos os grupos o torque necessário para a remoção dos parafusos (torque reverso) foi sempre inferior ao torque aplicado inicialmente. Entretanto, os parafusos que receberam um segundo torque de igual valor, 10 minutos após o primeiro torque, apresentaram maior resistência ao torque reverso, o que faz os autores sugerirem que este procedimento deve ser tomado como rotina na conduta clínica. Os parafusos apertados acima do limite recomendado pelo fabricante (30 Ncm) também apresentaram maior resistência ao torque reverso. Assim, os autores sugerem que os parafusos possam ser apertados com valores de torque ligeiramente acima daqueles recomendados.

Em decorrência da fadiga poder ser responsável pela instabilidade da união parafusada, Khraisat et al.³⁸, em 2002, investigaram a resistência à fadiga e os modos de falha de restaurações unitárias implantossuportadas. Dois

sistemas de implante, Brånemark (Mark IV; Nobel Biocare AB) e ITI (Solid screw; Institute Straumann AG), foram selecionados por representar uma conexão externa do tipo hexágono e uma conexão interna cônica. Sete implantes (10 mm) de cada sistema foram embebidos em um bloco cilíndrico de resina acrílica com uma profundidade de 7 mm, para que uma reabsorção óssea de 3 mm fosse simulada. Pilares CeraOne e Solid, com coroas experimentais cimentadas foram fixados aos implantes Brånemark e ITI, respectivamente. Cada espécime foi montado em uma máquina de ensaios e um carregamento cíclico entre 0 e 100 N foi aplicado perpendicularmente na coroa sobrejacente ao pilar, em uma frequência de 75 ciclos/minuto. O ponto de aplicação da carga foi a uma distância de 11,5 mm da superfície do bloco de resina. Para simular 6 anos de função, uma meta de $1,8 \times 10^6$ ciclos foi definida. Os parafusos do pilar dos espécimes Brånemark fraturaram entre 1.178,023 e 1.733,526 ciclos, enquanto que os espécimes ITI atingiram a meta de $1,8 \times 10^6$ ciclos sem falha. Uma diferença significativamente alta entre os 2 grupos foi encontrada. A zona crítica de falha dos espécimes foi na junção entre a porção sem roscas e com roscas dos parafusos. Os autores concluíram que para o sistema Brånemark, apesar da geometria e composição do parafuso do pilar ter sido modificada, este é o componente mais frágil. O sistema ITI, conexão interna cônica, demonstrou resistência à fadiga superior a conexão externa do tipo hexágono. A dispersão das tensões ao longo da interface de união pode ser a razão para a maior resistência no carregamento cíclico lateral.

Lang et al.⁴¹ (2003) realizaram um estudo utilizando a 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 sobre a pré-carga gerada. Dois sistemas de implantes da Nobel Biocare foram selecionados por representarem uma conexão externa e uma interna, como segue: (1) implante Brånemark Mark III 3.75 x 10 mm, um pilar CeraOne e um parafuso de liga de Au; (2) implante Replace Select 4.3 x 10 mm, um pilar Straight Esthetic e um parafuso TorqTite. 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 0 até 64 Ncm, em incrementos de 1 Ncm. A FEA foi conduzida em 2 experimentos. Para o 1º experimento, o coeficiente de fricção foi definido como 0.20 entre todos os componentes de Ti e como 0.26 entre o Au e o Ti. 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 por representar metais bem lubrificados. No 1º experimento, para o sistema Mark III o valor de pré-carga observado foi de 318.7 N no torque recomendado pelo fabricante de 32 Ncm e para o Replace Select a pré-carga foi 532.7 N no torque recomendado de 35 Ncm. No 2º experimento, para o Mark III a pré-carga foi 677.6N no torque de 32 Ncm e para o Replace Select a pré-carga foi 805.8 N no torque de 35 Ncm. Baseados nestes resultados os autores concluíram que o coeficiente de fricção de 0.26 resultou em uma pré-carga menor que a ideal, correspondente a 75% do limite convencional de escoamento do parafuso. Assim como, quando o coeficiente de fricção foi definido como 0.12 os valores de pré-carga no torque

recomendado foram maiores nos dois sistemas, sendo a redução do coeficiente de fricção um mecanismo eficiente no desenvolvimento de uma maior pré-carga.

O valor do torque reverso, necessário para afrouxar o parafuso do pilar após um teste de fadiga, foi assumido por Khraisat et al.⁴⁰ (2004), como a medida da pré-carga remanescente. Com este pressuposto, os autores realizaram um estudo com o objetivo de investigar o efeito do carregamento cíclico lateral, com diferentes pontos de aplicação da carga, sobre o afrouxamento do parafuso do pilar de um sistema de implante tipo hexágono externo. Além disso, o deslocamento rotacional do pilar e modificações microscópicas nas superfícies contactantes foram examinados. Para este estudo, foram usados 15 conjuntos compostos de um implante Brånemark Mark IV (4 x 10 mm) (Nobel Biocare AB) montado em um suporte metálico, um pilar CeraOne (Nobel Biocare AB), e uma coroa experimental. Para manter os implantes bem fixados, o suporte metálico possuía um orifício central de 4 mm e um parafuso lateral. Os implantes foram posicionados na abertura central, de modo que 3 mm de reabsorção óssea fosse simulada, e fixados pelo aperto do parafuso lateral. Os pilares foram conectados aos implantes com um leve aperto manual de seus parafusos. As coroas experimentais foram fabricadas com uma abertura de acesso ao parafuso de retenção e cimentadas sobre os pilares. Para o registro da pré-carga inicial, um torquímetro (Model BTG60CN; Tonichi Mfg) foi usado para assegurar a aplicação precisa de uma força reproduzível em cada parafuso. O torquímetro foi mantido firme, cuidadosamente posicionado no longo eixo do implante, e girado no sentido horário até o respectivo parafuso ser apertado em 32 Ncm, como recomendado pelo fabricante. O parafuso foi reapertado após 10 minutos, para minimizar o efeito de acomodação das

superfícies contactantes e obter uma pré-carga ideal. Cinco minutos depois, a pré-carga foi mensurada a partir do torque reverso. Subsequentemente, o parafuso foi apertado e então reapertado, como descrito anteriormente. Os conjuntos montados foram divididos em 3 grupos, com 5 espécimes em cada: (A) aplicação cêntrica da força, perpendicular ao longo eixo do implante, a uma distância longitudinal de 11,5 mm da borda do suporte metálico, por um período de $1,0 \times 10^6$ ciclos. (B) aplicação excêntrica da força (4 mm de distância lateral do ponto de aplicação do grupo A), com o mesmo sentido, mesma distância longitudinal e pelo mesmo período do grupo A. (C) grupo controle, os espécimes foram mantidos sem carregamento pelo mesmo período dos grupos A e B. Cada espécime foi montado em uma máquina de ensaios e uma carga cíclica entre 0 e 50 N foi aplicada de acordo com grupo experimental, em uma frequência de 75 ciclos por minuto. Após a conclusão do ensaio, a pré-carga pós-carregamento foi mensurada pelo torque reverso. O torque reverso inicial foi subtraído do torque reverso pós-carregamento e a diferença resultante foi referida como a diferença do torque reverso (DTR). O deslocamento rotacional pós-carga foi avaliado no 4º e 5º espécime dos grupos submetidos ao carregamento (A e B). Por fim, uma análise em MEV foi conduzida para avaliar alterações físicas na superfície das roscas do parafuso e nas margens do hexágono. 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. O deslocamento rotacional só foi observado nos 2 espécimes do grupo B (58 ± 2 μm e 53 ± 1 μm). A análise em MEV revelou um leve desgaste na superfície das

roscas dos parafusos em todos os grupos. Um polimento mais acentuado foi observado nas margens do hexágono no grupo B. 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.

Neste mesmo ano, Khraisat et al.³⁹ realizaram um estudo com o objetivo de investigar o efeito de um ensaio de fadiga sobre o afrouxamento do parafuso do pilar e sobre a resistência à flexão de um sistema de implante tipo hexágono externo, após 2 períodos de carregamento cíclico lateral. Quinze conjuntos, obtidos do estudo acima citado, foram utilizados. A preparação dos espécimes e a mensuração da pré-carga inicial a partir do torque reverso foram descritos no estudo prévio reportado. Para a realização do carregamento cíclico lateral, os conjuntos montados foram divididos em 3 grupos, com 5 espécimes em cada: (A) força aplicada perpendicular ao longo eixo do implante a uma distância de 11,5 mm da borda do suporte metálico, por um período de $1,0 \times 10^6$ ciclos, representando 40 meses de função simulada. (B) a mesma força foi aplicada por um período de $0,5 \times 10^6$ ciclos, o qual representa 20 meses de função simulada. (C) grupo controle, os espécimes foram mantidos sem carregamento pelo mesmo período do grupo B. Cada espécime foi montado em uma máquina de ensaios de fadiga e uma carga cíclica entre 0 e 50 N foi aplicada em uma frequência de 75 ciclos por minuto. Após a conclusão do teste dinâmico e a mensuração do torque reverso pós-carregamento, todos os espécimes foram preparados para o teste estático de flexão. Os espécimes foram fixados em uma máquina de ensaios AG-1000ETM (Shimadzu Corporation). Uma força de flexão perpendicular ao longo eixo do implante foi

centralmente aplicada a uma distância de 11,5 mm da borda do suporte metálico, com uma velocidade de carga de 1 mm/min. Uma curva de força x deflexão foi registrada e a resistência à flexão determinada pelo valor da força máxima observada na curva. A diferença do torque reverso (DTR) foi calculada. Foram obtidos valores negativos de DTR, o grupo A apresentou a maior média de DTR ($-4,26 \pm 0,86$ Ncm), seguido pelo grupo B ($-2,00 \pm 0,32$ Ncm) e pelo grupo C ($-0,38 \pm 0,25$ Ncm). Houve diferença significativa entre os 3 grupos, sendo o grupo A estatisticamente diferente dos grupos B e C, assim como o grupo B do grupo C. Na análise da resistência à flexão, o grupo C (grupo controle) apresentou as médias mais altas, enquanto o grupo A teve a menor média. Entretanto, não houve diferença significativa entre os grupos. Os autores concluíram que o carregamento cíclico lateral por 1×10^6 ciclos decresce significativamente o torque reverso, em comparação ao período de carregamento cíclico de $0,5 \times 10^6$.

Byrne et al.¹² (2006) propuseram um estudo com 2 objetivos: (I) comparar os valores de pré-carga gerada por 3 tipos de parafusos de pilar: liga de Ti, liga de Au e Gold-Tite, e (II) comparar as pré-cargas geradas entre pilares tipo UCLA pré-fabricados e pilares com cinta metálica de ouro e porção coronal calcinável, quando episódios de apertamento, com sucessivos torques de inserção (10, 20 e 35 Ncm) foram realizados. Para isso, um implante foi montado e com ele um dispositivo associado a um *strain-gauge* foi utilizado para aferir a pré-carga. Para os testes, os pilares eram então montados sobre os implantes e fixados pelos seus parafusos. Dez parafusos foram utilizados para cada tipo de pilar, compondo uma amostra de 60 conjuntos (implante/pilar/parafuso). Inicialmente, um torque de 10 Ncm foi aplicado e a pré-

carga mensurada. O torque foi aumentado para 20 Ncm e a pré-carga novamente mensurada. O torque foi finalmente aumentado para 35 Ncm e a pré-carga registrada mais uma vez. Os parafusos foram então completamente afrouxados e a sequência de apertamento para os 3 níveis de torque ascendentes repetida, com o registro da pré-carga, como acima mencionado. Este procedimento foi realizado por 3 vezes. Os resultados mostraram que para os 3 parafusos estudados, em geral, houve uma diminuição da pré-carga à medida que aumentava o número de vezes que o parafuso era apertado. O parafuso de Gold-Tite demonstrou a maior tendência a perda de pré-carga com repetidos apertamentos. No torque de 35 Ncm a pré-carga do parafuso com cobertura diminuiu de 369.9N após o 1º apertamento para 299.5N após o 3º apertamento, um decréscimo de 19%. Uma perda similar de pré-carga no parafuso com cobertura foi observada nos torques de 10 e 20 Ncm (21% decréscimo e 16% decréscimo, respectivamente). A deterioração na pré-carga com o parafuso de Au foi um pouco menor do que no parafuso Gold-Tite no 3º apertamento (15% decréscimo), enquanto a pré-carga no parafuso de Ti foi razoavelmente mais estável nos 3 episódios de apertamento. Entretanto, mesmo com um decréscimo na pré-carga para cada apertamento, o parafuso Gold-Tite foi mais efetivo. Dos 3 parafusos estudados, foi o parafuso que desenvolveu valores de pré-carga mais elevados para todos os instantes de apertamento e para todos os torques de inserção, seguido pelo parafuso de Ti que obteve, aproximadamente, valor de pré-carga 10% maior do que o parafuso de Au. Quanto à geração de pré-carga, para os diferentes tipos de pilar, os resultados mostraram que os pilares sobrefundidos apresentaram pré-carga cerca de 20% maior que os pilares pré-fabricados.

Já Kano et al.³⁷ (2006) procuraram avaliar os efeitos do procedimento de fundição na perda do torque aplicado, por meio do torque reverso, utilizando para isso implantes de hexágono externo e pilares usinados em titânio (controle), pilares com cinta metálica pré-usinada em paládio e sobrefundida com o mesmo material e pilares plásticos fundidos com liga de Ni-Cr ou com liga de Co-Cr, sendo todos do tipo UCLA. Para cada combinação de pilar/implante, um parafuso de liga de Ti foi usado. Após as fundições, os pilares não sofreram acabamento nem polimento. Com base nos resultados obtidos, os pilares usinados em titânio apresentaram uma quantidade de torque significativamente maior quando comparados com todos os outros grupos submetidos aos procedimentos de fundição, não sendo encontrada diferença estatística entre os outros grupos. Tais resultados sugerem que pilares usinados são capazes de proporcionar maior estabilidade a união parafusada.

Quek et al.⁴⁹ (2006) realizaram um teste de fadiga rotacional para investigar o desempenho em fadiga de carga de um sistema pilar-implante nos diâmetros estreito, regular e largo, quando apertados em 3 níveis de torque: (1) 20% menor que o torque recomendado, (2) o torque recomendado, e (3) 20% maior que o torque recomendado. O sistema testado foi o pilar CeraOne com o implante Brånemark Mark III (15 mm) (Nobel BioCare AB). Os implantes foram fixados em um suporte com resina epóxi PL-2 (Measurements Group). Um orifício concêntrico foi realizado nos diâmetros correspondentes as plataformas dos implantes. A profundidade do orifício permitiu que cada implante fosse embebido até a sua segunda rosca, para que o nível de suporte ósseo fosse simulado. Uma quantidade adicional de resina foi utilizada para a fixação dos implantes. A resina epóxi PL-2 foi selecionada por possuir o módulo de

elasticidade ($0,21 \times 10^9 \text{ N/m}^2$) semelhante ao osso trabecular humano ($0,14 \times 10^9 \text{ N/m}^2$). Os pilares foram parafusados de acordo com o torque desejado. O torque recomendado foi aplicado no grupo B (20 Ncm para a plataforma estreita, 32 Ncm para a plataforma regular e 45 Ncm para a plataforma larga). Os grupos A e C receberam um torque 20% menor e 20% maior, respectivamente. O teste de fadiga rotacional seguiu as especificações da US Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health. Na qual os espécimes podem ser submetidos à carga de fadiga com uma frequência entre 3 - 15 Hz e um limite máximo de 5×10^6 ciclos. A carga utilizada no teste foi de 21 N, com uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do corpo de prova, o que criou um momento de flexão de 35 Ncm na interface pilar/implante. A máquina operou a 14 Hz. Neste estudo ocorreram 6 falhas nos espécimes com diâmetro estreito (5 fraturas de parafuso e uma fratura de implante), 3 falhas no diâmetro regular (2 fraturas de implante e uma fratura de parafuso) e nenhuma falha no diâmetro largo. Diferença significativa foi encontrada no número de ciclos entre os diâmetros estreito e largo. Por fim, os resultados demonstraram que não houve diferença significativa entre os níveis de torque aplicados. Os autores concluíram que para uma situação clínica, com carga funcional significativa, os implantes com diâmetro estreito apresentariam o maior risco de fadiga por falha.

Stüker et al.⁵⁷ (2008) desenvolveram um estudo com o objetivo de comparar a pré-carga gerada por 3 tipos de parafusos de pilar através de *strain-gauges* e dos torques de remoção. Para isto, componentes da Conexão® Sistema de Prótese Ltda. formaram 3 grupos, de acordo com as características do parafuso: (A) 10 parafusos de Au, (B) 10 parafusos de liga de Ti, e (C) 10

parafusos de liga de Ti com tratamento de superfície (Ti-tite[®]). Cada grupo foi utilizado para a fixação de 3 pilares Cera One[®] sobre implantes Master Screw[®] tipo hexágono externo. Para a fixação dos conjuntos pilar-implante um torquímetro digital (Torqueleader, model TSD150) foi utilizado. Os parafusos foram apertados com um torque de 30.07 ± 0.28 Ncm e mantidos em posição por 5 minutos para a estabilização da pré-carga. Durante esse período de estabilização, a pré-carga foi registrada após 1, 2, 3, 4 e 5 minutos e uma média desses valores foi calculada. Após esta avaliação, os parafusos foram removidos e o torque reverso foi registrado. Depois disso, os parafusos foram novamente apertados por mais 4 vezes, e os valores de pré-carga e torque reverso registrados. Uma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os materiais analisados, para ambos os valores obtidos, pré-carga e torque de remoção. Os parafusos de Au apresentaram os maiores valores de pré-carga, enquanto os parafusos de Ti os menores. Os maiores torques de remoção foram apresentados pelos parafusos de Ti, seguidos pelos parafusos de Au e Ti-tite[®]. Os autores concluíram que os parafusos de Au podem ser indicados por proporcionar uma maior longevidade a conexão pilar-implante devido aos maiores valores de pré-carga alcançados.

Tsuge, Hagiwara⁶⁰ (2009) investigaram o efeito do carregamento cíclico lateral sobre o afrouxamento do parafuso do pilar em sistemas de implantes do tipo hexágono interno e externo, como parte de um estudo para esclarecer as características e vantagens dessas configurações. Para esta proposta, cada modalidade de implante, Osseotite Certain Straight (BIOMET 3i) e Osseotite External Straight (BIOMET 3i), foi fixada aos seus respectivos pilares através de 2 tipos de parafusos (liga de Au e liga de Ti), totalizando 64 conjuntos

(16 de cada combinação). Os implantes foram posicionados em um cilindro de alumínio com o auxílio de um delineador, e embebidos em uma liga de baixa fusão (MELOTTE METAL, GC Corp.) até a 2ª rosca. Uma coroa experimental foi fixada ao pilar usando cimento resinoso adesivo (Linkmax, GC Corp.) e os espécimes divididos em 4 grupos de acordo com o sistema de conexão e tipo de parafuso. O método de mensuração da pré-carga foi baseado no valor do torque reverso (VTR), sendo o efeito do carregamento cíclico avaliado pelas modificações no mesmo. Um torquímetro (6- BTG-N, Tohnichi Mfg. Co. Ltda.) foi usado para garantir que uma força reproduzível fosse aplicada. O torquímetro foi orientado no sentido do longo eixo do implante e rodado no sentido horário até que o parafuso fosse apertado em 20 Ncm, como recomendado pelo fabricante. Após 10 minutos, o parafuso foi re-apertado para minimizar o efeito da acomodação entre as superfícies. Após 5 minutos, o VTR inicial foi mensurado usando o mesmo torquímetro e registrado. A ciclagem foi realizada em uma máquina de testes de fadiga (K517, Tokyo Giken Inc.). Uma carga entre 0 - 100 N foi aplicada em 1,25 Hz de frequência por 1×10^6 ciclos. O ponto de carregamento foi localizado 4 mm à esquerda do centro do implante, com 30° de inclinação em relação ao longo eixo do implante e a uma distância de 10,5 mm da borda do cilindro de alumínio. Após 1×10^6 ciclos, o VTR foi mesurado com o mesmo torquímetro e registrado. Adicionalmente, parafusos selecionados nos Grupos A e D foram observados em MEV sob o aumento de 200x para identificação de possíveis danos em suas superfícies. Como resultado observou-se que o VTR após o carregamento foi significativamente maior que o VTR inicial. Em particular, o decréscimo no VTR dos parafusos de Au foi maior que nos parafusos de Ti, sendo constatado que o material do parafuso influenciou

significativamente a pré-carga. Contrariamente, a análise estatística revelou que o sistema de conexão não teve efeito sobre a pré-carga. Por fim, a MEV revelou danos nas roscas de ambos os parafusos, porém, nenhum desgaste anormal devido ao carregamento foi observado, sendo esses danos atribuídos ao procedimento de apertamento. Os autores concluíram que o material do parafuso apresentou um efeito significativo sobre a pré-carga e que os parafusos de Ti foram menos propensos à soltura. Já nos sistema de conexão esta correlação não pôde ser estabelecida.

Com o propósito de testar a eficácia da cobertura de superfície de carboneto de carbono tungstênio (WC/C), Park et al.⁴⁷, em 2010, analisaram comparativamente a pré-carga gerada por parafusos de pilar de liga Ti com cobertura (WC/C Ti) e parafusos de liga de Ti sem cobertura (Ti) em 3 sistemas de conexão da Osstem Implant. Os sistemas testados foram US II (conexão tipo hexágono externo), SS II (conexão interna tipo Cone Morse com 8° de inclinação), GS II (conexão interna tipo Cone Morse com 11° de inclinação). A pré-carga foi avaliada através da mensuração do ângulo de rotação, força de apreensão, torque de remoção inicial e torque de remoção após carregamento. Adicionalmente, o percentual da pré-carga perdida foi calculado para determinar a eficácia dos parafusos testados e dos sistemas de conexão. Para a mensuração do ângulo de rotação, 3 conjuntos, um de cada tipo de conexão, forma fixados em um suporte metálico. Com o auxílio de um torquímetro digital (MGT12E, Mark-10 Corp.) 5 parafusos WC/C Ti e 5 parafusos Ti foram apertados até 30 Ncm e o ângulo de rotação mensurado, sendo a mensuração repetida por 5 vezes. A força de apreensão gerada pelo torque de apertamento de 30 Ncm foi diretamente mensurada utilizando um Sensor. Cada sistema de

conexão teve a força de apreensão de 5 parafusos WC/C Ti e 5 parafusos Ti mensurada por 5 vezes. Para o torque de remoção inicial e após carregamento, 10 conjuntos pilar-implante de cada tipo de conexão foram fixados por meio dos parafusos WC/C Ti e Ti (cinco de cada), totalizando 30 conjuntos. Os parafusos foram apertados com um torque de 30 Ncm e reapertados após 10 minutos usando um torquímetro digital (MGT12E). O mesmo torquímetro foi usado para mensurar o torque de remoção inicial. Cada sistema de implante foi novamente fixado como descrito previamente, e então, submetido a um carregamento cíclico segundo as especificações da Norma ISO 14801. Um dispositivo de aço inoxidável usinado de acordo com o formato do pilar foi fixado sobre o mesmo com cimento resinoso temporário (Premier Implant Cement). Uma máquina de ensaios Instron (8272, Instron Corp.) foi usada para aplicar uma força entre 10 N - 250 N por 1×10^6 ciclos, com 2 Hz de frequência. A carga foi aplicada a uma distância de 11 mm do ponto de fixação do implante, com uma inclinação de 30° em relação ao longo eixo do mesmo. Após o carregamento, o torque de remoção foi mensurado utilizando o mesmo torquímetro. Por fim, a porcentagem do torque de remoção perdido foi calculada através da fórmula: pré-carga perdida (%) = (torque de remoção inicial - torque de remoção pós-carga) / (torque de remoção inicial) x 100. Os resultados demonstraram que a média do ângulo de rotação para os parafusos WC/C Ti foi aproximadamente 10° maior que nos parafusos Ti para todos os tipos de conexão, sendo essa diferença estatisticamente significativa. As médias dos ângulos de rotação das conexões internas SS II e GS II foram significativamente maiores que a da conexão externa US II para ambos os parafusos. A média da força de apreensão gerada pelos parafusos WC/C Ti foi significativamente maior que a dos parafusos Ti para todas as

conexões. A conexão externa US II teve uma força de apreensão significativamente maior que as conexões internas GS II e SS II para ambos os parafusos. A média do torque de remoção inicial foi significativamente maior para os parafusos Ti em todas as conexões. Comparando os sistemas conexão, a média do torque de remoção inicial não foi significativamente diferente usando o mesmo tipo de parafuso. A média do torque de remoção pós-carga foi significativamente maior para os parafusos WC/C Ti, assim a percentagem de pré-carga perdida foi significativamente maior para os parafusos Ti em todas as conexões. Comparando os sistemas de conexão, a conexão externa teve uma perda de pré-carga significativamente maior que as conexões internas, sem haver diferença significativa entre as duas conexões internas. Com base nesta investigação, os autores concluíram que os parafusos WC/C Ti proporcionaram maiores valores de pré-carga que os sem cobertura Ti em todos os sistemas de conexão. Assim como, o menor percentual de pré-carga perdida após o carregamento indica que os parafusos WC/C Ti foram mais eficazes na manutenção da pré-carga, podendo ser benéficos na redução do afrouxamento em situações clínicas. Os autores afirmaram ainda que a manutenção mais efetiva da pré-carga nas conexões tipo Cone Morse demonstra que o contato friccional entre as interfaces contribui adicionalmente para a estabilidade da conexão.

2.3 Pilares de zircônia

Em regiões anteriores esteticamente exigentes, a restauração de um espaço desdentado unitário pode ser um desafio para o clínico. Apesar das inúmeras melhorias na fabricação e desenho dos pilares metálicos, sua aplicação pode prejudicar o resultado estético final. Para locais de grande exigência estética, especialmente para pacientes com uma linha do sorriso alta, continua a existir o risco da coloração cinza do metal ser transmitida através dos tecidos peri-implantares. A limitação estética dos metais levou ao desenvolvimento dos materiais cerâmicos, dentre estes, os pilares confeccionados em zircônia. Entretanto, até a presente data existem poucos dados na literatura sobre a estabilidade da união parafusada composta por pilares de zircônia. Além disso, durante o carregamento oclusal, a fragilidade inerente a um material cerâmico deve ser considerada para assegurar o prognóstico favorável dos pilares de zircônia.

Paphangokorakit, Osborn⁴⁶ (1997) investigaram a resposta exercida pela força de mordida máxima sobre um incisivo central superior. A magnitude da força máxima de mordida foi monitorada por um transdutor posicionado entre os incisivos superiores e inferiores. Dezoito participantes reproduziram a força de mordida máxima por 3 vezes. Os autores encontraram que a força de mordida incisal máxima variou entre 90 – 370 N.

Yildirim et al.⁶², em 2003, realizaram um estudo com a proposta de quantificar a resistência à fratura de 2 pilares totalmente cerâmicos sobre implantes Brånemark e identificar o componente mais frágil do sistema: os

pilares cerâmicos, o parafuso de retenção, a coroa de cerâmica vítrea ou a interface de união. Na confecção dos espécimes um pilar com alto conteúdo de alumina densamente sinterizada (Al_2O_3) (CerAdapt; Nobel Biocare) e um pilar de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (ZrO_2) (Wohwend Innovative) foram utilizados. Os pilares foram usinados seguindo um preparo padrão com término em ombro arredondado com 1 mm de profundidade, uma redução de 4 mm incisal e 1,5 mm axial, com grau de convergência máximo de 10° . Em seguida, uma coroa padrão de IPS Empress I (Ivoclar-Vivadent) foi confeccionada de acordo com as instruções do fabricante. Um índice de silicone foi feito a partir da coroa padrão e utilizado como referência para a confecção das coroas subsequentes. Para simular uma situação in vivo, os implantes foram embebidos em um cubo compósito com um ângulo de 30° em relação ao plano vertical. Um compósito autopolimerizável (Coradent; Ivoclar-Vivadent) foi usado devido ao seu módulo de elasticidade (12 GPa) ser próximo ao módulo de elasticidade reportado para o osso humano (18 GPa). Todos os abutments cerâmicos foram posicionados sobre os implantes Brånemark (Nobel Biocare) com parafusos de Au e apertados com 32 Ncm. Por fim, as coroas foram cimentadas sobre os pilares. O teste foi realizado em uma máquina de ensaios universais (Z030; Zwick, Ulm Germany). Um pistão de carga 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 equalizada das tensões. Uma pré-carga de 5 N foi aplicada com uma velocidade de carga 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 $280,1 \text{ N} \pm 103,1$, 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 menos homogêneos. Em 3 espécimes, o pilar de ZrO_2 fraturou antes de qualquer dano na coroa ocorrer. Em 4 espécimes, a falha ocorreu primeiramente na coroa, a fratura do pilar só ocorreu com a continuidade da ação da carga. Nos outros 3 espécimes, o parafuso de Au falhou antes da fratura do pilar ou da coroa. Com isso 2 médias foram obtidas no grupo ZrO_2 : se os espécimes em que o parafuso falhou forem excluídos da amostra, a média da carga de fratura é $788,1 \text{ N} \pm 273,6$; se todos os espécimes forem considerados, a média é $737,6 \text{ N} \pm 245,0$. 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. Com esses resultados, os autores concluíram que os pilares de ZrO_2 suportam cargas de fratura duas vezes maiores que as registradas para os pilares de Al_2O_3 . Entretanto, ambos os pilares totalmente cerâmicos suportam uma carga de fratura apropriada (90-370 N) para o uso em implantes Brånemark.

Att et al.⁵ (2006) investigaram a resistência à fratura de restaurações totalmente cerâmicas implantossuportadas após exposição a um ambiente oral artificial. Para isto, 48 implantes (4,3 x 15 mm) foram divididos em 3 grupos experimentais com 16 espécimes em 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 medidas padronizadas e foram digitalizados para a confecção de copings de AL_2O_3 . Todos os copings foram revestidos usando cerâmica de cobertura à base de silicato. Um índice de silicone foi utilizado para a confecção de 48 coroas padronizadas. Em seguida, todos os implantes foram embebidos em um suporte usando uma resina acrílica autopolimerizável (Technovit 4000; Heraeus Kulzer) com um ângulo de 135° em relação ao plano horizontal, para simular uma situação clínica. Esta resina possui um módulo de elasticidade de aproximadamente 12 GPa, o qual se aproxima do valor reportado para o osso humano (18 GPa). 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. Todos os espécimes dos grupos Ti, Al e Zr foram expostos a $1,2 \times 10^6$ ciclos de fadiga termomecânica em um dispositivo simulador do meio ambiente oral, para simular 5 anos de função clínica. Uma carga de 49 N foi escolhida por simular uma força dentro da faixa clínica, com uma 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. Durante o teste os espécimes foram submetidos simultaneamente a termociclagem, variando a temperatura entre 5° e 25° , por 60 segundos. Após o ensaio de fadiga, uma força compressiva foi aplicada sobre os espécimes em uma máquina de testes 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. A força foi graficamente registrada, sendo a falha definida como um desvio a partir da linearidade gráfica. Em sequência ao teste, cada espécime testado foi examinado em um aumento de 5x e o local, e o modo de falha, foram registrados. Todos os espécimes sobreviveram a $1,2 \times 10^6$ ciclos de carregamento dinâmico e termociclagem. A resistência à fratura mais alta ocorreu no grupo Ti (1,454.0), seguida pelo grupo Zr (443.6) e pelo grupo Al (422.5). 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. No 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 no pescoço 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. A falha foi sobre a forma de uma destruição total dos copings e da cerâmica de cobertura. Todas as fraturas nos pilares de Al e Zr demonstraram uma resposta uniforme no modo de fratura. Os pilares falharam na proximidade da interface entre o implante e o aspecto metálico do pilares que conecta a cerâmica ao implante. Dentro das limitações de um estudo in vitro, os autores concluíram que todos os tipos de restaurações implantossuportadas têm potencial para suportar as cargas oclusais fisiológicas aplicadas na região anterior.

Gerker et al.²¹, em 2006, realizaram um estudo com o propósito de determinar a resistência à fratura de pilares de ZrO_2 e o torque requerido para afrouxar o parafuso de retenção antes e após a aplicação de carga cíclica. Além disso, o comportamento dinâmico e o padrão de distribuição das tensões foram analisados por meio do método do elemento finito (MEF). Este estudo laboratorial foi realizado de acordo com a Norma ISO 14801. Os grupos de amostras eram compostos de 7 pilares de ZrO_2 Straight Cercon (Dentsply/Friadent) conectados a implantes XiVE tipo hexágono interno (4.5 x 18 mm). Os implantes foram embebidos em resina epóxi (EpoFix; Struers) com módulo de elasticidade de 4,1 GPa. O topo do implante foi posicionado 3 mm acima do nível do material circundante para simular uma situação crítica de reabsorção óssea. Componentes esféricos foram cimentados (TempBond; Kerr) sobre os pilares, a fim de definir um único braço de alavanca. Os ensaios foram realizados em uma máquina de ensaios dinâmicos (Instron 8872; Instron), através da aplicação de uma carga compressiva com uma inclinação de 30° em relação ao longo eixo do implante. Dois testes foram realizados, um teste estático para determinar uma condição de sobrecarga única, com uma velocidade de carga de 0,05 in/min e um teste dinâmico para estabelecer uma relação entre a amplitude da força e o número de ciclos. No teste dinâmico cargas entre 100 e 450 N foram aplicadas até 5×10^6 ciclos, em 15 Hz de frequência. O torque requerido para desprender o parafuso de retenção foi determinado com um torquímetro. Além disso, para a análise do comportamento dinâmico e do padrão de distribuição das tensões, o MEF foi utilizado através da aplicação de forças virtuais de 100 e 250 N, e os níveis de tensão máximos calculados. No teste estático, os pilares de ZrO_2 exibiram resistência máxima de

672 N, enquanto que no carregamento cíclico apresentaram uma resistência de 268,8 N a 811.023 ciclos e de 403,2 N a 10.000 ciclos. A média do torque requerido para desprender o parafuso antes do carregamento foi de 21 Ncm \pm 1 e de 20 Ncm \pm 1 após o carregamento. Embora o valor do torque tenha diminuído minimamente, a diferença foi estatisticamente significativa. A análise pelo MEF revelou um padrão de distribuição das tensões baixo e homogêneo ao longo do conjunto pilar/implante no carregamento de 100 N. Entretanto, picos de tensão de até 1.000 N foram observados no aspecto cervical dos pilares de ZrO₂ e no terço apical do parafuso de retenção com uma carga de 250 N. Os autores concluíram que o pilar de ZrO₂ ultrapassou os valores da força oclusal anterior reportada na literatura de até 300 N e que permanece perfeitamente fixado ao implante após milhões de ciclos de carregamento. A alta resistência à fratura dos pilares de ZrO₂ salienta suas notáveis propriedades mecânicas sobre altas condições de carregamento.

Com o objetivo de determinar se os pilares de ZrO₂ com diferentes desenhos de conexão interna exibem uma resistência à fratura similar aos pilares de ZrO₂ com conexão externa, Sailer et al.⁵¹ (2009) investigaram 4 tipos de combinações pilar-implante. Estas combinações foram divididas em 4 grupos, com 20 amostras em cada, como segue: (A) Pilar Straumann CARES RN, com conexão interna em implante Straumann Standard Plus RN, (B) Pilar Procera RN, com conexão externa em implante Brånemark Mark III TiUnite RP (Nobel Biocare), (C) Pilar Procera RP, com conexão interna em implante NobelReplace RP (Nobel Biocare), (D) Pilar Zirabut SynOcta RN, com conexão interna (Wohlwend) em implante Straumann Standard Plus RN. Nos grupos A e C, para as conexões internas em duas partes, um pilar secundário de titânio SynOcta 1,5

mm (Straumann) e um componente metálico removível foram utilizados, respectivamente. Todos os pilares foram fixados em seus respectivos implantes usando um torquímetro, de acordo com as recomendações dos fabricantes. Em cada grupo, 10 pilares não foram restaurados, para obter informações sobre a conexão, dando ênfase ao pilar ($A_1 - D_1$), enquanto os outros 10 receberam coroas de cerâmica, para simular uma situação de carregamento clínico ($A_2 - D_2$). Todas as amostras foram embebidas ($A_1 - D_1$ e $A_2 - D_2$) de acordo com a Norma ISO 14801. Seguindo as especificações da norma, os implantes foram fixados em um recipiente cilíndrico de vidro acrílico com 3 mm de distância vertical entre a borda do implante e o topo do recipiente, simulando assim uma reabsorção óssea de 3 mm. Estes recipientes possuem um módulo de elasticidade dentro dos requerimentos da norma ISO (> 3 GPa). Os implantes foram colocados em um orifício no centro do recipiente e fixados com resina acrílica autopolimerizável (Technovit 4071, Haereus Kulzer). O módulo de elasticidade da resina acrílica também está dentro dos requerimentos da norma. Para a realização do teste os espécimes foram montados em um suporte de uma máquina de ensaios universais (Z010,Zwick/Roell) com uma angulação de 30° . Um pedaço de folha de estanho com uma espessura de 0,5 mm foi interposta entre o edentador da máquina e os pilares/coroas, para obter uma distribuição uniforme da carga, evitando picos de tensão. Uma carga estática foi aplicada na face palatina do espécime, 2 mm abaixo da borda incisal do pilar ($A_1 - D_1$) ou da coroa ($A_2 - D_2$), até a ocorrência de fratura ou deformação. A velocidade de carga do edentador foi 1 mm/min. Por causa dos diferentes sistemas de implante examinados, a distância da resina acrílica até o edentador não foi uniforme para todos os grupos, resultando em diferentes braços de alavanca. Como consequência, o

momento de flexão foi calculado através da fórmula $M = 0,5 \times F \times l$ (Norma ISO 14801) e usado para comparação entre os grupos. Na análise dos momentos de flexão das amostras não reparadas, a fixação interna via um componente metálico secundário (A_1 e C_1) demonstraram momentos de flexão mais elevados do que a conexão externa e interna de corpo único (B_1 e D_1), respectivamente. As médias dos momentos de flexão foram: 371.5 ± 142.3 Ncm (A_1), 276.5 ± 47.6 Ncm (B_1), 434.9 ± 124.8 Ncm (C_1) e 182.5 ± 136.5 Ncm (D_1). Não foi encontrada diferença significativa nos momentos de flexão dos pilares de corpo único internamente e externamente conectados. A análise das amostras dos grupos B_1 e D_1 revelou que os pilares fraturaram antes da deformação do parafuso ou do implante, representando assim o local de menor resistência. Os grupos A_1 e C_1 , interessantemente, foram associados com vários tipos de falha. Em 20% das amostras, o componente metálico secundário falhou por deformação antes da fratura do pilar. Em 10% das amostras do grupo C_1 , a deformação ocorreu em conjunto com a fratura do pilar. Nos 70% remanescentes, os pilares fraturaram sem deformação do metal. Nos grupos restaurados ($A_2 - D_2$), o grupo C_2 exibiu um momento de flexão significativamente maior que os outros grupos (A_2 , B_2 , D_2). Os pilares de ZrO_2 de corpo único internamente conectados 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 a 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. Os autores concluíram

que pilares de ZrO_2 internamente conectados, usando um componente metálico secundário, exibiram os momentos de flexão mais elevados, enquanto que, os pilares de corpo único internamente conectados foram os mais frágeis dentre os investigados. A restauração dos pilares com coroas não teve influência sobre o momento de flexão de nenhum dos grupos.

Nguyen et al.⁴⁵, em 2009, investigaram o desempenho em fadiga de carga de quatro combinações implante-pilar cerâmico por meio do teste de fadiga rotacional. Os sistemas testados foram: (1) Pilar Procera em implante Replace Select TiUnite (Nobel Biocare), (2) Pilar Procera em implante Brånemark Mark III TiUnite (Nobel Biocare), (3) Pilar ZiReal post em implante Osseotite NT (3i), e (4) Pilar Certain ZiReal post em implante Osseotite NT Certain (3i). Os 4 sistemas foram testados nos diâmetros disponíveis pelo fabricante: plataforma estreita, regular e larga (Nobel Biocare), e plataforma 4.1 mm e 5.0 mm (3i), totalizando 10 grupos testes com 5 amostras em cada. Os implantes Brånemark Mark III e Osseotite NT são sistemas com conexão externa e os Replace Select TiUnite e Osseotite NT Certain possuem conexão interna. Os implantes foram fixados em um recipiente metálico usando uma resina epóxi PL-2 (Measurements Group), um orifício com o diâmetro correspondente ao diâmetro externo do implante foi confeccionado no centro da resina PL-2. A profundidade desse orifício permitiu que o implante fosse embebido na altura da sua 2ª rosca. Uma quantidade adicional da resina PL-2 foi utilizada para a fixação do implante. Os pilares foram conectados aos implantes por meio dos parafusos, com um torque de 20 Ncm para os pilares 3i ZiReal post Certain e 35 Ncm para os demais. Uma coroa metálica com a superfície interna correspondente ao diâmetro máximo do pilar foi usinada para conectá-lo à

máquina de ensaio. A coroa foi cimentada com cimento adesivo resinoso Panavia. As condições do teste de fadiga seguiram as especificações da United States Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health. A carga utilizada foi de 21 N, com uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do corpo de prova. A máquina de fadiga de carga operou a 10 Hz. Todas as amostras foram submetidas ao carregamento até a falha ou o limite máximo de 5×10^6 ciclos. Um MEV foi utilizado para examinar a superfícies fraturadas dos pilares de ZrO_2 . Os dados do número de ciclos mostraram que 29 dos 50 espécimes não atingiram o limite máximo. Fratura do pilar ocorreu em todos os grupos, com exceção dos grupos Osseotite NT e osseotite NT Certain (5.0 mm). Sendo este, o modo de falha mais presente nos grupos Brånemark. Além disso, com a falha do parafuso, a plataforma do implante foi significativamente danificada. Fratura do parafuso ocorreu em todos os grupos, exceto nos sistemas Brånemark (plataforma larga) e sistemas Osseotite NT e Osseotite NT Certain (5.0 mm). Fratura do implante ocorreu no grupo Replace Select (plataforma estreita e regular) e no grupo Osseotite NT (4.1 mm). Não houve diferença significativa entre os sistemas de implantes, mas houve diferença significativa entre os diâmetros. A partir dos resultados obtidos os autores concluíram que o modo de falha varia de acordo com as características do sistema e que os pilares de ZrO_2 nas plataformas estreita e regular apresentam um maior risco de falha por fadiga.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Em virtude das considerações anteriormente mencionadas e das constantes inovações presentes no mercado odontológico, julga-se oportuno:

- Avaliar comparativamente a eficácia de parafusos de liga de titânio com cobertura de superfície DLC (*Diamond Like Carbon*) e sem cobertura de superfície na estabilidade da união parafusada de pilares cerâmicos de zircônia após a aplicação de carga cíclica. Para esta proposta, o torque necessário para a soltura do parafuso (torque reverso) foi mensurado antes e após o carregamento, e utilizado como valor indireto da pré-carga remanescente.

- 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 MATERIAL E MÉTODO

Para a realização da fase experimental do presente estudo, os seguintes materiais, instrumentos e aparelhos foram utilizados:

4.1 Materiais

1. Tubo de PVC rígido, fabricado por Tigre S/A Tubos e Conexões, Rio Claro, SP, Brasil;
2. Seringa hipodérmica de 5 mL, fabricado por Becton Dickinson Ind. Cirúr. Ltda, Curitiba, PR, Brasil. Lote nº 0183375;
3. Resina epóxi Araldite GY1109, fabricada por Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil. Lote nº 00036300;
4. Endurecedor Aradur 943, fabricado por Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil. Lote nº 00103000;
5. Isolante QZ 5111 fabricado por Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil. Lote nº 114809300;
6. Cera periférica nº 7, fabricado por Asfer Industrial Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil. Lote nº3253;
7. Silicone por condensação Oranwash L, fabricado por Zhermack S.p.A., Badia Palesine, RO, Itália. Lote nº 47859;
8. Catalisador Universal Indurent Gel, fabricado por Zhermack S.p.A., Badia Palesine, RO, Itália. Lote nº42965;

9. Cimento provisório Provy, fabricado por Dentsply, Catanduva, SP, Brasil. Lote nº 384699C;
10. Implantes Titamax Ti Cortical, fabricados por Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, Paraná, Brasil. Lote nº 800013961;
11. Pilares de zircônia do tipo UCLA, fabricados por Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, Paraná, Brasil. Lote nº 6782;
12. Parafusos sextavados de titânio, fabricados por Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, Paraná, Brasil. Lote nº 8229;
13. Parafusos sextavados de titânio Neotorque, fabricados por Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, Paraná, Brasil. Lote nº 5682;

4.2 Instrumentais

1. Espátula dupla nº 7, fabricada por SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil;
2. Espátula dupla nº 31, fabricada por SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil;
3. Espátula dupla nº 70, fabricada por SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil;
4. Espátula suprafill nº 2, fabricada por SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil;
5. Pote dappen silicone médio, fabricado por Indusbello, Londrina, PR, Brasil;
6. Bandeja odontológica de inox
7. Broca DW131164B da marca DeWALT, fabricada por Black&Decker do Brasil, Uberaba, MG, Brasil;

4.3 Equipamentos

1. Morsa de bancada profissional nº 3 super série, fabricado por Somar S. A. Indústrias Mecânicas, Joinville, SC, Brasil;
2. Estufa de cultura bacteriológica do modelo 502 A, fabricada por Fanem, São Paulo, SP, Brasil;
3. Microscópio eletrônico de varredura do modelo Philips XL 30 ESEM-FEG, fabricado por FEI Company, Hillsboro, OR, USA;
4. Torquímetro digital portátil do modelo TQ-680, fabricado por Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, Brasil;
5. Máquina de ensaios universais MTS 810, fabricada por Material Test System, Eden Prairie, MN, USA.

4.4 Método

4.4.1 Confeção dos corpos de prova - inclusão dos implantes

A primeira parte deste estudo consistiu na inclusão de 25 implantes Titamax Ti Cortical (Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, PR, Brasil) com conexão tipo hexágono externo nas dimensões de 3,75 x 13 mm, com plataforma protética de 4.1 mm de diâmetro (Figura 1).



FIGURA 1 – Implante Titamax Ti Cortical (Neodent – Implante Osteointegrável).

Para a inclusão dos implantes, um tubo de PVC de ½ polegada (Tigre S/A Tubos e Conexões, Rio Claro, SP, Brasil) foi cortado com o auxílio de um torno de precisão em pequenos cilindros de 30 mm de comprimento (Figura

2), permitindo a obtenção das dimensões adequadas para posterior adaptação na máquina de ensaios MTS 810 (Material Test System, Edem Prairie, MN, USA).

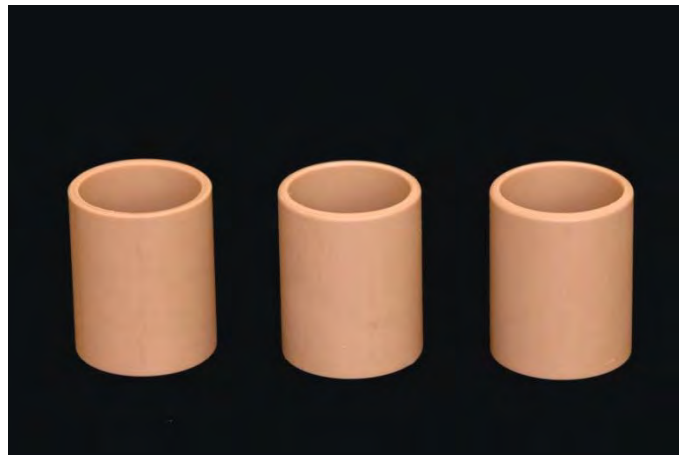


FIGURA 2 – Cilindros de PVC utilizados para a inclusão dos implantes.

Uma vez cortados, esses cilindros foram limpos e posicionados sobre uma bandeja de inox previamente isolada por um lubrificante de superfície QZ 5111 (Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Cada implante foi incluído em seu respectivo cilindro de PVC utilizando resina epóxi Araldite GY1109 (Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e seu endurecedor Aradur 943 (Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil), de acordo com a Norma ISO 14801³⁰, uma vez que a norma adotada exige um material com módulo de elasticidade acima de 3 Giga Pascal (GPa).

A resina epóxi 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. Após a homogeneização, a resina foi vertida lentamente no interior de cada tubo. Para impedir que a resina no interior dos tubos extravasasse por sua porção inferior, estes tiveram sua borda inferior vedada com cera periférica nº7 (Asfer Industrial Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil). Uma vez o tubo preenchido por completo, aguardava-se um período de 30 minutos em bancada para posterior introdução em estufa a 70° Celsius (°C), permanecendo por um período de 4 horas até a completa polimerização do material⁴⁹ (Figura 3).

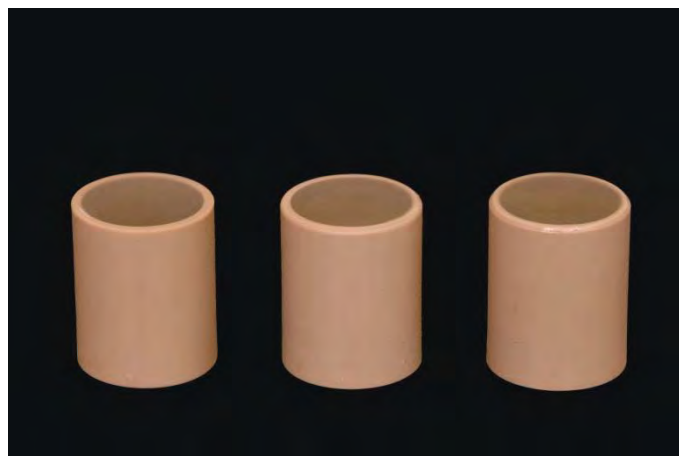


FIGURA 3 – Cilindros preenchidos com resina epóxi.

Posteriormente, foi confeccionado um orifício na superfície da resina, com o objetivo de promover a inclusão do implante em seu interior (Figura 4). Esta perfuração teve como guia um dispositivo metálico

confeccionado em torno de precisão que permitia a penetração de uma broca com 4,4 mm de diâmetro (DW131164B, Black&Decker do Brasil, Uberaba, MG, Brasil), no sentido do longo eixo do tubo, exatamente no centro da resina.



FIGURA 4 – Orifício confeccionado para a inclusão do implante.

Após esta perfuração, um dispositivo metálico, com o formato de um “tripé”, foi utilizado como guia para posicionar o implante no orifício criado para sua inclusão (Figura 5). Esse dispositivo permitia, ainda, que a plataforma do implante fosse posicionada 3 mm acima do nível do material circundante, simulando uma situação crítica de reabsorção óssea³⁰. Uma barreira de silicone polimerizado por condensação (Oranwash L, Zhermack, Badia Polesine, RO, Itália) foi confeccionada ao redor do implante na porção correspondente aos 3 mm de reabsorção (Figura 6). Deste modo, este dispositivo assegurou que os implantes fossem incluídos concentricamente e com uma profundidade padronizada.

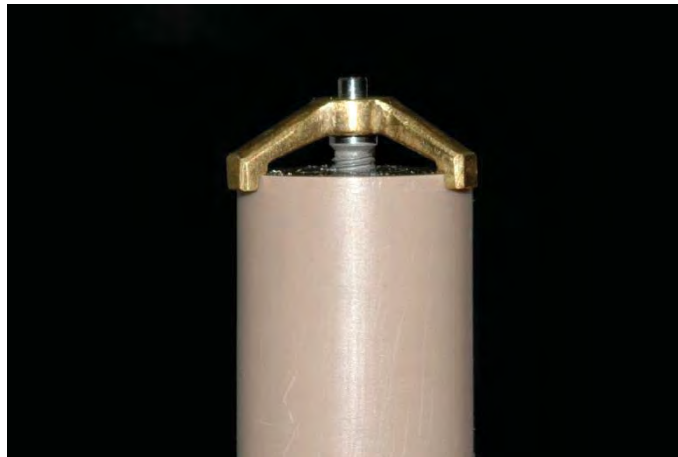


FIGURA 5 – Dispositivo metálico em forma de tripé utilizado como guia para a inclusão do implante.



FIGURA 6 – Barreira de silicone confeccionada sobre a porção do implante correspondente aos 3 mm de reabsorção.

Para tal procedimento, uma pequena quantidade adicional da resina epóxi foi manipulada, nas mesmas proporções, sendo pincelada na superfície do implante e dispensada no interior do orifício criado. O implante foi então introduzido no orifício, enquanto ligeira quantidade de resina extravasava. Parte deste excesso era então removido, enquanto aguardava-se o período de 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 7).



FIGURA 7 – Implante incluído.

4.4.2 Grupos experimentais

Para a presente pesquisa, 5 implantes incluídos foram utilizados inicialmente para a realização de ensaio mecânico de resistência à fratura, compondo o seguinte grupo experimental:

Grupo 1: 05 pilares de zircônia do tipo UCLA (Neodent – Implante Osteointegrável) parafusados por meio de 5 parafusos sextavados de titânio (Neodent – Implante Osteointegrável).

No segundo momento do estudo, para a realização de um ensaio mecânico de fadiga e avaliação da pré-carga remanescente 20 implantes incluídos foram divididos aleatoriamente em 2 grupos experimentais (n=10), conforme o parafuso do pilar utilizado:

Grupo A (Ti): 10 pilares de zircônia do tipo UCLA (Neodent – Implante Osteointegrável) parafusados por meio de 10 parafusos sextavados de titânio (Neodent – Implante Osteointegrável).

Grupo B (DLC/Ti): 10 pilares do tipo UCLA de zircônia (Neodent – Implante Osteointegrável) parafusados por meio de 10 parafusos sextavados de titânio com cobertura de superfície *Diamond Like Carbon* (Neotorque, Neodent – Implante Osteointegrável).

4.4.3 Ensaio mecânico de resistência à fratura

Primeira etapa do ensaio laboratorial deste estudo, que pode ser considerado como um teste prévio a realização do estudo propriamente dito. Esta etapa teve como objetivo avaliar a resistência máxima dos corpos de prova (conjunto implante/pilar/parafuso), a fim de definir a quantidade de carga utilizada durante o procedimento de ciclagem mecânica.

Para este teste, os 5 conjuntos implante/pilar/parafuso foram parafusados com o torque de 20 Ncm recomendado pelo fabricante. Um dispositivo metálico foi especificamente confeccionado para que os corpos de prova pudessem ser adequadamente posicionados na máquina de ensaios mecânicos MTS 810 (Material Test System, Edem Prairie, MN, USA). Assim, durante o teste uma força compressiva foi aplicada ao conjunto com inclinação de 30° em relação ao longo eixo do implante³⁰, de forma unidirecional, com velocidade de 0,5 mm/minuto⁴⁸ até a ocorrência de falha, a qual foi percebida como um estalido audível ou uma redução na força indicada pelo dispositivo de teste e posteriormente identificada no pilar, parafuso e/ou implante.

A segunda fase do estudo teve como objetivo a realização de testes de ciclagem mecânica dos corpos de prova, com a finalidade de avaliar a pré-carga retida após submetê-los à carga cíclica. Para isso, os componentes estudados (implante, pilar e parafuso) passaram por etapas prévias de análise antes do ensaio de ciclagem propriamente dito.

4.4.4 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

O objetivo desta observação em MEV foi investigar eventuais alterações na estrutura dos componentes utilizados (implantes, pilares e parafusos) que pudessem ocorrer durante o teste. Os implantes foram observados na região da sua plataforma, local onde ocorre o assentamento dos pilares. Os pilares, por sua vez foram analisados no hexágono interno de sua base, a procura de micro-fraturas ou micro-trincas provenientes da simulação mastigatória. Já nos parafusos foram observados eventuais danos em sua estrutura física, como possíveis alterações de sua forma.

Esta análise em MEV foi realizada em 2 momentos distintos do trabalho: (I) imediatamente após a remoção dos implantes, pilares e parafusos da embalagem do fabricante, uma vez que neste momento os componentes mantinham sua integridade e (II) após a realização do torque reverso.

É importante salientar que previamente a segunda etapa da MEV, os corpos-de-prova foram submetidos a um procedimento de limpeza, com objetivo de eliminar eventuais debris que podem se acumular sobre sua superfície, provenientes da manipulação destes componentes e do desgastes das superfícies contactantes durante a realização dos testes. Esta limpeza foi obtida por meio da imersão em álcool Isopropílico em cuba ultrassônica durante 20 minutos.

4.4.5 Registro do torque reverso inicial (pré-carga)

Para a sequência de apertamento do parafuso, os corpos-de-prova foram individualmente posicionados em dispositivo 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 força precisa e reproduzível em cada parafuso (Figura 8).



FIGURA 8 – Torquímetro digital utilizado para a aplicação do torque.

Inicialmente, com a chave de apertamento assentada sobre a cabeça do parafuso, um torque de 20 Ncm foi lentamente aplicado por um operador calibrado. O torquímetro foi mantido firme, cuidadosamente posicionado no sentido do longo eixo do implante e girado no sentido horário até o respectivo parafuso ser apertado como o torque recomendado. 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 e obter uma pré-carga ideal^{31,54}.

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 remanescente. Assim, após aguardar 5 minutos o parafuso era afrouxado e o pico do valor obtido anotado em fichas devidamente elaboradas para este fim. Um minuto após este procedimento, um novo torque era aplicado na união parafusada, com o mesmo valor acima mencionado. Aguardava-se mais 10 minutos e um retorque era então aplicado.

4.4.6 Ensaio mecânico de fadiga – ciclagem mecânica

Para o procedimento de ciclagem, os corpos de prova foram posicionados na máquina de ensaios MTS 810 (Material Test System, Edem praire, MN, USA) por meio 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 1000 kgf (kilogramas-força), e em sua extremidade um pistão metálico para aplicação da força compressiva. Conforme a norma ISO 14801³⁰, a carga foi aplicada a uma distância de $11 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$ do ponto de fixação do implante, com 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 - Dentisply, Catantuva, SP, Brasil) sobre os pilares, resultando em um único ponto de carregamento com o mesmo braço de alavanca (Figura 9).

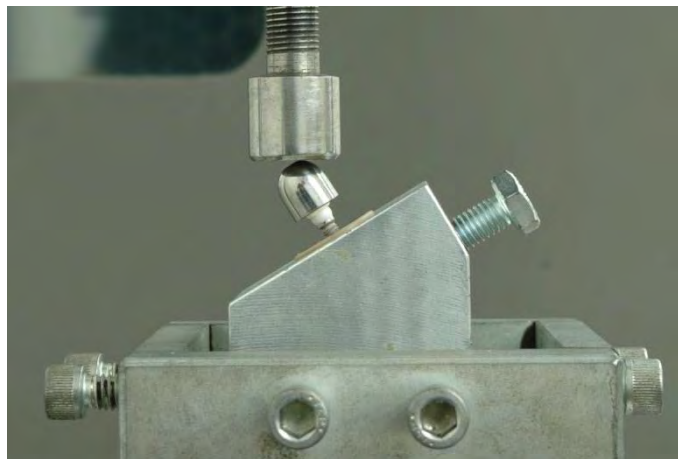


FIGURA 9 - Corpo-de-prova posicionado na máquina de ensaios durante o procedimento de ciclagem mecânica.

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^{5,7,21,40,45,47,49,60}. 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, sendo este valor considerado conservativo, principalmente no que se refere a danos permanentes na região da união parafusada a ser avaliada²¹.

A quantidade de carga aplicada durante o ensaio de fadiga foi então calculada, sendo estabelecido um carregamento cíclico entre 11N e 211N. A frequência de 15Hz foi utilizada na ciclagem³⁰, perfazendo um total de $0,5 \times 10^6$ ciclos, o qual representa 20 meses de função simulada¹⁶.

4.4.7 Registro do torque reverso pós-carregamento

Uma vez o ensaio mecânico finalizado, o parafuso do pilar foi submetido ao torque reverso, aferindo-se a quantidade de pré-carga remanescente em cada união parafusada, sendo esta aferição realizada pelo mesmo torquímetro anteriormente citado. Deve-se salientar que os valores do torque reverso (pré-carga) foram calculados como porcentagem do torque aplicado para determinar a eficácia de manutenção da pré-carga dos dois tipos de parafuso do pilar, como segue:

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

Pré-carga pós-carregamento (%) = (torque reverso pós-carregamento) / (torque aplicado) x 100

Os valores obtidos foram anotados em fichas pré-elaboradas e os resultados submetidos à análise estatística.

4.4.8 Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas para avaliar os fatores associados com as alterações da pré-carga antes e após o carregamento cíclico. Os valores médios do percentual de pré-carga e os desvios-padrão das médias foram calculados. Os dados do grupo A e B foram analisados com análise de variância de dois fatores. Os fatores analisados foram: tipo de parafuso e carregamento cíclico (ausente ou presente). O fator ciclagem estabelece uma análise de medidas repetidas, pois o torque reverso foi medido duas vezes sobre o mesmo corpo de prova: antes e após a ciclagem. As condições de homogeneidade de variâncias e normalidade dos resíduos entre os dois grupos foram provadas, respectivamente, pelo teste de Levene e de Shapiro-Wilk. Contrastes entre médias foram elaborados para explicar efeito de interação entre os fatores, os quais foram julgados por testes F. Nos procedimentos estatísticos adotou-se o nível de significância de 5% para a tomada de decisões.

5 RESULTADO

5 RESULTADO

A média da resistência máxima dos corpos-de-prova (conjunto implante/pilar/parafuso) obtida no ensaio mecânico de resistência à fratura foi de $527,4 \pm 55,4$ N. A análise do modo de falha dos conjuntos implante/pilar/parafuso revelou uma fratura uniforme dos pilares de ZrO_2 , todos os 5 pilares fraturaram na região próxima à cabeça do parafuso, sem que os parafusos e/ou implantes revelassem sinais primários de dano (Figura 10).

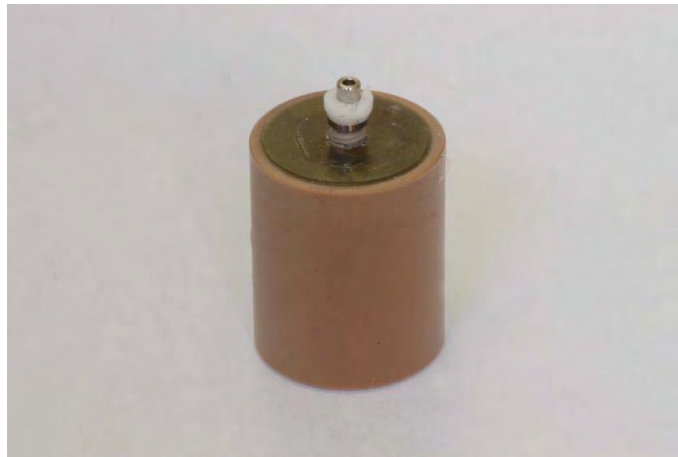


Figura 10 – Padrão de fratura apresentado pelos pilares de ZrO_2 . Observar a localização da fratura na área cervical.

Na Tabela 1A são dados os valores do torque reverso, bem como, o percentual de pré-carga retida em função do torque aplicado. A média da pré-carga inicial obtida a partir da mensuração do torque reverso para o parafuso DLC/Ti (86,0%) foi menor do que a média relativa ao parafuso Ti (91,1%),

enquanto a média da pré-carga pós-ciclagem para o parafuso DLC/Ti (78,1%) foi maior do que a média relativa ao parafuso Ti (75,4%). As médias amostrais de pré-carga retida (%) estão representadas graficamente na Figura 11, juntamente com intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais, representados por barras verticais em cada coluna. Esses intervalos fornecem a precisão sobre a estimativa da média.

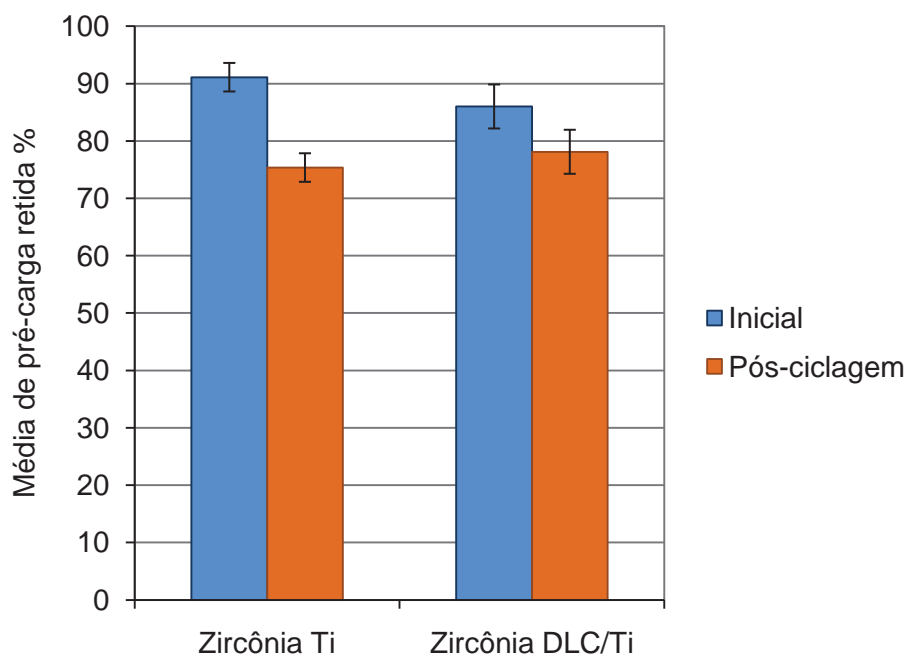


FIGURA 11 – Médias amostrais de pré-carga retida em % (colunas) e intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais.

Na Tabela 1 é apresentado um sumário da análise de variância para avaliar o efeito dos fatores estudados sobre a pré-carga. Os resultados obtidos a partir da análise de variância demonstraram que não houve evidência de diferença significativa entre as médias dos dois tipos de parafuso, desconsiderando-se o carregamento cíclico ($p=0,659$). Por outro lado, ocorreu

efeito significativo do carregamento cíclico, com diminuição da média percentual da pré-carga retida, independentemente do tipo de parafuso ($p < 0,001$). Entretanto, evidência de efeito de interação entre tipos de parafuso e ciclagem foi encontrada, demonstrando que existe dependência entre os níveis desses fatores.

Tabela 1 – Sumário da análise de variância para avaliação da pré-carga

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	Valor F	p
Tipo de parafuso (P)	1	13,81	0,20	0,659
Resíduo (a)	18	68,73		
Carregamento Cíclico (C)	1	1398,31	44,80	<0,001*
Interação (P x C)	1	154,06	4,94	0,039*
Resíduo (b)	18	31,21		

*Significativo ao nível de 5%

Quando os contrastes entre médias foram elaborados, testes F mostraram que antes do carregamento cíclico os parafusos Ti foram significativamente mais efetivos ($p=0,021$) que os parafusos DLC/Ti. Após o carregamento cíclico, ambas as médias diminuíram significativamente para valores equivalentes, sem diferença significativa entre as mesmas ($p=0,499$). O resultado encontra-se resumido na Tabela 2 de forma que médias acompanhadas de letras iguais não são significativamente diferentes entre si ($p > 0,05$).

Tabela 2 – Médias e desvios-padrão (\pm) da pré-carga retida, em %, para cada tipo de parafuso

Parafusos		Inicial	Pós-ciclagem
Ti	Média	91,1 ^a	75,4 ^c
	DP	3,5	7,7
DLC/Ti	Média	86,0 ^b	78,1 ^c
	DP	5,4	10,0

Valores com letras iguais em linha ou coluna não são significativamente diferentes pelos testes F ($p>0.05$).

As imagens obtidas na MEV revelaram que, após o carregamento cíclico, ocorreu perda de estrutura na base de assentamento dos pilares (Figuras 12, 13 e 14). Entretanto, alterações reportáveis não foram observadas nos outros componentes avaliados.

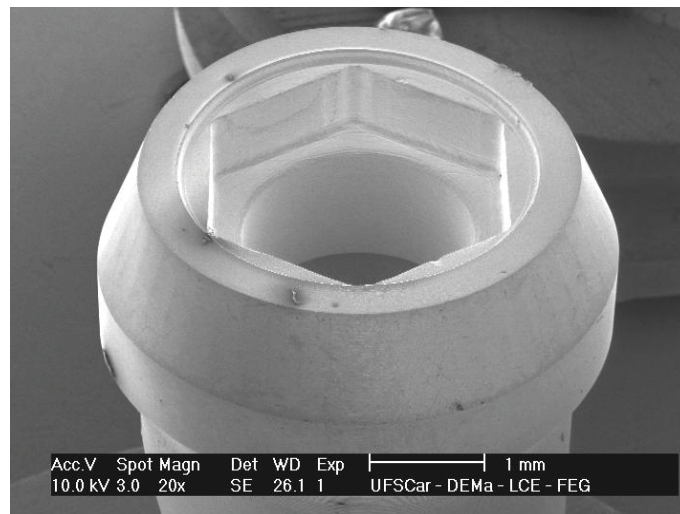


Figura 12 – Superfície do pilar de ZrO₂ antes da realização dos testes (região da base de assentamento). Observar integridade do componente. Aumento 20x.

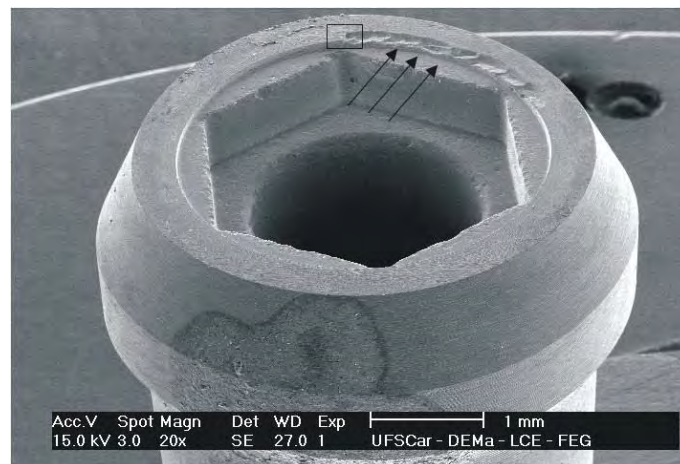


Figura 13 – Superfície do pilar de ZrO₂ após a realização dos testes. Observar danos ocorridos na base de assentamento, na forma de microfraturas e perda estrutural (setas). Aumento 20x.

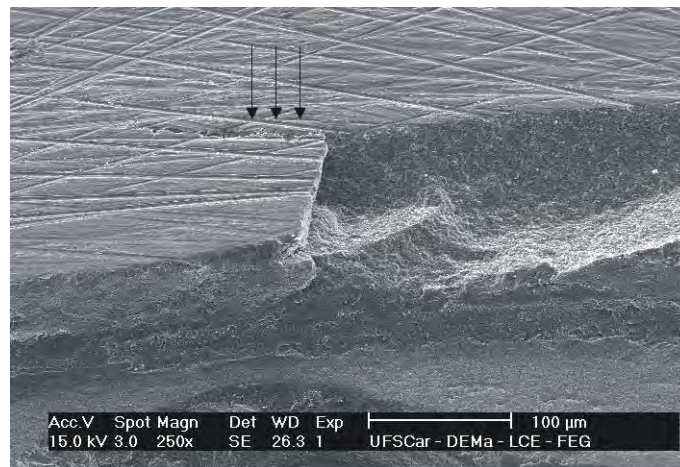


Figura 14 – Observar a micro-fratura da imagem anterior, agora em maior aumento (250x), e a propagação de uma micro-trinca associada à mesma (setas).

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Há algum tempo, a soltura do parafuso do pilar tem sido reconhecida como um problema significativo na terapia com implantes dentais^{6,20,23,26,34,55}. Como resultado, os parafusos foram extensivamente estudados e progressivamente melhorados. Segundo Jorneus et al.³⁵ o desempenho dos parafusos está diretamente relacionado com o seu formato, material constituinte e torque de inserção. No entanto, pelo fato dos parafusos possuírem inerentes limitações em tamanho, disponibilidade de materiais e máximo torque aplicável⁹, outras estratégias devem ser utilizadas para prevenir o afrouxamento. Desta maneira, surgiu a opção de introduzir parafusos com lubrificantes sólidos de cobertura, na tentativa de minimizar o potencial de afrouxamento e, conseqüentemente, soltura das próteses no decorrer de seu uso.

A partir dos resultados observados na presente investigação, a média inicial da pré-carga retida para os parafusos Ti sem cobertura (91,1%) foi significativamente maior que a média relativa aos parafusos DLC/Ti (86,0%). Isto é provavelmente explicado pelo fato de que apesar da cobertura de DLC (*Diamond Like Carbon*) reduzir a fricção durante o apertamento do parafuso para proporcionar maior pré-carga, esta pode igualmente reduzir a resistência friccional durante a remoção rotacional, resultando em um torque reverso menor para os parafusos DLC/Ti. Esses achados também foram observados por Park et al.⁴⁷ em uma investigação comparável em pilares metálicos, na qual, os parafusos de liga de titânio (Ta) (Osstem Implant, Seoul, South Korea), no torque

de remoção inicial, exigiram força de remoção significativamente maior que os parafusos de liga de titânio com cobertura de carboneto de carbono tungstênio (WC/CTa) (Osstem Implant, Seoul, South Korea).

É interessante notar nestes estudos que, após o carregamento cíclico, os parafusos sem cobertura não foram mais efetivos que os parafusos com cobertura. Esta investigação mostrou que as pré-cargas pós-carregamento dos parafusos Ti (75,4%) e DLC/Ti (78,1%) não demonstraram diferença estatisticamente significativa entre elas, enquanto no estudo de Park et al.⁴⁷, os parafusos WC/CTa tornaram-se significativamente mais eficazes que os parafusos Ta. Considerando esses dados e os resultados do presente estudo, pode ser especulado que os parafusos com cobertura seriam mais eficazes na manutenção da pré-carga sobre carga cíclica. Talvez, a cobertura de superfície do parafuso tenha proporcionado maior pré-carga real e com isso conexões mais estáveis, mantendo superior pré-carga mesmo após o carregamento.

Adicionalmente, a diferença entre os resultados do presente estudo e do estudo de Park et al.⁴⁷ pode ser explicada pelos períodos de carregamento, sendo estes de $0,5 \times 10^6$ ciclos e 1×10^6 ciclos, respectivamente. Considerando que este estudo foi realizado para testar a eficácia dos parafusos por um período limite de $0,5 \times 10^6$ ciclos, pode-se argumentar que os resultados observados aqui poderiam ser diferentes se um período de carregamento de 1×10^6 ciclos fosse investigado. Outro fator que pode ter sido responsável pela divergência dos resultados obtidos seria a composição diferente das coberturas de superfície dos parafusos utilizados em ambos os estudos. Genericamente, diferenças nas propriedades dos materiais dos parafusos do pilar podem causar variações na pré-carga^{12,42,35,57,58}.

A literatura contém alguns dados relacionados ao uso de parafusos do pilar com coberturas de superfície^{12,19,42,47}. Resultados de estudos in vitro^{12,42,47} demonstraram a eficácia destes parafusos na promoção de maior pré-carga, enquanto um estudo in vivo encontrou resultados positivos com relação à problemática da soltura dos parafusos¹⁹. Drago¹⁹, durante o período de 1 ano de acompanhamento clínico, relatou apenas um afrouxamento de parafuso em 104 restaurações unitárias implanto-suportadas com parafusos Gold-Tite (3i, Palm Beach Gardens, FL). Esta taxa de 1% de afrouxamento do parafuso é menor do que outras^{6,20} que relataram soltura do parafuso em restaurações unitárias implanto-suportadas. Além disso, outros pesquisadores⁴¹, usando análise de elementos finitos para analisar a natureza dinâmica do desenvolvimento da pré-carga, encontraram que a redução do coeficiente de fricção pode ser um meio efetivo para aumentar a pré-carga gerada.

Na investigação da resistência à fratura dos pilares de zircônia, a força de mordida máxima deve ser considerada. Para a região anterior, Paphangkorakit, Osborn⁴⁶, reportaram que a força oclusal varia entre 90 - 370 N. Cargas desta magnitude foram seguramente toleradas pelos pilares de ZrO₂, os quais nesta investigação, apresentaram capacidade média de resistência à fratura de 527,4 N. Adicionalmente, a análise do modo de falha revelou que a fratura emanou primariamente da área cervical dos pilares de ZrO₂, região próxima à cabeça do parafuso e plataforma do implante. Esta parte da restauração implanto-suportada totalmente cerâmica, devido ao efeito de alavanca, presumivelmente representa a área de maior concentração de tensão e suscetibilidade à falha^{5,21,51,62}.

Ao aceitar o pressuposto que o valor do torque reverso é uma média da pré-carga remanescente no parafuso do pilar, pode-se concluir que a diminuição do torque reverso pós-ciclagem no presente estudo está de acordo com o mecanismo de falha da união parafusada descrito por Bickford¹¹. As forças externas causam uma erosão progressiva da pré-carga devido à vibração do parafuso, desgaste e acomodação das superfícies contactantes (*embedment relaxation*)¹¹. O longo período de carregamento no presente estudo pode ter agravado micro-movimentos, assim como fadiga da superfície do parafuso, levando ao efeito significativo do carregamento cíclico sobre a pré-carga, independentemente do tipo de parafuso estudado. Assim, em decorrência do intenso dobramento na interface pilar-implante, a diminuição significativa da pré-carga pode ser atribuída principalmente à micro-movimentação dos parafusos do pilar.

Acordantes com os resultados do presente estudo, vários pesquisadores observaram redução significativa do torque reverso após carregamento^{21,39,40,47}. Kraisat et al.³⁹ demonstraram que o torque de remoção dos espécimes que não foram carregados exigiu uma força significativamente maior do que o dos espécimes submetidos à carga cíclica ($0,5 \times 10^6$ ciclos e 1×10^6 ciclos). Da mesma forma, um carregamento de 1×10^6 ciclos diminuiu significativamente os valores do torque reverso quando comparado com o período de carregamento de $0,5 \times 10^6$ ciclos. Esses resultados foram contrários aos de Tsuge, Hagiwara⁶⁰, os quais reportaram que a pré-carga pós-carregamento foi significativamente maior que a pré-carga inicial. Embora o método experimental recomendado por Kraisat et al.³⁹ tenha sido empregado no estudo de Tsuge, Hagiwara⁶⁰, 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 dispersão das cargas cíclicas e conseqüentemente a manutenção da pré-carga.

Considerando que durante o carregamento oclusal, a região ao redor da cabeça do parafuso do pilar, na qual o dobramento se inicia, é a região mais crítica para a estabilidade dos pilares cerâmicos^{5,62}, o efeito significativo da carga cíclica pode ser considerado como um dos achados mais relevantes deste estudo. Adicionalmente, ainda que danos não tenham sido macroscopicamente observados nos pilares de ZrO₂, as imagens obtidas na MEV revelaram perda estrutural na base de assentamento dos pilares. A relevância clínica é que, embora o afrouxamento do parafuso não tenha sido detectado, a redução significativa da pré-carga após o carregamento e os danos observados na MEV indicam que o acompanhamento do paciente é necessário para assegurar a integridade e longevidade das restaurações cerâmicas de ZrO₂ implanto-suportadas. Além disso, deve-se levar em consideração que as condições de carregamento em um ensaio laboratorial não são as mesmas observadas clinicamente. A carga oclusal pode variar muito de paciente para paciente⁴⁶, portanto, é preciso ter cautela ao extrapolar dados laboratoriais para situações clínicas. Cada teste laboratorial pode representar apenas uma aproximação do desempenho do material, uma vez que muitas variáveis são usualmente excluídas. Estudos futuros, clínicos e laboratoriais, devem ser conduzidos com a finalidade de comprovar a eficácia das coberturas de superfície sobre a prevenção do afrouxamento e estabilidade da união parafusada composta por pilares de ZrO₂.

7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Com base nas condições experimentais do presente estudo e de acordo com a metodologia empregada, foi possível concluir que:

1. A alta resistência à fratura dos pilares de zircônia evidencia seu potencial para suportar cargas oclusais fisiológicas aplicadas na região anterior;
2. Os parafusos do pilar estudados (DLC/Ti e Ti) demonstraram efetividade semelhante de manutenção da pré-carga após carregamento cíclico;
3. Todos os grupos submetidos à carga cíclica apresentaram redução significativa da média percentual de pré-carga retida.

8 REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS*

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10: 387-416.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark 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.
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. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 380-6.
6. 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.
7. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996; 9: 149-60.
8. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998; 79: 430-2.
9. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 76-94.

*De acordo com o estilo Vancouver.

Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

10. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Books; 1985.
11. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 592-9.
12. 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.
13. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9: 90-4.
14. 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.
15. 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.
16. Craig RG, Power JM. Restorative dental materials. 11th ed. St Louis: Mosby; 2002. p. 90-1.
17. 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.

18. Döring K, Eisenmann E, Estiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol.* 2004; 30: 198-209.
19. Drago CJ. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18: 273-8.
20. 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.
21. 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.
22. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer 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.
23. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 537-52.
24. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 121-32.
25. 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.

26. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent.* 1995; 73: 274-9.
27. Hagiwara M, Ohashi N. A new tightening technique for threaded fasteners. *J Offshore Mech Arct Eng.* 1994; 116: 64-9.
28. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997; 77: 28-35.
29. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 322-6.
30. International Organization for Standardization. ISO 14801: dentistry – implants – dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva: ISO; 2007.
31. 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.
32. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 373-9.
33. Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7: 40-4.

34. 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.
35. Jorneus 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.
36. 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.
37. 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.
38. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002; 88: 604-10.
39. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004; 6: 157-64.
40. 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.
41. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 539-46.

42. 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.
43. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998; 42: 71-89.
44. 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.
45. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24: 636-46.
46. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol.* 1997; 42: 11-7.
47. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont.* 2010; 19: 458-64.
48. 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.
49. 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.
50. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989; 4: 241-7.

51. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle 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.
52. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8: 655-61.
53. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10: 295-302.
54. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002; 28: 67-73.
55. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent*. 2003; 90: 517-21.
56. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49: 843-8.
57. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci*. 2008; 16: 55-8.
58. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001; 16: 367-77.
59. 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.

60. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of the lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J.* 2009; 28: 373-81.
61. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5: 272-81.
62. 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.
63. 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.

APÊNDICE

APÊNDICE

Tabela A1 – Torque Reverso (Ncm) na pré e pós-ciclagem e respectiva porcentagem de pré-carga retida

Sistema	Torque Reverso		% pré-carga retida	
	Pré-ciclagem	Pós-ciclagem	Pré-ciclagem	Pós-ciclagem
Zircônia Ti	17,6	16,2	88,0	81,0
	18,2	15,3	91,0	76,5
	18,5	14,1	92,5	70,5
	18,0	12,6	90,0	63,0
	19,7	14,9	98,5	74,5
	17,7	14,5	88,5	72,5
	18,3	16,4	91,5	82,0
	18,8	16,8	94,0	84,0
	17,2	16,9	86,0	84,5
	18,2	13,0	91,0	65,0
Zircônia DLC/Ti	16,4	13,0	82,0	65,0
	19,7	18,4	98,5	92,0
	17,0	16,4	85,0	82,0
	17,3	16,6	86,5	83,0
	16,6	16,3	83,0	81,5
	18,0	15,5	90,0	77,5
	17,0	17,0	85,0	85,0
	15,7	11,7	78,5	58,5
	17,4	16,7	87,0	83,5
	16,9	14,6	84,5	73,0

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

Araraquara, 18 de Março de 2011.

MARIANA DE ALMEIDA BASÍLIO