

**Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**

Bruno Costa Martins de Sá

**Comparação da estabilidade protética entre dois intermediários para  
próteses retidas por parafusos após ensaio estático.**

CURITIBA  
2014

Bruno Costa Martins de Sá

Comparação da estabilidade protética entre dois intermediários para  
próteses retidas por parafusos após ensaio estático.

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano  
de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos  
requisitos para obtenção do título de Mestre em  
Odontologia, área de concentração Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Augusto Ricardo Andrighetto  
Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

CURITIBA  
2014

Bruno Costa Martins de Sá

Comparação da estabilidade protética entre dois intermediários para próteses retidas  
por parafusos após ensaio estático.

Presidente da Banca (Orientador): Prof. Dr. Augusto Ricardo Andrighetto

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Dra. Ana Cláudia Melo

Aprovado em: 14 / 08 / 2014

Sá, Bruno Costa Manrtins de.  
S111c Comparação da estabilidade protética entre dois intermediários para  
próteses retidas por parafusos após ensaio estático. Curitiba, 2014  
81f. : il. ; 31cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e  
Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia -  
Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2014

Orientador: Prof. Dr. Augusto Ricardo Andrighetto  
Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

#### Bibliografia

1. Implantes Dentários. 2. Prótese Dentária Fixada por Implante. 3.  
Estresse Mecânico. I. Título.

## **Dedicatória**

À Deus por me proteger e abençoar com saúde. Por guiar meu caminho, e nunca me deixar sozinho.

A minha esposa, Vanessa, minha companheira, amiga, uma excelente mãe, minha eterna namorada. Minha alma gêmea. Tenho certeza que nossa ligação é de alma. Te amo demais.

Aos meus filhos, Bruna e Bernardo, os melhores presentes de Deus. Todos os desafios se tornam pequenos quando olho e vejo como fui abençoado com filhos tão maravilhosos.

Aos meus pais, Abilio e Vera, pelo exemplo de pais que são. Por me ensinar que dedicação, trabalho e honestidade são à base de tudo. Falar de vocês será sempre motivo de muito orgulho.

Aos meus irmãos, Hernany e Leandro por saber que posso contar sempre com vocês.

## **Agradecimento**

Ao meu orientador Prof. Dr. Augusto Ricardo Andrighetto por confiar na minha capacidade. Obrigado pela oportunidade de fazer parte deste trabalho e pelo apoio em sua realização. Obrigado pelo carinho e pela amizade.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes pelo convívio, pela sua amizade e pelas suas excelentes ideias que vieram a engrandecer imensamente este trabalho. Muito obrigado por tudo!

Aos Professores do ILAPEO, em especial a Prof<sup>a</sup>. Dra. Ivete Sartori, que com maestria soube transmitir seus conhecimentos com grande disposição e clareza. Aos Profs. Sérgio, Jacques, Rogéria, Rodrigo, Ana, Ricarda, Flávia, Shimizu, Leandro, Padovan, Marcela, Augusto, Vitor Coró e todos aqueles que estiveram junto com a turma durante estes anos, pelo conhecimento e amizade transmitida.

À empresa Neodent, pelo incentivo não só a minha pesquisa, mas por ajudar a implantodontia brasileira ser respeitada pelo Mundo. Além de gentilmente ceder os implantes e componentes com os quais este trabalho foi realizado.

À equipe de Engenharia do Laboratório de Materiais Integrados - LIM , especialmente a engenheira Laiz Valgas, Robson e Flávio, trabalhar com vocês nesses dias intensos e muitos testes foi mais que uma tarefa, foi um aprendizado de disciplina e profissionalismo.

Aos colegas de turma, Eduardo, Alberto, Marcos, Paulo, Rafael, Marcelo e Fernandos, pela amizade e parceria, nesses três anos juntos em Curitiba, quantas risadas nós demos, momentos de extrema alegria e confraternização, amizades imortais, nos tornamos irmãos.

Às meninas da turma, Bruna e Kelly pela amizade e pela demonstração que força de vontade e dedicação são características essenciais para atingirmos nossos objetivos. Verdadeiros exemplos da força feminina.

À Luciana Cunha (bibliotecária), uma pessoa carinhosa, simpática, inteligente e educada. Sempre disposta até o último minuto.

Aos funcionários do ILAPEO, Mary, Cris, Keiler e todos os outros que possibilitaram realizar este curso com grande qualidade.

A todos integrantes do Laboratório do Adércio, pela paciência e cooperação nesta pesquisa e com os trabalhos da clínica.

A toda equipe de Prof. da Soep/Ciodonto em Porto Velho, Juliana, Fabrício, Vírgilio, Ricardo, Cláudio,... Pelo apoio, oportunidade e carinho, e por me fazer sentir em casa.

A todos que me amam e que fazem parte da minha vida. Amigos, tios, primos, aos meus avós, alunos, professores, pacientes, todos que contribuíram de certa forma para eu me tornar o que sou hoje.

Nada na vida não conquistamos nada sozinhos, sou grato a todos por mais essa vitória, tenho certeza que sem a contribuição de vocês, tudo seria mais difícil.

## Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	13
2. Revisão de Literatura.....	15
3. Proposição.....	38
4. Materiais e Métodos.....	39
5. Artigo Científico.....	47
6. Referências.....	67
7. Apêndice .....	70
8. Anexo .....	84



## Lista de Figuras

Figura 1 – Visão lateral do Mini pilar com diâmetro de 4,8 mm (esquerda) e Micro pilar com diâmetro de 3,3mm direita).....	39
Figura 2 – Figura 1 – Visão oclusal do Mini pilar com diâmetro de 4,8 mm (esquerda) e Micro pilar com diâmetro de 3,3mm (direita).....	39
Figura 3 – Grupo 1.....	40
Figura 4 – Grupo 2.....	40
Figura 5 – Grupo 3.....	40
Figura 6 – Grupo 4.....	40
Figura 7 – Projeto da barra.....	41
Figura 8 – Infraestrutura desenhada em tecnologia Cad, vista oclusal (a), vista inferior (b). .....	41
Figura 9 – Infraestrutura usinada em titânio pela tecnologia Cam, vista oclusal (a), vista inferior (b).....	42
Figura 10 – Implantes com diferentes pilares instalados: Mini pilar (esquerda), diâmetro de 4,8 mm e Micro pilar (direita), diâmetro de 3,3mm.....	42
Figura 11 – Torque sendo aplicado ao pilar na base de apoio.....	43
Figura 12 – Conjunto obtido após instalação dos implantes e componentes à barra.....	43
Figura 13 – Base mestre utilizada.....	44
Figura 14 – Barra utilizada para garantir o nivelamento e a padronização de posição.....	44
Figura 15 – Modelo obtido após o vazamento.....	45
Figura 16 – Ensaio mecânico.....	46

## **Lista de Abreviaturas**

PSI – Próteses sobre implantes

*CAD/CAM* – *Computer-aided design/computer-aided manufacturing* (desenho auxiliado por computador/ manufatura auxiliada por computador)

N – Newton

MN – Mini Pilar CM sólido reto

MC – Micro Pilar CM sólido reto

N.cm – Newton centímetro

CM – Cone Morse

% – Porcentagem

mm/min –Milímetro / Minuto

KN – Kilo Newton

G1 – Grupo 1

G2 – Grupo 2

G3 – Grupo 3

G4 – Grupo 4

## Resumo

O sucesso da reabilitação protética suportada por implantes osteointegrados está atrelado à resistência dos componentes quando submetidos a cargas inerentes ao uso. Este estudo teve como objetivo verificar se intermediário com dimensão reduzida resultaria em falências mecânicas quando comparado a componentes tradicionais, assim como o uso combinado entre essas peças. Foram utilizados 60 intermediários divididos em quatro grupos, e confeccionados doze modelos, sendo que cada grupo continha 3 modelos com 5 intermediários, a posição de cada intermediário no modelo foi numerada de 1 a 5. Foram instalados nos modelos 5 implantes simulando posicionamento interforames com instalação a nível ósseo tal como seria na reabilitação com uma prótese total implantossuportada retida por parafusos confeccionada pela tecnologia *Cad/Cam*. Dois tipos de pilares foram utilizados: Mini Pilar CM sólido reto (MN), com diâmetro de 4,8 mm e o Micro Pilar CM sólido reto (MC), com diâmetro de 3,3 mm. Todos os pilares utilizados no grupo 1 (G1) foram os MN e no grupo 2 (G2) foram os MC. No grupo 3 (G3) foram utilizados os pilares MC nas posições 1, 3 e 5 e os MN nas posições 2 e 4. No grupo 4 (G4) inverteram as posições dos MN e MC. Por meio de uma máquina de ensaio mecânico aplicou carregamento com uma célula de carga de 5 KN numa velocidade de 0,5 mm/min., num ponto de aplicação de carga bilateral localizado a 18mm para distal dos pilares 1 e 5, até a fadiga de algum elemento. Todos os grupos apresentaram fratura dos parafusos dos intermediários com as seguintes médias de carga, G1 1130,22 N; G2 1031,36 N; G3 757,9 N; G4 792,03 N. Todos os grupos tiveram diferença estatística em relação ao grupo controle (G1). E G2 apresentou diferença estatística significativa do G3 e G4, os quais não apresentaram diferença entre si. Após análise dos dados parece lícito concluir que todos os pilares e a combinação entre eles oferecem resistência necessária ao sistema. Sendo que o Mini pilar apresentou maior capacidade de resistência e diante da necessidade clínica de uso de componentes de menor diâmetro seria mais seguro utilizar apenas o Micro pilar ao invés da combinação.

**Palavras-chave:** Implantes Dentários, Prótese Dentária Fixada por Implante, Estresse Mecânico.

## **Abstract**

The success of prosthetic rehabilitation supported by osseointegrated implants is related to be the resistance of the components when submitted to occlusal loads inherent for this use. This study aimed to determine whether an abutment reduced in its size results in mechanical failures compared to traditional components as well as the mix between these parts. For this study were used 60 abutments divided in four groups, twelve models were produced, being that each group contained 3 to 5 abutments models. The positions of each abutment in the model was numbered from 1 to 5. Were installed in models, 5 implants simulating a position interforaminal with system at bone level as it would be in rehabilitation with a total implant supported prosthesis retained by abutments screws produced by CAD/CAM technology. Two types of columns used were used: CM Mini Abutment straight solid (MN), diameter 4.8 mm and CM Micro Abutment straight solid (MC), diameter 3.3 mm. All columns used in the Group 1 (G1) were the MN and group 2 (G2) were MC. In group 3 (G3) MC pillars at positions 1, 3 and 5 and MN were used at positions 2 and 4. In group 4 (G4) reversed the positions of the MN and MC. A mechanical testing machine applied a load cell of 5 KN at a speed of 0.5 mm / min, in a bilateral point located 18mm distal to the columns 1 and 5 for the load application until failure of any element. All groups of screws abutments have fracture with the following load average, G1 1130.22 N; G2 1031.36 N; G3 757.9 N ; G4 792.03 N. All groups showed statistically significant differences when compared with the control group (G1). And G2 was statistically different when compared with G3 and G4, which did not show any difference. After data analysis, it seems reasonable to conclude Conclusion: After analyzing the data, it seems reasonable to conclude that all the pillars and the combination between them offer resistance required for the system. Being that the Mini pillar showed a higher ability of resistance and before the clinical need for use of components of smaller diameter would be safer using only the Micro pillar instead of the combination.

Key word: Dental Implants, Dental Abutment, Implant-Supported, Stress Mechanical.

## 1. Introdução

O sucesso do tratamento com próteses sobre implantes (PSI) depende diretamente do planejamento que envolve cuidados específicos, como a correta escolha de intermediários protéticos. Entre os desafios na reabilitação de espaços edêntulos com implantes múltiplos estão: distribuição de carga que resulte em campos de tensão reduzidos (BENZING, GALL & WEBER 1995), e evitar desadaptações durante a confecção de próteses implantossuportadas, pois estas podem gerar estresse nos implantes (PATTERSON & JHONS 1992; JEMT & LIE 1995; TIOSSI et al., 2008) e comprometer a osteointegração (JEMT & LIE 1995; BARBOSA et al., 2010).

O torque aplicado sobre o parafuso protético resulta em pré-carga, ou seja, é a força de união ou compressiva no momento do aperto do parafuso e que mantém os componentes unidos. A pré-carga deve ser suficiente para suportar as forças de tensão ao sistema que podem provocar a separação dos componentes, e em consequência, o afrouxamento dos parafusos (RANGERT, JEMT & JORNEUS 1989; CIBIRKA et al., 2001; TAN & NICHOLLS 2001; TAN, TAN & NICHOLLS 2004; KHRAISAT et al., 2004; QUEK, TAN & NICHOLLS 2006; STEINEBRUNNER et al., 2008; CHOI et al., 2009; BUTIGNON et al., 2013) sendo assim os níveis de torque recomendados pelo o fabricante devem ser utilizados para garantir a integridade de união do sistema pilar implante (TAN, TAN & NICHOLLS 2004). Os parafusos dos pilares com revestimento em carbono oferecem maior manutenção da pré-carga para junções protéticas do tipo hexágono externo (MCGLUMPHY, MENDEL & HOLLOWAY 1998; BERNARDES et al., 2014).

Uma das principais complicações em PSI é a perda da estabilidade do parafuso protético e/ou parafuso do pilar (JEMT et al., 1991; BREEDING et al., 1993; STEINEBRUNNER et al., 2008; BOZINI et al., 2011; GOODACRE, KAN &

RUNGCHARASSAENG 1999; PRIEST 1999), fratura do parafuso protético e/ou parafuso do pilar (BOZINI et al., 2011; PRIEST 1999; STEINEBRUNNER et al., 2008).

Algumas situações podem exacerbar o afrouxamento dos parafusos das próteses sobre implante como *cantilever* muito extensos (PATTERSON & JHONS 1995; MCGLUMPHY, MENDEL & HOLLOWAY 1998; BENZING, GALL & WEBER 1995), maior altura do pilar e a liga da infraestrutura que pode influenciar a deformação dos pilares de prótese implantossuportada com *cantilever* mandibular (SUEDAM et al., 2009).

O surgimento dos implantes com plataforma protética de conexão cônica interna (CM) possibilitou a instalação de implantes mais próximos entre si, em até cerca de 2 mm, com mínimo de remodelação óssea (NOVAES et al. 2006; RODRÍGUEZ-CIURANA et al., 2009; BARROS et al., 2010; CHOI et AL., 2010). Porém quando os implantes eram instalados nesta condição existia uma lacuna de intermediários para prótese fixa parafusada, devido ao amplo diâmetro dos intermediários. Por isso empresas passaram a sugerir intermediários protéticos com dimensões compatíveis com esta nova realidade, de menores diâmetros.

Uma vez que o desenho das próteses exerce uma influência na distribuição de cargas, inclusive sobre os implantes (RANGERT, JEMT & JORNEUS 1989), questionamentos a respeito da redução da área de superfície de contato do intermediário protético podem passar a existir. A redução da área de contato poderia ou não resultar em desaperto ou fratura do parafuso protético e desadaptação na junção infraestrutura/prótese.

O presente estudo objetiva comparar a resistência de pilares cônicos com distintos diâmetros e áreas de assentamento frente a carga estática aplicada bilateralmente no *cantilever* distal de prótese total fixa implantossuportada em situação de cinco implantes interforames unidos com instalação em nível ósseo.

## 2. Revisão de Literatura

Skalak (1983) fez algumas considerações sobre a biomecânica das próteses sobre implantes. Ele afirmou que a distribuição da carga em uma prótese suportada por vários implantes depende da geometria de sua distribuição. O implante mais próximo a uma carga em *cantilever* é o que vai receber mais carregamento. Uma conexão rígida entre prótese pilar e implante pode reduzir as tensões tanto no tecido ósseo quanto na prótese, aumentando a capacidade de suportar cargas fora do eixo dos implantes (*cantilever*). Qualquer desajuste entre prótese e pilar pode causar redução da capacidade da prótese suportar cargas. O autor concluiu que *cantilever* moderado pode ser tolerado se as fixações forem fortes suficientes.

Rangert, Jemt e Jorneus (1989) apresentaram orientações simples para confecção das próteses sobre implantes. Para minimizar as falhas, os aspectos mecânicos do sistema devem ser considerados, pois o desenho da prótese tem influência muito grande na distribuição de cargas nos implantes. Duas das principais cargas atuantes no sistema devem ser consideradas: (1) axial e (2) flexão. Estes dois tipos de cargas são completamente diferentes na natureza. A força axial é mais favorável, pois distribui o estresse mais uniformemente ao longo do implante, enquanto a força de flexão exerce gradientes de tensão no implante, bem como no osso. A pré-carga é a força gerada no momento do aperto dos parafusos e que mantém os componentes unidos. A pré-carga deve ser suficiente para suportar as forças de tensão ao sistema que podem provocar a separação dos componentes, e em consequência, o afrouxamento dos parafusos. Esta força gera maior preocupação no que diz respeito à falha mecânica. Dessa forma, duas condições básicas devem ser seguidas para o sucesso do sistema: prótese bem adaptada e pré-carga adequada. Segundo os autores, a falta de adaptação das próteses é a causa primária do afrouxamento

ou fratura dos parafusos. Em condição de boa qualidade óssea, a parte fraca do sistema será sempre os parafusos de retenção, considerados um recurso de segurança do sistema.

Patterson e Johns (1992) desenvolveram método para calcular a resistência à fadiga dos componentes parafusados em sistemas de próteses fixas sobre implantes. Relataram que a ausência de adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré-carga é aplicada, dessa forma o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido. Para prever a sobrevivência de um componente à fadiga, a distribuição de tensão naquele componente deve ser determinada, e este depende das cargas que estão sendo aplicadas ao componente. Segundo os autores quando o parafuso é apertado, uma pré-carga é produzida no parafuso e isto induz a uma tensão compressiva nos componentes e quando cargas externas são aplicadas aos componentes unidos, produzem relaxamento da tensão compressiva e parte desta aumenta a tensão no parafuso. Observaram que existem duas áreas principais de concentração de tensão nos parafusos, nas quais provavelmente se inicia a fadiga e conseqüentemente a falha; a primeira está entre a haste e a cabeça do parafuso; esta concentração é conseqüência do raio e o diâmetro da curvatura. A segunda área onde existe alta concentração de tensão é na primeira rosca do parafuso; esta é conseqüência da geometria da rosca que produz concentração neste ponto em todas as roscas e é particularmente resultado da concentração da carga na primeira rosca. Em seu estudo, utilizando os princípios de engenharia mecânica sobre um modelo, afirmaram que quando prótese total fixa é construída de forma precisa sobre suficientes implantes equidistantes, a resistência à fadiga do parafuso do pilar pode chegar até 20 anos, porém esta pode ser reduzida drasticamente quando as condições de tensão e carga não são satisfatórias. Concluíram que, devido à possibilidade de incorporar pequenos erros nos diferentes procedimentos, é necessário que os parafusos estejam apertados ao



máximo, aumentado dessa forma o tempo de vida útil dos mesmos e para que isso ocorra, recomendam a aplicação de torque apropriado.

Breeding et al. (1993) avaliaram três tipos de conexões pilar/implantes: um octógono interno (Omnilock, Calciteck), um hexágono externo (Minimatic Implants, 3I) e um Hexágono interno (Bio-Vent,Core-Vent). Os implantes foram submetidos a simulação de movimentos intra-orais, com forças oclusais de 6 Kg, a uma distância de 1,5mm do longo eixo do parafuso. Em seguida foram analisados os destorques necessários para afrouxar os parafusos. O destorque inicial foi calculado pela diferença entre o destorque após 4 horas e 15 minutos e o destorque imediato (em ambos os casos o parafuso recebeu torque de 22,6 N.cm uma vez e novamente após 10 minutos, com torquímetro. Após 2 minutos foi registrado o valor de destorque). Este procedimento foi realizado para verificar se a existência de um relaxamento entre os componentes poderia resultar em um valor de destorque menor. O destorque após 4 horas foi menor, mas sem diferença significativa. Foram realizados três testes: Teste 1, as coroas foram cimentadas com resina após o aperto do parafuso e receberam carga vertical e lateral equivalente a 1 mês de função mastigatória. Teste 2, as roscas do parafuso receberam um adesivo (Ceka Bond, Prest, San Mateo, CA) e o mesmo tipo de força foi aplicada. Teste 3, as roscas do parafuso receberam adesivo e receberam carga equivalente a 6 meses. Os resultados evidenciaram que o grupo HI, sem adesivo, apresentou destorque significativamente inferior que o destorque dos demais grupos após 1 e 6 meses de carga. As amostras do HI, com adesivo, apresentaram um destorque significativamente maior.

Waltimo e Kononen (1993) pesquisaram a força de mordida em 30 estudantes saudáveis sendo 15 homens e 15 mulheres. Foi utilizado um transdutor de força de quartzo embutido dentro de uma caixa unilateral de aço com espessura de 14 mm e largura de 12 mm coberta em ambos os lados com placas de borracha montadas com fita adesiva dupla-

face com 2 mm de espessura. Um microprocessador produziu o resultado numérico, mostradando em display cristal líquido (LCD). Cada sujeito fez quatro tentativas em cada região (molares direito, molar esquerdo, e na região incisal) mordendo o mais forte possível. Depois de todas as tentativas, os valores mais elevados, ou seja, o valor mais alto das quatro mordidas foi registrado a partir de regiões frontais direita, esquerda, então os indivíduos foram questionados sobre o principal fator que limitava a sua mordida. As seguintes alternativas foram dadas: dor nos dentes, dor nos músculos, dor nas a área da articulação tempromandibular (ATM), a falta de força muscular ou qualquer outro motivo. A força de mordida máxima na região molar foi 847 N para os homens e 597 N para as mulheres. A descoberta que dor ou falta de força muscular na maioria das vezes limita o apertamento sugere que o potencial real mastigatório foi registrado.

Benzing, Gall e Weber (1995) usaram extensômetros clínicos o método dos elementos finitos para comparar os aspectos biomecânicos de dois planejamentos protéticos para maxilas desdentadas. O primeiro planejamento consiste em quatro a seis implantes na região anterior compreendida entre pré-molares, apoiando uma supraestrutura fixa com *cantilever* posterior. O planejamento alternativo seria com a distribuição de seis implantes posicionados na tuberosidade e na região anterior entre pré-molares, evitando assim a utilização de barra suspensa distal. Os resultados mostraram que o planejamento alternativo com implantes distribuídos pelo arco é mais favorável, pois apresenta uma melhor distribuição de tensões ósseas.

Patterson e Jhons (1995) analisaram a distribuição de forças sobre prótese tipo protocolo com cinco implantes em mandíbula. As cargas foram aplicadas em diferentes pontos em cada *cantilever*, e também removeram da infraestrutura da barra da protocolo um cilindro de ouro por vez para simular a perda de um parafuso. Os autores concluíram que os cilindros e parafusos adjacentes à área do *cantilever* são os que mais recebem

cargas, e que ao aumentar o tamanho do *cantilever* as tensões aumentam nas junções dos implantes distais, mas pouco muda nas anteriores. A remoção de um dos parafusos aumenta as tensões, mas não altera o momento de flexão. E perdas de parafusos em implantes adjacentes ao *cantilever* tiveram os piores efeitos.

Jemt e Lie (1995) afirmaram que próteses implantossuportadas desadaptadas podem gerar estresse nos implantes e comprometer a osteointegração. Os autores, então, realizaram estudo com o objetivo de avaliar a precisão das infraestruturas. Para isso, avaliaram a precisão destas no modelo mestre antes da instalação clínica das mesmas. O estudo utilizou 15 pacientes edêntulos na mandíbula ou maxila. Foram instalados cinco a seis implantes que, após osteointegrados, foram submetidos à moldagem de transferência para obtenção dos respectivos modelos mestres. Mensurações com relação ao comprimento e curvatura dos arcos foram efetuadas. As infraestruturas das próteses foram confeccionadas com ouro tipo III e foram revestidas com resina acrílica e dentes de estoque. Para medir e comparar a adaptação tridimensional dos cilindros de ouro das infraestruturas foi utilizado a técnica fotogramétrica. A diferença entre modelo e infraestrutura foi dada através da comparação com um ponto central dos eixos x, y e z entre os cilindros e os análogos, como também pela relação tridimensional de cada cilindro individualmente. O teste estatístico comparou a distorção tridimensional das próteses superiores e inferiores. Os resultados obtidos foram em média de 74 $\mu$ m e de 42 $\mu$ m, respectivamente. A disposição dos implantes em curva mais acentuada na maxila foi a provável razão para maior média de distorção. Tanto nas próteses superiores como nas inferiores foram observadas maiores variações no plano horizontal (eixo x e y). No plano vertical (eixo z), a média dos valores obtidos para orientação angular dos cilindros das estruturas superiores e inferiores não mostrou diferenças estatísticas significantes (51  $\mu$ m para prótese inferiores e 70  $\mu$ m para prótese superior), e quando comparados com valores

do plano horizontal, estes últimos tiveram valores absolutos bastante superiores. O estudo concluiu que as próteses podem apresentar distorção ao modelo mestre, porém quando esta alcança valores menores que 150 $\mu$ m pode ser considerada clinicamente aceitável devido ao fato de poucas complicações serem relatadas com este nível de desadaptação.

Mcglumphy, Mendel e Holloway (1998) em revisão de literatura, constataram que geralmente as próteses implantossuportadas de molares são mais difíceis de manter a pré-carga. Outras situações que podem exacerbar o afrouxamento dos parafusos das próteses sobre implante são *cantilever* muito extensos, união dente/implante. Novas técnicas, componentes e novos produtos têm sido estudados com o propósito de manter as conexões apertadas. Dentre elas destacam-se: componentes anti rotacionais, conexões mecânicas diretas, alterações no desenho dos parafusos e mecanismos de controle de torque. No entanto, todas essas propostas ajudaram a reduzir o problema, mas não o solucionaram completamente. O torque ideal proposto para ser aplicado aos parafusos é equivalente a 75% do necessário para causar sua fratura, pois dessa forma haveria otimização da pré-carga e, portanto maior resistência às forças de separação do conjunto.

Goodacre, Kan e Rungcharassaeng (1999) fizeram revisão de literatura sobre reabilitações com implantes osteointegráveis de 1981 a 1997. Realizaram levantamento das principais complicações clínicas. Dentre todas as complicações, o afrouxamento do parafuso dos pilares e do parafuso de ouro, foram citados em diversos trabalhos, e sua ocorrência variava de 1 a 45% e 1 a 38% respectivamente.

Priest (1999) relatou as complicações protéticas mais comumente encontradas: a perda de parafusos (7,1%), falha na cimentação (5,4%), perda da prótese (1,8%), fratura de parafuso (1,8%), exposição da margem (1,8%) e fratura da cerâmica (0,9%) que somaram um índice total de complicações de 18,8%. A perda de parafusos foi falha predominante. Duas margens subgingivais tornaram-se expostas. Na maioria das restaurações de

implantes o tecido marginal melhorou com o tempo. Regeneração da papila foi achado rotineiro, sendo notado em 80% dos casos, e recessão foi comum na região de linha média.

Binon (2000) revisou a literatura sobre a evolução dos implantes e devido a grande variedade de tipos, os diferenciou dando ênfase às formas, tipos de superfície e interface implante/intermediário. A conexão intermediário/implante foi descrita como externa ou interna, podendo ainda ser caracterizada como assentamento passivo, na qual existe um ligeiro espaço existente entre as peças de encaixe, ou como assentamento friccional, na qual não existe espaço entre os componentes e as partes ficam forçadamente unidas. A conexão também foi classificada em topo, que consiste em duas superfícies planas que se tocam em ângulo reto e em cônica, onde as superfícies estão inclinadas quer internamente, quer externamente. A conexão pode, também, incorporar uma resistência rotacional e/ou estabilização geométrica através de formas variadas, tais como: octogonal, hexagonal, parafuso cônico, hexágono cilíndrico, spline (tipo chaveta), cam e cam tube (tipo polia) e pin/slot (tipo fenda). Na revisão, foram encontradas vinte variações geométricas, sendo a conexão hexágono externo a mais citada na literatura. Na sua utilização original o hexágono externo foi usado para restaurar o arco completamente desdentado. Quando passou a restaurar um único dente, a interface e o seu parafuso de ligação foram expostos a uma aplicação mais vigorosa de carga. O parafuso de retenção não está mais protegido do estresse, e está sujeito a cargas de flexão lateral, de ruptura, e de alongamento, que resultam na abertura da junção e no afrouxamento do parafuso, complicações mais frequentemente encontradas. Para superar algumas limitações da conexão hexágono externo, uma variedade de conexões alternativas têm sido desenvolvidas. No que diz respeito às características de pré-carga do hexágono externo e da conexão cônica, esta é de aproximadamente 60% mais forte, requerendo torque maior para o afrouxamento do parafuso. Outro esforço para superar problemas com instabilidade do parafuso do pilar,

maximizar a pré-carga e minimizar sua perda consiste em alterar o formato da cabeça do parafuso (flat) para melhorar o assentamento e o comprimento da haste. Porém, o fator mais significativo para o travamento do parafuso é o material utilizado, sendo os de liga áurea e os revestidos com teflon os que propiciam maiores pré-carga.

Brunski, Puleo e Nanci (2000) descreveram o estado atual e futuros desenvolvimentos dos implantes na área de biomecânica. Os autores citam que a força mastigatória na região de segundo molar é de aproximadamente 723 N, e que um dos responsáveis pelos problemas nas próteses sobre implantes é o bruxismo. A presença de *cantilever* exacerbam as cargas e momentos de flexão estão presentes nestas próteses. Diferentes desenhos de implantes e próteses resultam em diferentes distribuições de tensões.

Cibirka et al. (2001) avaliaram os valores de destorque dos parafusos após teste de fadiga, quando as dimensões entre o hexágono externo do implante e hexágono interno do pilar foram alteradas ou o hexágono externo do implante foi eliminado. Três grupos foram formados com implantes (Nobel Biocare, Suécia): Grupo R, implantes com plataforma 3,75mm e hexágono 2,7mm de diâmetro e 0,633mm de altura (padrão hexágono externo). Grupo M, implantes com plataforma 3,75mm, diâmetro do hexágono de 2,644mm e altura de 0,608mm (hexágono modificado). Grupo C, implantes com plataforma 3,75mm e no lugar do hexágono uma estrutura circular de 2,668mm de diâmetro e 0,688mm de altura (hexágono eliminado). Trinta intermediários Procera (Nobel Biocare, Suécia) foram fixados aos implantes com parafusos Unigrip (Nobel Biocare, Suécia), com torque de 32N.cm com auxílio de torquímetro (Nobel Biocare, Suécia). Foi realizado teste de fadiga com forças de carga dinâmicas entre 20 e 200 N, com frequência de 8 ciclos por segundo, totalizando 5.000.000 ciclos, ou o equivalente a 5 anos na mastigação humana. Após o ciclo de cargas, exame radiográfico para avaliação do parafuso e da interface implante/intermediário foi realizado. Os parafusos de pilares foram removidos e os valores

de destorque foram aferidos (Tohnichi BTG-6, EUA). Superfícies de apoio dos implantes e intermediários foram examinadas microscopicamente. Resultados: Folgas no pilar ou deslocamentos longitudinais na interface implante-pilar foram anotados. A avaliação radiográfica demonstrou nenhuma indicação de flexão ou deslocamento do parafuso. Os valores médios de destorque R, M e C foram  $14,40 \pm 1,84$  N/cm,  $14,70 \pm 1,89$  N/cm, e  $16,40 \pm 2,17$  N/cm, respectivamente. A análise de variância demonstrou diferenças significativas entre os projetos apenas R e C ( $P = 0,031$ ). O aumento da altura vertical do hexágono externo e o aumento do grau de tolerância entre hexágono externo do implante e do hexágono interno do intermediário não produziram diferença significativa nos valores de destorque do parafuso do intermediário após o teste de fadiga.

Tan e Nicholls (2001) estudaram a pré-carga do parafuso da interface implante-pilar para 7 tipos de pilares de implante hexágono externo. A pré-carga tem que ser suficientemente alta para manter a integridade do conjunto implante-pilar e conferir longevidade clínica, prevenindo complicações como o afrouxamento do parafuso e do pilar. Células de carga de pilar aferido de formação foram calibrados para medir a pré-carga da junta parafusada na interface implante-pilar. Entrega de torque pelo controlador de torque eletrônico foi variada em configurações de baixa e de alta velocidade. Nos torques recomendados pelo fabricante, a pré-carga média geral medida foi de  $181,6 \pm 60,0$  N para o pilar padrão Nobel Biocare, de  $291,3 \pm 41,2$  N para o Nobel Biocare Estheticone pilar, de  $456,5 \pm 44,0$  N para o pilar Nobel Biocare Miruscone, de  $369,7 \pm 32,9$  N para a 3i Titanium Pilar post de  $643,4 \pm 143,1$  N para o pilar Nobel Biocare CeraOne, de  $536,3 \pm 68,6$  N para o pilar "Cilindro de Ouro para fixação" Nobel Biocare e de  $556,9 \pm 145,6$  N para o Nobel Biocare TiAdapt. A análise de variância revelou diferenças significativas entre os diferentes sistemas de pilares ( $p < 0,001$ ) e entre as configurações de velocidade de torque ( $p < 0,001$ ). A pré-carga do parafuso do conjunto implante-pilar de implantes

hexágono externo dependente do tipo do pilar, diâmetro do parafuso, material, velocidade com que o operador dá o torque, e o torque.

Çehreli e Akça (2004) examinaram a transmissão de forças em implantes Straumann (Straumann Institute, Waldenburg, Suíça) de diâmetro estreito quando usados como pilares de uma ponte fixa de três elementos. Foram confeccionados três modelos fotoelásticos com extensômetros fixados sobre estes: 1) Dois implantes com diâmetro 4,1 mm (grupo controle); 2) um implante de diâmetro reduzido de 3,3 mm e outro de 4,1 mm; 3) um implante com diâmetro estreito de 3,3 mm e outro com 4,1 mm de diâmetro. Todos os modelos suportavam uma prótese parcial fixa de três elementos. Força estática de 100 N foi aplicada em cada elemento da ponte fixa com carregamento separado. As franjas isocromáticas resultantes foram fotografadas no campo circular de um polariscópio. Software específico foi utilizado para digitalizar os sinais dos extensômetros através de um sistema de aquisição de dados, e as principais deformações foram calculadas e registradas. O uso de implantes com plataforma estreita resultou em aumento da tensão e deformação generalizada ao redor dos implantes, comparativamente com o suporte dos dois implantes com diâmetro 4.1 mm. Os autores concluíram que implantes com plataforma reduzida podem ser utilizados para suportar próteses parciais fixas em pacientes com força mastigatória reduzida. Em situações clínicas envolvendo implantes de diâmetro estreito usados para suportar prótese parcial fixa é fundamental utilizar implante adicional para melhorar o resultado biomecânico, devido ao aumento das tensões e deformações ao redor dos implantes.

Khraisat et al. (2004) investigaram o efeito de longos períodos de carga cíclica em implante de hexágono externo com pilar CeraOne e prótese unitária cimentada em relação ao afrouxamento do parafuso e a resistência a flexão. O parafuso do pilar foi apertado a 32 N.cm, como recomendado pelo fabricante para aplicações clínicas. O parafuso foi



reapertado 10 minutos mais tarde para minimizar o risco de não manter a pré-carga ideal. Cinco minutos mais tarde o torque necessário para desapertar o parafuso foi medido e registrado. Quinze implantes Brånemark foram divididos em grupos A, B e C. Cada grupo consistiu de um implante Brånemark Mk IV 4x10 mm, montado em bloco de latão, com pilar CeraOne de 3 milímetros e uma bloco metálico cimentado (7 x 10 x 7 mm). Nos grupos A e B foi aplicada carga cíclica de 50 N.cm central e perpendicularmente ao longo eixo do implante. Foram definidos ciclos para os grupos A e B, respectivamente de  $1,0 \times 10^6$  ciclos (40 meses de função simulada) e  $0,5 \times 10^6$  ciclos (20 meses de função simulado). Grupo C (controle) foi deixado descarregado para o mesmo período de tempo de carregamento como foi grupo B de torque reverso foi registrada antes e após o carregamento, e a diferença foi calculada. Depois das cargas cíclicas, amostras foram montadas na máquina de ensaio, e as forças que produzam e *hending* foram medidas. Os dados foram analisados com análise de variância e as médias foram comparadas pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). Houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,001$ ) os valores de torque reverso do grupo A foi de  $([-5,6 \text{ para } -3,4] \pm 0,86 \text{ N.cm})$ , no grupo B  $([-2,4 \text{ a } -1,6] \pm 0,32 \text{ N.cm})$  e grupo C  $([-0,7 \text{ a } 0,0] \pm 0,26 \text{ N.cm})$ . Da mesma forma, o grupo B apresentou diferença significativa em relação ao grupo C ( $p=0,002$ ). Por outro lado, houve não houve diferença estatística significativa nos valores médios entre o grupo teste em relação ao rendimento e *hending* pontos fortes ( $p>0,050$ ). Os autores concluíram que com das limitações desse estudo, a fadiga de longo prazo afetou significativamente os valores de torque reverso sob carga lateral centrada a ( $p<0,001$ ), enquanto que não teve nenhum efeito significativo sobre a resistência do implante/pilar a articulação estática *hending*.

Tan, Tan e Nicholls (2004) analisaram dois tipos de implantes e 2 tipos de pilares no momento de flexão crítico (CBM), ou seja, o momento em que a carga não axial externa sobrepõe a pré-carga do parafuso do intermediário e provoca a perda de contato entre as

superfícies do implante/intermediário. Mediu-se o CBM no parafuso do intermediário em quatro combinações de implante-pilar (CeraOne-RP, CeraOne-WP, Multiunit-RP, e Multiunit-WP) Nobel Biocare. Foram testados com torques que variavam de 25%, 50%, 75%, e 100% dos níveis de torque recomendados pelo fabricante. Foram aplicadas cargas em várias distâncias da interface do pilar. Os dados de tensão foram registrados com o instrumento Strain de forma dinâmica para determinar o ponto de desadaptação. Todas as aplicações de torque e medições de deformação foram repetidas 5 vezes. Os resultados médios de CBM para os grupos CeraOne–RP, foram de 17,09 N.cm, 35,35 N.cm, 45,63 N.cm, e 62,64 N.cm a 25 %, 50 %, 75 %, e 100 % do nível de torque recomendado, respectivamente, para o grupo CeraOne–WP, CBM médios foram 28,29 N.cm, 62,97 N.cm, 92,20 N.cm, e 127,41 N.cm, para o grupo Multiunit–RP, 16,08 N.cm, 21,55 N.cm, 34,12 N.cm, e 39,46 N.cm, e para o grupo Multiunit–WP, 15,90 N.cm , 32,86 N.cm , 43,29 N.cm, e 61,55 N.cm nos 4 níveis de torque diferentes. Análise das variância (ANOVA) ( $p < 0,001$ ) revelou efeitos significativos para os grupos teste níveis de torque ( $F = 2738,2$ ) e ( $F = 2969,0$ ). A metodologia desenvolvida neste estudo permite a confirmação da abertura lacuna entre o implante e o parafuso para os grupos de teste e determinação da CBM, em diferentes níveis de torque. A CBM encontrada variou entre os sistemas de pilares, diâmetros de implante, e níveis de torque. Os níveis de torque recomendados pelo o fabricante deve seguir para garantir a integridade de união do sistema pilar implante.

Novaes et al. (2006) avaliaram em cães a área entre os implantes restaurados com prótese as distância entre o ponto de contato (CP) das coroas e da crista óssea (BC). Seis cães tiveram os pré-molares inferiores extraídos bilateralmente. Após 12 semanas, cada cão recebeu 4 implantes de cada lado, sendo dois implantes separados por 2 mm (Grupo 1) e outros dois implantes por 3 mm (grupo 2). Após um período de cicatrização (3 meses), os implantes foram restaurados com próteses provisórias de resina acrílica e após mais 4

semanas, receberam próteses metálicas definitivas. Após 8 semanas, a distância entre o CP e da papila (P) foi medida. A distância entre uma linha estendendo-se a partir da CP e da altura gengival no prolongamento distal da prótese (DE) foi também medido. Imagens radiográficas digitais foram obtidas para avaliação das distâncias CP-BC e BC-P e a análise de reabsorção óssea adjacente às superfícies de implantes. A distância CP-P média foi de 1,75 milímetros e 1,98 milímetros para os grupos 1 e 2, respectivamente; as distâncias médias CP-DE foram 2,60 e 2,69, respectivamente. As distâncias médias CP-BC foram 5,64 milímetros e 6,45 milímetros, para grupos 1 e 2, respectivamente; a distância média da BC-P foram 3,07 milímetros e 3,55 mm, respectivamente. As diferenças nas distâncias de 2 e 3 mm entre os implantes não apresentaram diferenças significativas na formação de papilas ou na reabsorção da crista. As distâncias CP-BC para próteses devem ser diferentes daqueles dos dentes naturais, porque nos dentes naturais, o espaço biológico é já existe, e, no caso de próteses implantossuportadas, vai ser formado após a segunda etapa cirúrgica.

Quek, Tan e Nicholls (2006) investigaram o desempenho dos pilares CeraOne (Nobel Biocare) de plataforma de diâmetro estreito (NP), regular (RP) e grande (WP) em teste de fadiga. Cinco amostras, cada uma contendo uma combinação dos 3 tipos larguras (NP, RP, WP) com três níveis de torque do parafuso (torque recomendado, 20 % maior que o do torque recomendado, e 20% menor que o torque recomendado). Foi utilizada máquina de carga de fadiga de rotação para aplicar carga de 21 N, em ângulo de 45 graus em relação ao eixo longitudinal. Este carregamento produz momento de flexão eficaz de 35 N.cm no pilar. O testes de fadiga foi executado em 14 Hz, com  $5^{10}$  ciclos definido como o limite superior, pelo mesmo operador. Havia cinco amostras por grupo de teste (n=5). A análise de variância revelou diferença significativa entre os implante/pilar de plataforma NP e WP, mas sem diferença significativa entre os três níveis de torque para cada diâmetro

implante/pilar. No grupo de NP, 6 das 15 amostras falharam (5 falhas do parafuso do pilar e 1 falha do implante). No grupo de RP, 3 das 15 amostras falharam (2 falhas de implante e um falha do parafuso do pilar). Não houve falhas no grupo WP. Os resultados da deste estudo indicaram que o parafuso do pilar não é o único local de falha potencial. Os autores concluíram que o pilar CeraOne WP demonstrou desempenho superior em teste de fadiga. Para situações clínicas a amostra implante/pilar NP apresentou maior risco de falha por fadiga.

Steinebrunner et al. (2008) avaliaram a influência do carregamento dinâmico de longo prazo sobre a resistência à fratura de diferentes conexões implante-pilar. Seis sistemas de implantes foram testados: dois sistemas com Hexágono externo (Brånemark, Compactar) e quatro sistemas com conexões internas (Frialit-2, Replace-Select, Camlog, Screw-Vent). Resistência à fratura foi testada em dois subgrupos para cada sistema: um subgrupo com carregamento dinâmico anterior (dyn) e outro sem carga dinâmica anterior (contr). Cada subgrupo, composto por oito amostras com padrão implante-pilar restaurado com coroas de molares individuais. Carga dinâmica foi realizada simulando mastigação com 1,2 milhões de ciclos de carga a 120 N. As forças de fratura mediana em Newton (N) e percentis 25 e 75 [em colchetes] foram: Brånemark: dyn ¼ 729 [0; 802] / contr ¼ 782 [771; 811], Frialit-2: dyn ¼ 0 [0; 611] / contr ¼ 887 [798; 941], Replace-Select: dyn ¼ 1439 [1403; 1465] / contr ¼ 1542 [1466; 1623], Camlog: dyn ¼ 1482 [1394; 1544] / contr ¼ 1467 [1394; 1598], Screw-Vent: dyn ¼ 0 [0; 526] / contr ¼ 780 [762; 847] e Compress: dyn ¼ 818 [0; 917] / contr ¼ 1008 [983; 1028]. Em alguns subgrupos dyn, falhas de conexão implante-pilar já ocorreu durante carregamento dinâmico: três espécimes dos grupos Brånemark e Compress e seis espécimes do Screw-Vent e os Frialit-2 grupos falhou durante o carregamento dinâmico. Diferenças estatisticamente significativas ( $P \leq 0,05$ ) na resistência à fratura pode ser encontrado entre os grupos com diferentes *designs* de conexão. Os

sistemas de implantes com conexões de cônica longa e Replace-Select mostraram vantagens no que diz respeito à longevidade e resistência à fratura em comparação com sistemas com projetos mais curtos de conexão interna ou externa.

Tiozzi et al. (2008) compararam o desajuste vertical de próteses implantossuportadas fundidas com 3 tipos ligas metálicas: níquel-cromo (Ni-Cr) e cobalto-cromo (Co-Cr) e titânio comercialmente puro (Ti cp). Após a fundição das estruturas em peça única, essas foram cortadas e soldadas a laser, e depois foi simulada aplicação de porcelana. Os testes com 1 parafuso apertado apresentaram resultados com valores de desajuste mais elevados no lado oposto em relação ao lado apertado, indicando falta de passividade da peça fundida. No lado oposto, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para Co-Cr (118,64 mM [SD: 91,48] para 39,90 mM [SD: 27,13]) e cpTi (118,56 mM [51.35] para 27,87 mM [12,71]) ao comparar as peças em monobloco com as soldadas a laser. Com ambos os parafusos apertados, só liga de Co-Cr mostrou diferenças estatisticamente significativa após a soldagem a laser. Liga de Ni-Cr apresentaram os valores de desajuste mais baixos, embora as diferenças não fossem estatisticamente diferentes. Aplicação de porcelana não gerou diferença significativa.

Rodríguez-Ciurana et al. (2009) analisaram se o uso de pilares com plataforma-*switching* iria mudar os padrões de reabsorção óssea entre implantes adjacentes colocados a menos de 3 mm. Foram selecionados 37 pacientes sendo realizado um total de 82 implantes adjacentes (41 pares). Foram instalados de modo que a plataforma do implante ficasse inteiramente coberta por osso, isso significava que, às vezes o implante ficou localizado a nível crestal em um dos lados e do outro subcrestal. Todos os implantes foram restaurados de 6 a 24 meses antes de serem medidos radiograficamente. Isto significa que o pilar protético foi removido e reconectado pelo menos quatro vezes antes de medidas radiográficas. Foram instalados implantes de diversos diâmetros. As discrepâncias entre o

diâmetro do implante e o diâmetro do pilar com plataforma-switching, variou de 0,35 a 0,50 milímetros. A distância média entre os implantes foi de 2,23 milímetros. A média de reabsorção óssea vertical, foi de 0,62 mm, e a média horizontal componente foi de 0,60 mm. O pico ósseo que se estendia coronalmente à linha imaginária que unia a interfaces dos dois implante foi medida, e a média da preservação da altura óssea acima desta linha interimplantes foi de 0,24 mm. Os autores concluíram que a técnica da plataforma switching pode ajudar a preservar o osso peri-implantar e preservar o pico ósseo interproximal melhor do que os de plataforma convencional. Esta preservação óssea leva a melhor suporte para os tecidos periodontais melhorando a proporção coroa-implante. É possível manter o pico ósseo com a utilização de plataforma *switching*, onde os implantes devem ser colocados com distância inferior a 3 mm (entre 1,5 e 3 mm).

Suedam et al. (2009) avaliaram quantitativamente a deformação de pilares de diferentes alturas em próteses totais implantossuportada mandibulares com *cantilever* distal confeccionadas com diferentes ligas metálicas. Foi utilizado um modelo mestre em aço com cinco perfurações contendo réplicas de implantes ( $\text{Ø}3.75\text{mm}$ ). Dois grupos foram formados de acordo com os tipos de liga da infraestrutura (CoCr ou PdAg). Três estruturas foram feitas para cada grupo a ser testado com pilares com as seguintes alturas 4,5, 5 e 7 milímetros. Foi aplicada carga de 100N em um ponto distal à 15mm do centro do implante terminal. Leituras das deformações geradas na mesial e distais dos pilares foram obtidas com a utilização de medidores de tensão. Foi observada em todos os grupos deformação provocada pela compressão e tensão. A deformação foi observada no pilar terminal (distal) e como maior altura. A utilização de liga de mais elevado módulo de elasticidade (CoCr) também provocou maior deformação do pilar. Os autores concluíram que a altura do pilar e liga da infraestrutura podem influenciar a deformação dos pilares de prótese implantossuportada com *cantilever* mandibular.

Choi et al. (2009) avaliaram o efeito das forças e as tensões geradas ao apertar os parafusos de uma infraestrutura passiva de uma prótese fixa sobre implantes com conexão interna (Astra Tech) em diferentes sequências. Foi fabricada infraestrutura metálica ligada diretamente a quatro implantes paralelos em modelo de resina mandibular totalmente desdentado. Seis modelos de gesso com quatro réplicas de implantes foram feitos a partir de impressão da infraestrutura para representar situação de passividade. Tensões geradas por quatro sequências de aperto dos parafusos (1-2-3-4, 4-3-2-1, 2-4-3-1, 2-3-1-4), duas forças (10 e 20 N.cm) e dois métodos (uma e duas fases) foram avaliadas. No método de duas fases os parafusos foram apertados com um torque inicial (10 N.cm) numa sequência de aperto do parafuso predeterminada e, em seguida, para o torque final (20 N.cm) na mesma sequência. Três medidores de tensão (extensômetros) foram colados entre os pilares sobre a superfície superior da infraestrutura metálica para medir a deformação em cada pilar. Os dados de deformação foram analisados usando a análise múltipla de variância a um nível de significância estatística de 0,05. Em todos os modelos, foram produzidas tensões pela ligação da infraestrutura, independentemente da sequência do aperto do parafuso, torque e método. Não houve diferença estatística significativa para as tensões geradas nas infraestruturas de pré-carga, foram encontrados com base em sequências de aperto dos parafusos (-180,0 a -181,6  $\mu\text{m/m}$ ) ou força (-163,4 e -169,2  $\mu\text{m/m}$ ) ( $p > 0,05$ ). No entanto, os diferentes métodos de aperto induziram tensões diferentes na infraestrutura. O método de duas fases de aperto do parafuso produziu significativamente maior estresse (-180,1  $\mu\text{m/m}$ ) do que o método uma fase (-169,2  $\mu\text{m/m}$ ) ( $p = 0,0457$ ). Os autores concluíram que dentro das limitações deste estudo *in vitro*, a sequência e as forças utilizadas para apertar os parafusos não foram fatores críticos no estresse gerado em uma infraestrutura passiva sobre implante com conexão interna. O

estresse causado pelo método de duas fases foi maior do que o produzido pelo método de único passo.

Barbosa et al. (2010) compararam o ajuste vertical e passividade de infraestrutura em monobloco confeccionadas com três diferentes materiais: titânio comercialmente puro (Ti cp - G1), cobalto-cromo (Co-Cr - G2) e níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti - G3). Quinze infraestruturas foram obtidas simulando barras para prótese fixa em modelo com cinco implantes. O ajuste vertical e de passividade da interface implante/infraestrutura foi medido utilizando um microscópio óptico de ampliação 30x. Os dados foram analisados estatisticamente por análise de variância e do teste LSD ( $\alpha = 0,05$ ). A média e o desvio-padrão da passividade e do ajuste vertical foram respectivamente: G1 [472,49 (109,88) e 29,9 mM (13,24) mM], G2 [584,84 (120,20) mM e 27,05 (10,30) mM], e G3 [462,70 (179,18) mM e 24,95 (11,14) mM]. Para o desajuste vertical, não houve diferença significativa entre G1, G2 e G3 ( $p=0,285$ ). Não houve diferenças significativas para a adaptação passiva entre G1 e G3 ( $p=0,844$ ), mas ambos diferiram significativamente do G2 ( $p=0,028$  e  $p=0,035$ , respectivamente), o qual apresentou os piores resultados. Os autores concluíram que o ajuste vertical das infraestruturas não foi afetado pelos materiais testados, e que infraestruturas fundidas em monobloco resultaram em inadequados ajustes passivos. A liga de Co-Cr apresentou os piores resultados para a passividade.

Barros et al. (2010) avaliaram a influência da distância interimplantes e da profundidade do implante na remodelação óssea ao redor de implantes cone Morse contíguos. Seis cães da raça Beagle tiveram os pré-molares extraídos e após doze semanas foram instalados oito implantes em cada cão, sendo quatro implantes a 1,5mm subcrestal num lado da mandíbula, e quatro a nível crestal do outro lado, com a distância interimplantes alternadas de 2 e 3 mm. Coroas metálicas foram instaladas em carga imediata. Após oito semanas, os animais foram sacrificados e as análises



histomorfométricas foram efetuadas. Todos os grupos apresentaram bons níveis de contato osso-implante e densidade óssea. Os índices de reabsorção óssea dos grupos subcrestal foram significativamente inferiores a dos grupos crestal. Além disso, a reabsorção óssea vertical em torno dos implantes foi também numericamente inferior nos grupos subcrestal, mas sem significância estatística. Os autores concluíram que a colocação de implantes cone Morse contíguos subcrestal foi mais eficiente na preservação da crista óssea interimplantes. A distância interimplantes de 2 e 3 mm não afetou a remodelação óssea significativamente nas condições atuais.

Choi et al. (2010) avaliaram dois tipos de implantes, com conexão cônica interna (MTS) em comparação com implante hexágono externo (FT), através da medição da perda óssea proximal em diferentes distâncias interimplantes instalados em 10 cães Beagle. Todos os quatro pré-molares foram cuidadosamente extraído de ambos os lados da mandíbula e após três meses os implantes foram instalados. Todos os 70 implantes (35 MTS e 35 FT) foram colocados em um de uma só fase em nível ósseo. Em cinco cães, foram instalados quatro implantes MTS de um lado da mandíbula e quatro implantes FT do outro lado com uma distância de 2 mm interimplantes. Nos outros cinco cães, foram instalados três implantes MTS de um lado da mandíbula e quatro implantes FT do outro lado com uma distância de 5 mm interimplantes. Os animais foram sacrificados após 4 meses da instalação dos implantes, e os níveis da crista óssea ao redor dos implantes MTS e FT foram medidos e comparados em radiografias e cortes histológicos. Medição radiográfica apresentou significativamente menor perda da crista óssea ( $p < 0,001$ ) no MTS ( $0,81 \pm 0,34$  mm) do que ao redor dos implantes FT ( $1,60 \pm 0,42$  mm). Medição histológica também apresentou significativamente menor perda óssea marginal ao redor dos implantes ( $p < 0,001$ ) no MTS ( $0,74 \pm 0,41$  mm) do que ao redor dos implantes FT ( $1,53 \pm 0,52$  mm). Não houve diferença estatística significativa na perda de massa óssea

entre os 2 mm e 5 mm distâncias interimplantes para MTS e FT ( $P > 0,05$ ). O implante MTS foi mais eficaz na preservação do osso proximal do que o FT. A colocação de implantes em uma distância interimplantes de 2 mm ou de 5 mm não resultou em diferenças significativa na perda óssea marginal para ambos os implantes MTS e FT. Este experimento demonstrou um benefício potencial do projeto do implante MTS.

Bozini et al. (2011) a partir de uma revisão de literatura sobre a próteses fixas sobre implantes em desdentados totais (IFDPs), após uma período de utilização de pelo menos 5 anos, verificaram a ocorrência das seguintes complicações protéticas: fraturas da infraestrutura/revestimento, afrouxamento do parafuso protético e/ou parafuso do pilar, fratura do parafuso protético e/ou parafuso do pilar, deficiências estéticas, e desgaste do material. A pesquisa abrangeu um período de tempo entre janeiro de 1990 e dezembro de 2008. As taxas de complicação para IFDPs foram calculadas dividindo-se o número total de eventos (complicações) no numerador, pelo tempo de exposição total dos IFDPs em anos no denominador. O número total de eventos (numerador) foi extraído diretamente a partir da publicação. O tempo de exposição (denominador) foi calculado multiplicando-se a média de tempo de acompanhamento pelo número de IFDPs disponíveis para análise estatística e a média de acompanhamento foi extraído diretamente dos artigos. IFDPs disponível para a análise foram definidas como todas as próteses a partir do qual foi possível obter informações em relação às questões consideradas. Fratura do material estético representou a complicação mais frequente, elas foram relatadas em 14 dos 19 estudos incluídos. As taxas de fraturas em um período de observação de 5, 10, e 15 anos foram de 30,6 %, 51,9 % e 66,6 %, respectivamente. As taxas estimadas de afrouxamento de parafuso do pilar e da prótese em 15 anos foram de 13,4 % e 15 %, respectivamente. As taxas estimadas de fratura do pilar e do parafuso da prótese após 15 anos foram de 6,3% e 11,7 %, respectivamente. As taxas estimadas de fraturas da infraestrutura e do desgaste

material estético e as deficiências estéticas durante o mesmo acompanhamento acima período foram de 8,8 %, 43,5% e 9 %, respectivamente. Os autores concluíram que as complicações mais frequentes foram fratura e desgaste do material estético.

Paranhos et al. (2011) realizaram estudo com o objetivo de identificar a prevalência de 3 diferentes arcos mandibulares em indivíduos com oclusão normal. Cinquenta e um modelos de gesso mandibulares com oclusão normal foram digitalizados. Vinte ortodontistas avaliaram a prevalência dos arcos quadrados, ovais e triangulares a partir de imagens digitais. Os arcos ovais prevaleceram sobre os demais (41%), seguidos pelos quadrados (39%) e triangulares (20%).

Shafique, Saleem e Chattha (2011) realizaram estudo onde compararam a utilização de dois métodos para classificar o formato do arco dental. Os modelos de gesso de 250 pacientes foram medidos e fotocopiados. Inicialmente foram analisados em modelos matemáticos e depois pela superposição de modelos de arcos ortodônticos para determinar as formas dos arcos. Os arcos dentários foram classificados em quadrados, ovais e triangulares e a frequência de distribuição entre os dois métodos foi comparada. Houve diferença estatística significativa entre os resultados dos dois métodos, sendo que houve prevalência do arco ovóide nas duas análises.

Butignon et al. (2013) avaliaram a eficácia de três tipos de pilares na manutenção da pré-carga, antes e depois do carregamento cíclico, bem como observaram possíveis microdanos na estrutura do componentes, utilizando um microscópio eletrônico de varredura (MEV). Quarenta e cinco implantes hexágono-externo foram incluídos em resina epóxi, receberam os seus respectivos pilares e foram divididos aleatoriamente em três grupos experimentais (n = 15): (1) pilares usinados em titânio (Ti), (2) pilares pré-usinados em ouro (Au) e (3) pilares usinados em zircônia (ZrO<sub>2</sub>). Os parafusos dos pilares foram apertados de acordo com o torque recomendado pelo fabricante. Inicialmente, teste de

compressão estática foi realizado com cinco implantes de cada grupo para determinar a carga aplicada no teste de carga cíclica. Assim, 10 exemplares de cada grupo foram usados para medir o valor de torque reverso (pré-carga) do parafuso do pilar antes e depois do carregamento. A carga cíclica ( $0,5 \times 10^6$  ciclos, 15 Hz), entre 11 e 211 N foi aplicada em ângulo de 30 graus em relação ao longo eixo do implante. Os resultados foram comparados por meio de análise de variância e teste de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ). A análise de torque reverso antes da carga cíclica não apresentou diferença significativa entre os grupos ( $p > 0,05$ ). Depois da carga cíclica, a pré-carga de todos os grupos diminuíram significativamente. A menor redução na pré-carga foi observada no grupo de Ti, enquanto que a maior redução foi observada no grupo de  $ZrO_2$ , com uma diferença significativa observada entre eles ( $p = 0,010$ ). O grupo de Au apresentou desgaste no intermediário, sem diferença significativa em relação aos outros grupos ( $p > 0,05$ ). MEV mostrou mudanças estruturais nas superfícies de contato dos pilares após carga cíclica. A aplicação da carga reduziu a pré-carga significativamente em todos os grupos, e de forma mais significativa no grupo  $ZrO_2$ .

Bernardes et al. (2014) avaliaram se o aperto e desaperto do parafuso do pilar influenciava a perda de pré-carga em três diferentes interfaces implante/pilar. Para o estudo foram utilizados cinco implantes de titânio, cada implante com seu respectivo pilar instalado com respectivos torques: hexágono externo com parafuso de titânio (torque de 32 Ncm), hexágono externo com parafuso de titânio revestido (torque de 32 Ncm), hexágono interno (torque de 20 Ncm) e conexão cônica interna (torque 20 Ncm e 32 Ncm), totalizando 5 tipos de amostras, que foram fixadas em cilindros de resina. Cada implante testado tinha dois extensômetros anexados nas extremidades dos cilindros de resina. Uma sequência de aperto e desaperto foi executada 5 vezes. Os hexágonos externos resultaram nos valores de pré-carga mais baixas (média de 27,75 N), enquanto que o hexágono interno tinha os maiores valores (média de 219,61 N). Conclui-se que não houve perda

significativa imediata de pré-carga após o aperto do parafuso. As sequências de aperto/desaperto independentemente do *design* da interface implante/pilar ou tipo de parafuso usado no estudo, não resultou em qualquer perda significativa de pré-carga inicial. Conexões de implantes cônicos demonstraram maior reforço estrutural dentro das conexões internas.

### 3. Proposição

O objetivo deste trabalho foi comparar a resistência de pilares cônicos com distintos diâmetros e áreas de assentamento frente a cargas estáticas em situação de cinco implantes unidos por uma barra.

Hipóteses:

- O Grupo composto só com Mini pilar cônico, vai apresentar a maior resistência ao carregamento devido seu maior diâmetro e maior área de assentamento.
- O Grupo composto só com Micro pilar cônico, vai apresentar a menor resistência ao carregamento devido ao seu menor diâmetro e área de assentamento.
- Os grupos que mistura Mini pilar cônico e Micro pilar cônico, vai apresentar maior resistência ao carregamento quando comparado ao grupo composto só com Micro pilar cônico, pois o Mini pilar cônico irá aumentar a resistência do sistema.

#### 4. Materiais e Métodos

Para a realização do presente estudo foram confeccionados doze modelos em polímero alcoólico com cinco implantes na área anterior e respectivos pilares, Mini pilar cônico CM de diâmetro 4,8 mm e Micro pilar cônico CM de 3,3 mm (Neodent<sup>®</sup>, Curitiba, Brasil) (Figura 1; Figura 2), instalados segundo a caracterização em quatro grupos. Para cada grupo obteve-se três amostras. O objetivo foi simular reabilitações mandibulares com prótese total implantossuportada por cinco implantes interforames.



Figura 1 – Visão lateral do Mini pilar com diâmetro de 4,8 mm (esquerda) e Micro pilar com diâmetro de 3,5mm (direita).



Figura 2 – Visão oclusal do Mini pilar com diâmetro de 4,8 mm (esquerda) e Micro pilar com diâmetro de 3,5 mm (direita).

Os 4 grupos foram caracterizados da seguinte maneira:

Grupo 1 (G1), todos com Mini pilar cônico (MN) (grupo controle) (Figura 3);

Grupo 2 (G2), todos com Micro pilar cônico (MC) (Figura 4);

Grupo 3 (G3), foram utilizados Micro pilar cônico (MC) nas posições 1, 3 e 5 e Mini Pilar cônico (MN) nas posições 2 e 4 (Figura 5);

Grupo 4 (G4), foram utilizados Micro pilar cônico (MC) nas posições 2 e 4 e Mini pilar cônico (MN) nas posições 1, 3 e 5 (Figura 6), segundo classificação de Misch.



Figura 3 – Grupo 1.



Figura 4 – Grupo 2.



Figura 5 – Grupo 3.



Figura 6 – Grupo 4.

#### 4.1 Obtenção da barra

Modelos padronizados foram obtidos a partir da usinagem de barras em titânio padronizadas (altura 6,5mm, largura 7mm, um *cantilever* de 20mm e um ponto de carregamento bilateral de 2,3mm de diâmetro a uma distância de 18mm do pilar mais distal) com os orifícios programados para receberem os diferentes tipos de pilares, de



acordo com os diferentes grupos Neoshape<sup>®</sup> (Neodent, Curitiba, Brasil). Foram solicitadas quatro infraestruturas, uma para cada grupo.

O formato da barra foi idealizado em computador (Figura 7) com as posições dos implantes em distâncias equidistantes simulando condição média de arco, sem utilizar desenhos muito plano ou muito curvo. Após a conferência do desenho (Figura 8), o mesmo foi enviado para produção utilizando a tecnologia *CAD/CAM* (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*, Neoshape). A figura 9 mostra uma das barras recebidas usinadas em titânio.

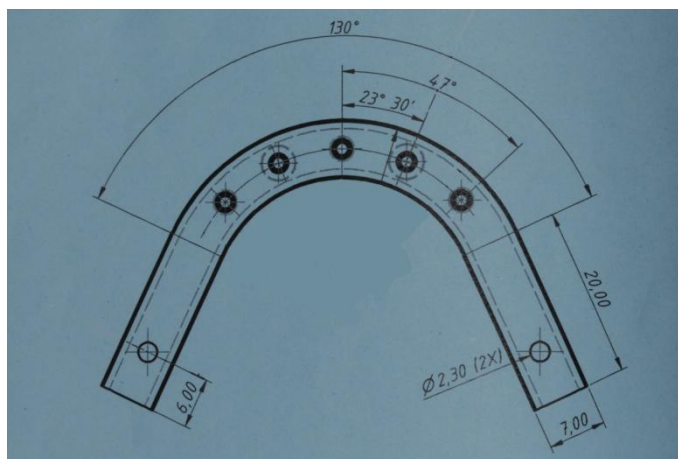


Figura 7 – Projeto da barra.

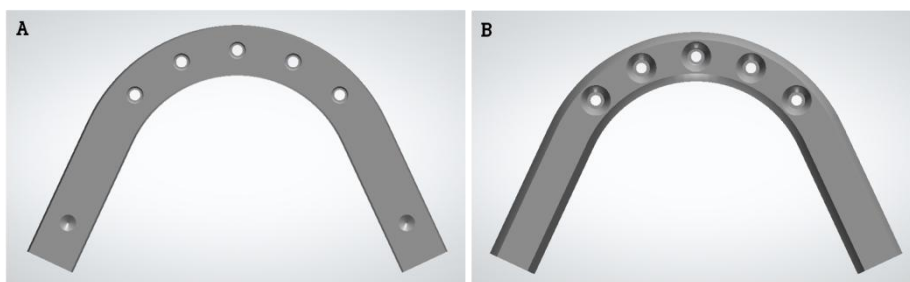


Figura 8 – Infraestrutura desenhada em tecnologia *CAD*, vista oclusal (a), vista inferior (b).

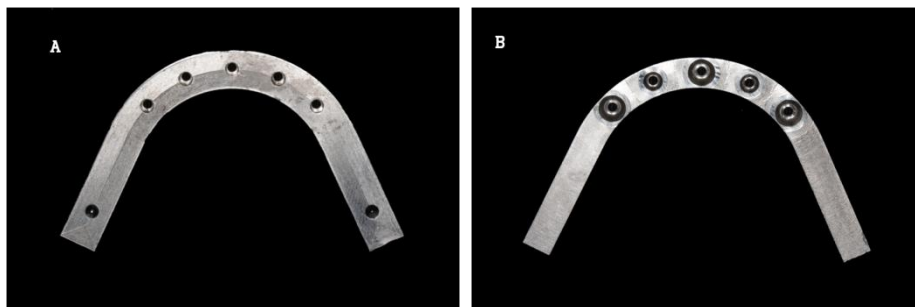


Figura 9 – Infraestrutura usinada em titânio pela tecnologia CAM, vista oclusal (a), vista inferior (b).

#### 4.2 Obtenção dos modelos

Para a obtenção dos modelos padronizados, os diferentes tipos de intermediários foram posicionados em cada implante, segundo a caracterização dos grupos (Figura 10). Esses eram instalados em implantes com formato cilíndrico de junção protética do tipo conexão cônica interna (CM) com diâmetro de 3,75 mm e comprimento de 13 mm (Titamax CM Cortical, Neodent, Curitiba, PR, Brasil).



Figura 10 – Implantes com diferentes pilares instalados: Mini pilar (esquerda), diâmetro de 4,8 mm e Micro pilar (direita), diâmetro de 3,5 mm.

Inicialmente os pilares foram instalados nos implantes com auxílio de base de apoio que possibilitou a aplicação do torque recomendado pelo fabricante, 32 N.cm (Figura 11).



Figura 11 – Torque sendo aplicado ao pilar na base de apoio.

Posteriormente o conjunto implante/pilar foi fixado à infraestrutura protética com torque de 10 N.cm (Figura 12).



Figura 12 – Conjunto obtido após instalação dos implantes e componentes à barra.

Para a obtenção do modelo, foi providenciada forma constituída em polímero com dimensões internas de 71 mm de comprimento, de 52 mm de largura e de 20 mm de profundidade para que fosse criada base para as amostras (Figura 13).



Figura 13 – Base mestre utilizada.

Foram utilizados suportes que permitiam o nivelamento de uma barra metálica que sustentava o conjunto infraestrutura/pilar/implante possibilitando a inclusão dos implantes em nível ósseo no aparato (Figura 14) em posição padronizada.



Figura 14 – Barra utilizada para garantir o nivelamento e a padronização de posição.

Para vazamento, foi utilizado polímero alcoólico Novox® (Mangran, Curitiba, Brasil) com características de contração e expansão linear de 0 % em espessura de até 50 mm de acordo com o fabricante, ao qual os implantes permaneciam imersos (Figura 15).



Figura 15 – Modelo obtido após o vazamento.

#### 4.3 Ensaio de compressão estático

Os modelos obtidos foram fixados em máquina de ensaio mecânico (Instron 3382, Pennsylvania, EUA) numa mesma posição para realização dos experimentos.

A máquina de ensaios mecânicos apresentava uma célula de carga de 5KN, trabalhando a uma velocidade de 0,5 mm/min. O ponto de aplicação de carga já estava definido nas barras, na região posterior bilateral a 18mm distal dos pilares 1 e 5 (Figura 16). A carga foi aplicada até o ponto de ocorrência de fratura de algum dos componentes.

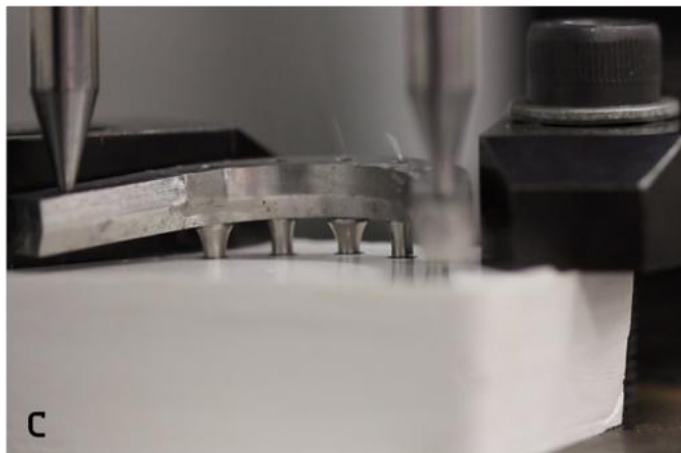


Figura 16 – Ensaio Mecânico

#### 4.4 Teste estatístico

Os dados foram registrados e tabulados. Obteve-se o valor médio de carga máxima suportada por cada grupo. As médias dos grupos foram comparadas por meio do Teste de ANOVA com comparação múltipla Tukey-Kramer ( $p = 0,05$ ).

## 5. Artigo Científico

Artigo preparado segundo as normas da Revista The International Journal of Oral Maxillofacial Implants.

Comparação da estabilidade protética entre dois intermediários para próteses retidas por parafusos após ensaio estático.

*Comparison of prosthetic stability between two intermediates for prostheses retained by screws after static test.*

Bruno Costa Martins de Sá\*, Augusto Ricardo Andrighetto\*\*, Sergio Rocha Bernardes\*\*\*.

\* Mestrando em Implantodontia – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO) Curitiba/PR; Especialista em Prótese Dentária (APCD) Bauru/SP. bruno-sa@hotmail.com.

\*\* Mestre e Doutor em Ortodontia – Universidade de São Paulo (USP) São Paulo/SP. arandri@gmail.com

\*\*\* Mestre em Reabilitação Oral – Universidade Federal de Uberlândia (UFU) Uberlândia/MG; Doutor em Reabilitação Oral – Universidade de São Paulo (USP) Ribeirão Preto/SP. sbernar@neodent.com.br.

Autor para correspondência: Augusto Ricardo Andrighetto

Rua Jacarezinho, 656 Mercês 80710-150 Curitiba PR Brasil

Fone (Fax): 55 41 35956000 arandri@gmail.com

## Resumo

**Objetivo:** Verificar se intermediário com dimensão reduzida resultaria em falências mecânicas quando comparado a componentes tradicionais, assim como a combinação entre essas peças. **Materiais e Métodos:** Para a realização deste estudo foram utilizados 60 intermediários divididos em quatro grupos, foram confeccionados doze modelos, sendo que cada grupo continha 3 modelos com 5 intermediários, as posições de cada intermediários no modelo foi numerada de 1 a 5. Foram instalados nos modelos 5 implantes simulando um posicionamento interforames com instalação à nível ósseo tal como seria na reabilitação com uma prótese total implantossuportada retida por parafusos confeccionada pela tecnologia CAD/CAM. Dois tipos de pilares foram utilizados: Mini Pilar CM sólido reto (MN) e o Micro Pilar CM sólido reto (MC). Todos os pilares utilizados no grupo 1 (G1) foram os MN e no grupo 2 (G2) foram os MC. No grupo 3 (G3) foram utilizados os pilares MC nas posições 1, 3 e 5 e os MN nas posições 2 e 4. No grupo 4 (G4) inverteram as posições dos MN e MC. Por meio de máquina de ensaio mecânico aplicou um carregamento com uma célula de carga de 5 KN numa velocidade de 0,5 mm/min, num ponto de aplicação de carga bilateral localizado a 18mm para distal dos pilares 1 e 5, até a fadiga de algum elemento. **Resultados:** Todos os grupos apresentaram fratura dos parafusos dos intermediários com as seguintes médias de carga, G1 1130,22 N; G2 1031,36 N; G3 757,9 N; G4 792,03 N. Todos os grupos tiveram diferença estatística em relação ao grupo controle (G1). E G2 apresentou diferença estatística significativa do G3 e G4, os quais não apresentaram diferença entre si. **Conclusão:** Após análise dos dados parece lícito concluir que todos os pilares e a combinação entre eles oferecem resistência necessária ao sistema. Sendo que o Mini pilar apresentou maior capacidade de resistência e diante da necessidade clínica de uso de componentes de menor diâmetro seria mais seguro utilizar apenas o Micro pilar ao invés da combinação.

**Palavras-chave:** implantes dentários, prótese dentária fixada por implante, estresse mecânico.



## **Abstract**

**Purpose:** Check if abutment with reduced size would result in mechanical failure when compared to traditional components, as well as the combination of these parts. **Materials and Methods:** For this study were used 60 abutments divided in four groups, twelve models were produced, being that each group contained 3 to 5 abutments models. The positions of each abutment in the model was numbered from 1 to 5. Were installed in models, 5 implants simulating a position interforaminal with system at bone level as it would be in rehabilitation with a total implant supported prosthesis retained by abutments screws produced by CAD/CAM technology. Two types of columns were used: CM Mini Abutment straight solid (MN) and CM Micro Abutment straight solid (MC). All columns used in the Group 1 (G1) were the MN and group 2 (G2) were MC. In group 3 (G3) MC pillars at positions 1, 3 and 5 and MN were used at positions 2 and 4. In group 4 (G4) reversed the positions of the MN and MC. A mechanical testing machine applied a load cell of 5 KN at a speed of 0.5 mm / min, in a bilateral point located 18mm distal to the columns 1 and 5 for the load application until failure of any element. **Results:** All groups of screws abutments have fracture with the following load average, G1 1130.22 N; G2 1031.36 N; G3 757.9 N; G4 792.03 N. All groups showed statistically significant differences when compared with the control group (G1). And G2 was statistically different when compared with G3 and G4, which did not show any difference. **Conclusion:** After analyzing the data, it seems reasonable to conclude that all the pillars and the combination between they offer resistance required for the system. Being that the Mini pillar showed a higher ability of resistance and before the clinical need for use of components of smaller diameter would be safer using only the Micro pillar instead of the combination.

**Key word:** dental implants, dental abutment, implant-supported, estresse mechanical.

## Introdução

O sucesso do tratamento com próteses sobre implantes (PSI) depende diretamente do planejamento que envolve cuidados específicos, como a correta escolha de intermediários protéticos. Entre os desafios na reabilitação de espaços edêntulos com implantes múltiplos estariam: distribuição de carga que resulte em campos de tensão reduzidos<sup>1</sup>, evitar desadaptações durante a confecção de próteses implantossuportadas, pois estas podem gerar estresse nos implantes<sup>2-4</sup> e comprometer a osteointegração<sup>3,5</sup>.

O torque aplicado sobre o parafuso protético resulta em pré-carga, ou seja, é à força de união ou compressiva no momento do aperto do parafuso e que mantém os componentes unidos. A pré-carga deve ser suficiente para suportar as forças de tensão ao sistema que podem provocar a separação dos componentes, e em consequência, o afrouxamento ou fratura dos parafusos<sup>6-14</sup> sendo assim os níveis de torque recomendados pelo fabricante devem ser utilizados para garantir a integridade de união do sistema pilar/implante<sup>9</sup>. Os parafusos dos pilares com revestimento em carbono oferecem maior manutenção da pré-carga nos implantes com plataformas protéticas de conexão hexágono externo<sup>15-17</sup>.

Uma das principais complicações PSI é a perda da estabilidade do parafuso protético e/ou parafuso do pilar<sup>12,18-22</sup>, fratura do parafuso protético e/ou parafuso do pilar<sup>12,20,22</sup>.

Algumas situações podem exacerbar o afrouxamento dos parafusos das próteses sobre implante como *cantilever* muito extensos<sup>1,16,23</sup>, maior altura do pilar e a liga da infraestrutura que pode influenciar a deformação dos pilares de prótese implantossuportada com *cantilever* mandibular<sup>24</sup>.

O surgimento dos implantes com plataforma protética de conexão cônica interna (CM) possibilitou a instalação de implantes mais próximos entre si, em até cerca de 2 mm, com um mínimo de remodelação óssea<sup>25-28</sup>. Porém quando os implantes eram instalados nesta condição existia lacuna de intermediários para prótese fixa parafusada, devido ao amplo

diâmetro dos intermediários. Por isso empresas passaram a sugerir intermediários protéticos com dimensões compatíveis com esta nova realidade, de menores diâmetros.

Uma vez que o desenho das próteses exerce uma influência na distribuição de cargas, inclusive sobre os implantes<sup>6</sup>, questionamentos associados à redução da área de superfície de contato do intermediário protético podem passar a existir. A redução da área de contato poderia suportar ou não cargas de mastigação que resultem em desaperto do parafuso protético e desadaptação da infraestrutura/prótese.

O presente estudo objetiva comparar a resistência de pilares cônicos com distintos diâmetros e áreas de assentamento diante de carga estática aplicadas bilateralmente no *cantilever* distal de prótese total fixa implantossuportada em situação de cinco implantes interforames unidos com instalação em nível ósseo.

## **Materiais e Métodos**

Para a realização do presente estudo foram confeccionados doze modelos em polímero alcoólico com cinco implantes na área anterior e respectivos pilares, Mini pilar cônico de diâmetro 4,8 mm (Neodent, Curitiba, Brasil) e Micro pilar cônico de 3,5 mm (Neodent, Curitiba, Brasil) (Figura 1; Figura 2), instalados segundo a caracterização em quatro grupos. Para cada grupo obteve-se três amostras. O objetivo foi simular reabilitações mandibulares com prótese total implantossuportada.



Figura 1 – Visão lateral do Mini pilar com diâmetro de 4,8 mm (esquerda) e Micro pilar com diâmetro de 3,5 mm (direita).

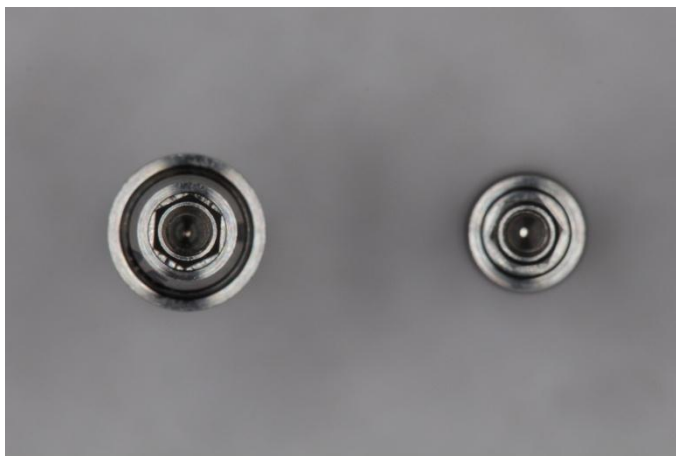


Figura 2 – Visão oclusal do Mini pilar com diâmetro de 4,8 mm (esquerda) e Micro pilar com diâmetro de 3,5 mm (direita).

Os 4 grupos foram caracterizados da seguinte maneira:

Grupo 1 (G1), todos com Mini pilar cônico (MN) (grupo controle) (Figura 3);

Grupo 2 (G2), todos com Micro pilar cônico (MC) (Figura 4);

Grupo 3 (G3), foram utilizados Micro pilar cônico (MC) nas posições 1, 3 e 5 e Mini Pilar cônico (MN) nas posições 2 e 4 (Figura 5);

Grupo 4 (G4), foram utilizados Micro pilar cônico (MC) nas posições 2 e 4 e Mini pilar cônico (MN) nas posições 1, 3 e 5 (Figura 6), segundo classificação de Misch.



Figura 3 – Grupo 1.



Figura 4 – Grupo 2.



Figura 5 – Grupo 3.



Figura 6 – Grupo 4.

#### 4.2 Obtenção da barra

Modelos padronizados foram obtidos a partir da usinagem de barras em titânio padronizadas (altura 6,5mm, largura 7mm, um *cantilever* de 20mm e um ponto de carregamento bilateral de 2,3mm de diâmetro a uma distância de 18mm do pilar mais distal) com os orifícios programados para receberem os diferentes tipos de pilares, de acordo com os diferentes grupos Neoshape® (Neodent, Curitiba, Brasil). Foram solicitadas quatro infraestruturas, uma para cada grupo.

O formato da barra foi idealizado em computador (Figura 7) com as posições dos implantes em distâncias equidistantes simulando condição média de arco, sem utilizar desenhos muito plano ou muito curvo. Após a conferência do desenho (Figura 8), o mesmo foi enviado para produção utilizando a tecnologia *CAD/CAM* (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*, Neoshape). A figura 9 mostra uma das barras recebidas usinadas em titânio.

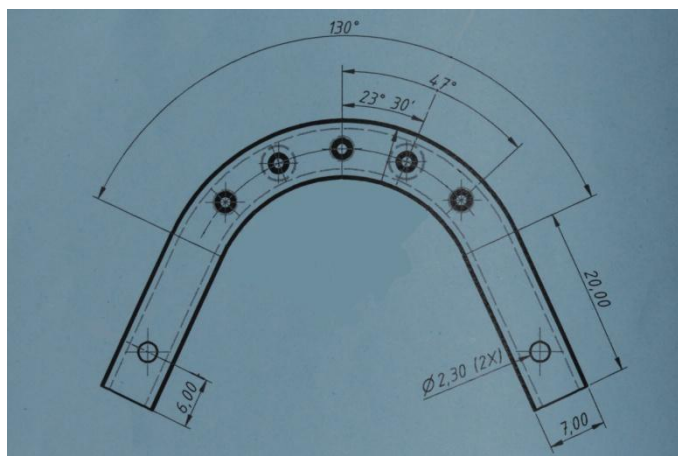


Figura 7 – Projeto da barra.

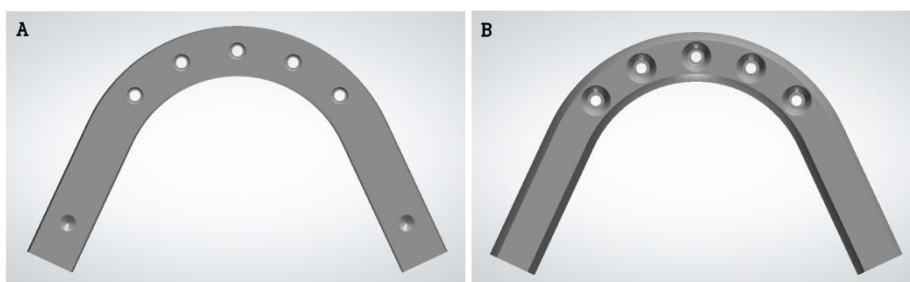


Figura 8 – Infraestrutura desenhada em tecnologia *Cad*, vista oclusal (a) vista inferior (b).

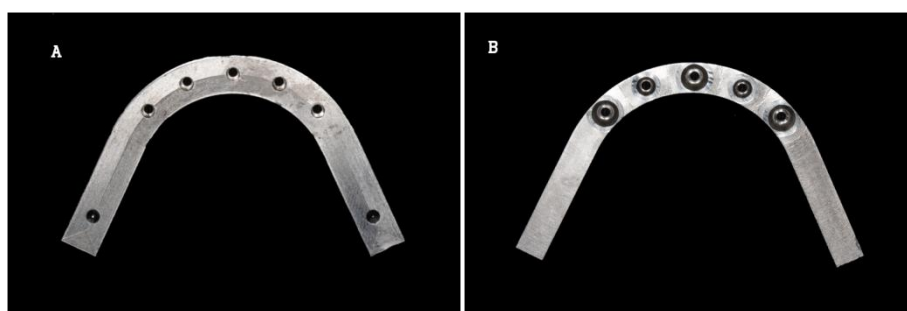


Figura 9 – Infraestrutura usinada em titânio pela tecnologia *Cam*, vista oclusal (a) vista inferior (b).

#### 4.2 Obtenção dos modelos

Para a obtenção dos modelos padronizados os diferentes tipos de intermediários foram posicionados em cada implante, segundo a caracterização dos grupos (Figura 10). Esses eram instalados em implantes com formato cilíndrico de junção protética do tipo conexão cônica interna (CM) com diâmetro de 3,75 mm e comprimento de 13 mm (Titamax CM Cortical, Neodent, Curitiba, PR, Brasil).



Figura 10 – Implantes com diferentes pilares instalados: Mini pilar (esquerda), diâmetro de 4,8 mm e Micro pilar (direita), diâmetro de 3,5 mm.

Inicialmente os pilares foram instalados nos implantes com auxílio de base de apoio que possibilitou a aplicação do torque recomendado pelo fabricante, 32 N.cm (Figura 11).



Figura 11 – Torque sendo aplicado ao pilar na base de apoio.

Posteriormente o conjunto implante/pilar foi fixado à infraestrutura protética com torque de 10 N.cm (Figura 12).



Figura 12 – Conjunto obtido após instalação dos implantes e componentes à barra.

Para a obtenção do modelo, tomou-se forma confeccionada em polímero com dimensões internas de 71 mm de comprimento, de 52 mm de largura e de 20 mm de profundidade para se criar base para as amostras (Figura 13).



Figura 13 – Base mestre utilizada.

Foram utilizados suportes que permitiam o nivelamento de uma barra metálica que sustentava o conjunto infraestrutura/pilar/implante possibilitando a inclusão dos implantes em nível ósseo no aparato (Figura 14) em posição padronizada.





Figura 14 – Barra utilizada para garantir o nivelamento e a padronização de posição.

Para vazamento, foi utilizado um polímero alcoólico Novox (Mangran, Curitiba, Brasil) com características de contração e expansão linear de 0,0 % em espessura de até 50 mm de acordo com o fabricante ao qual os implantes permaneciam imersos (Figura 15).



Figura 15 – Modelo obtido após o vazamento.

#### 4.3 Ensaio de compressão estático

Os modelos obtidos foram fixados numa máquina de ensaio mecânico (Instron 3382, Pennsylvania, Estados Unidos) numa mesma posição para realização dos experimentos.

A máquina de ensaios mecânicos apresentava uma célula de carga de 5KN, trabalhando a uma velocidade de 0,5 mm/min. O ponto de aplicação de carga já estava definido nas barras, na região posterior bilateral a 18mm distal dos pilares 1 e 5. A carga foi aplicada até o ponto de ocorrência de fratura de algum dos componentes (Figura 16).

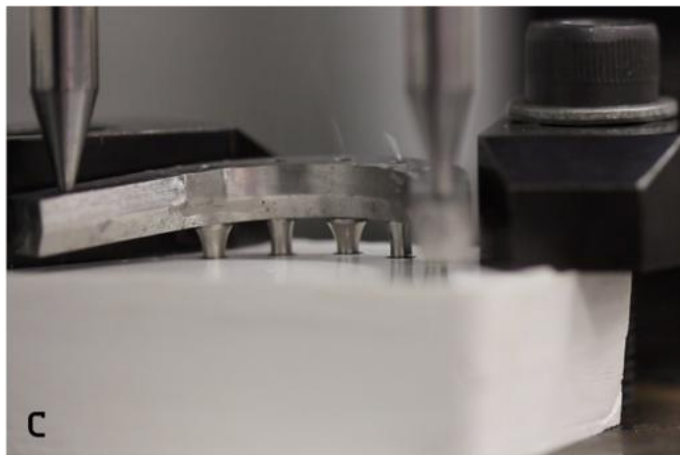


Figura 16 – Ensaio mecânico

#### 4.4 Teste estatístico

Os dados foram anotados e tabulados. Obteve-se o valor médio de carga máxima suportada por cada grupo. As médias dos grupos foram comparadas por meio do Teste de ANOVA com comparação múltipla Tukey-Kramer ( $p = 0,05$ ).

## Resultado

Após o carregamento estático pôde-se observar que em todos os ensaios, independente do grupo, o elemento que sofreu ruptura foi o parafuso protético. Os parafusos fraturados em todos os grupos foram os correspondentes aos implantes 2, 3 e 4 (Figura 17).



Figura 17 – Parafusos fraturados em todos os grupos foram os correspondentes aos implantes 2, 3 e 4.

As médias de carga de compressão máxima de cada grupo foram: (G1) 1130,22 N, (G2) 1031,36 N, (G3) 757,9 N e (G4) 792,03 N. As médias dos grupos foram comparadas por meio do Teste de ANOVA com comparação múltipla Tukey-Kramer ( $\alpha = 0,05$ ). Todos os grupos tiveram diferença estatística em relação ao grupo G1. E G2 apresenta diferença estatística do G3 e G4. Apesar dos resultados estatísticos, o G2 apresentou uma diminuição da resistência à compressão de apenas 8,7%, enquanto o G3 e G4 de aproximadamente 30%. Os dados estão representados na Tabela 1.

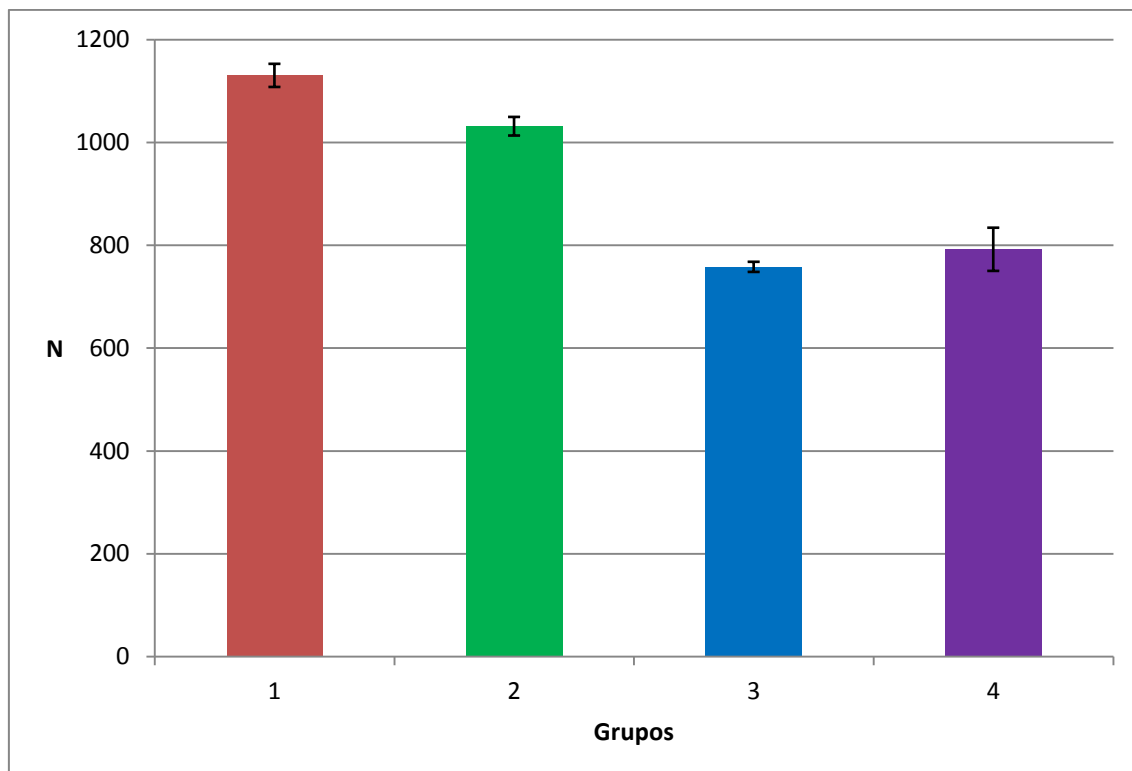


Gráfico 1 - Gráfico das medidas de carga de compressão máxima e desvio padrão.

## Discussão

O presente trabalho observou e comparou em ambiente laboratorial dois tipos de intermediários submetidos à carga de compressão estática simulando prótese fixa parafusada implantossuportada e implanto retida por cinco implantes com dois intermediários com diferentes formatos cônicos e conexão cônica interna (CM). A hipótese proposta foi analisar se um intermediário com dimensão reduzida resultaria em menor resistência mecânica quando comparado a um intermediário tradicional, assim como a combinação entre essas peças. O desenho da infraestrutura para confecção de prótese fixa implantossuportada interforames levou em consideração a prevalência dos arcos inferiores com formato ovais<sup>29,30</sup>, além de apresentar uma estrutura mais robusta, para que esta não falha-se durante ao carregamento.

Comparando os dois pilares utilizados, o diâmetro do Mini pilar é de 4.8mm e do Micro pilar de 3.5 mm. Porém ambos os pilares utilizam o mesmo parafuso protético, com mesmo valor de torque indicado pela empresa para suportar as forças e manter a integridade do sistema. No presente caso os parafusos das infraestruturas tinham revestimento em carbono, que oferece maior manutenção da pré-carga<sup>16-18</sup>. Pré-carga deve ser uma força suficiente para suportar as tensões ao sistema que podem provocar o afrouxamento dos parafusos<sup>6,9</sup>.

Para a obtenção dos modelos padronizados os intermediários foram instalados em implantes com junção protética do tipo conexão cônica interna, posteriormente o conjunto implante/pilar foi fixado à infraestrutura protética sempre seguindo o torque recomendado pelo fabricante. Depois incluído em polímero alcoólico com características de contração e expansão linear de 0 %. Pois desadaptações durante a confecção de próteses implantossuportadas podem gerar estresse nos implantes e comprometer a osteointegração<sup>3</sup>. Skalak<sup>31</sup>, em 1983, observou que qualquer desajuste entre prótese e pilar pode causar redução da capacidade da prótese suportar cargas.

Neste estudo os intermediários (MN e MC) utilizados eram relativamente altos, com 4,5mm de transmucoso, a carga foi aplicada num ponto de aplicação de carga bilateral localizado a 18mm para distal dos pilares 1 e 5. Simulando *cantilever* de prótese híbrida inferior de 2 dentes (molar e pré molar), tudo criando a situação mais crítica. A presença de *cantilever* exacerba as cargas e momentos de flexão<sup>32</sup>. Skalak<sup>31</sup>, em 1983, observou em todos os grupos uma deformação provocada pela compressão e tensão. Os implantes mais próximos a carga em *cantilever* são os que vão receber mais carregamento<sup>31</sup>. Além disso a altura do pilar e liga da infraestrutura podem influenciar a deformação dos pilares de prótese implantossuportada com *cantilever* mandibular<sup>24</sup>. Em situações clínicas envolvendo implantes hexágono externo de diâmetro estreito, usados para suportar prótese

parcial fixa é fundamental utilizar implante adicional para melhorar o resultado biomecânico, devido o aumento das tensões e deformações ao redor dos implantes<sup>33</sup>.

Observamos que após a aplicação da carga nenhum implante ou intermediário fraturou, todos os grupos apresentaram fratura dos parafusos protéticos, a parte fraca do sistema, considerados um recurso de segurança do sistema<sup>6</sup>.

Os parafusos fraturados em todos os grupos foram os correspondentes aos implantes 2, 3 e 4, nenhum parafuso distal sofreu dano. Numa situação clínica, a fratura do parafuso protético é muito melhor que a fratura do parafuso do intermediário. Patterson e Johns<sup>2</sup>, em 1992 observaram que existem duas áreas principais de concentração de tensão nos parafusos, nas quais provavelmente se inicia a fadiga e conseqüentemente a falha; a primeira está entre a haste e a cabeça do parafuso; esta concentração é uma conseqüência do raio e o diâmetro da curvatura. A segunda área onde existe alta concentração de tensão é na primeira rosca do parafuso; esta é conseqüência da geometria da rosca que produz uma concentração neste ponto em todas as roscas e é particularmente um resultado da concentração da carga na primeira rosca.

Se forem cumpridos os requisitos para a articulação do parafuso, a carga normal de mastigação não deve apresentar qualquer estresse que exceda o limite de fadiga do parafuso protético. A carga crítica é a força oclusal máxima. A força mastigatória na região de segundo molar é de aproximadamente 723 N<sup>32</sup> e na região molar de 847 N para os homens e 597 N para as mulheres<sup>34</sup>. As médias de carga de compressão máxima de cada grupo foram: (G1) 1130,22 N, (G2) 1031,36 N, (G3) 757,9 N e (G4) 792,03 N.

## Conclusão

Após análise dos dados parece lícito concluir que:

- Todos os pilares e a combinação entre eles oferecem resistência necessária ao sistema.
- O uso do Mini pilar cônico oferece maior resistência ao sistema quando submetido ao carregamento estático.
- Os sistemas com a mescla entre Micro pilar cônico e Mini pilar cônico, apresentaram a menor capacidade de suportar ao carregamento independente das posições dos mesmos.

## Referências

1. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:188–198.
2. Patterson EA, Jhons RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseintegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26–33.
3. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:172–180.
4. Tiozzi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont* 2008;21:121–123.
5. Barbosa GA, das Neves FD, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J* 2010;21:515–519.
6. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4:241–247.

7. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268–275.
8. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:367–377.
9. Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:648–658.
10. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6:157–164.
11. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:929-936.
12. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:1276–1284.
13. Choi JH, Lim YJ, Kim CW, Kim MJ. The effect of different screw-tightening techniques on the stress generated on an internal-connection implant superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:1045–1053.
14. Butignon LE, Basílio Mde A, Pereira Rde P, Arioli Filho JN. Influence of three types of abutments on preload values before and after cyclic loading with structural analysis by scanning electron microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:e161–e170.
15. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76–94.
16. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42:71–89.
17. Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:89-96.
18. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
19. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6:435–439.



20. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:304–318.
21. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537–552.
22. Priest G. Single tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:181–188.
23. Patterson EA, Burguete RL, Thoi MH, Johns RB. Distributions of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:552-560.
24. Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implantsupported prosthesis. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20:196–200.
25. Novaes AB Jr, Papalexiou V, Muglia V, Taba M Jr. Influence of interimplant distance on gingival papilla formation and bone resorption: clinical-radiographic study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:45-51.
26. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Calvo-Guirado JL, Cambra J, Méndez-Blanco V, et al. The effect of interimplant distance on the height of the interimplant bone crest when using platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2009;29:141-151.
27. Barros RR, Novaes AB Jr, Muglia VA, Iezzi G, Piattelli A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:371–378. E pub 2010 Feb 1.
28. Choi KS, Lozada JL, Kan JY, Lee SH, Kim CS, Know TG. Study of an experimental microthreaded scalloped implant design: proximal bone healing at different interimplant distances in a canine model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:681–689.
29. Shafique A, Saleem T, Chattha MR. Arch form analysis: A comparison of two different methods. *Pakistan Oral Dent J.* 2011;31:347–351.
30. Paranhos LR, Andrews WA, Jóias RP, Bérzin F, Daruge Junior E, Trivino T. Dental arch morphology in normal occlusions. *Braz J Oral Sci* 2011;10 65–68.
31. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthetic Dent* 1983;49:843-848.
32. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15-46.

33. Cehreli MC, Akça K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDS: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:513–519.
34. Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993;101:171–175.

## 6 Referências

1. Barbosa GA, das Neves FD, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J.* 2010;21(6):515–9.
2. Barros RR, Novaes AB Jr, Muglia VA, Iezzi G, Piattelli A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(4):371–8.
3. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(2):188–98.
4. Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):89-96.
5. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76–94.
6. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A Meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(2):304–18.
7. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* 1993;6(5):435–9.
8. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):15-46.
9. Butignon LE, Basílio Mda A, Pereira Rde P, Arioli Filho JN. Influence of three types of abutments on preload values before and after cyclic loading with structural analysis by scanning electron microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(3):e161–e70.
10. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001;85(3):268–75.
11. Choi KS, Lozada JL, Kan JY, Lee SH, Kim CS, Know TG. Study of an experimental microthreaded scalloped implant design: proximal bone healing at different interimplant distances in a canine model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(4):681–9.

12. Choi JH, Lim YJ, Kim CW, Kim MJ. The effect of different screw-tightening techniques on the stress generated on an internal-connection implant superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(6):1045–53.
13. Cehreli MC, Akça K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDS: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004;24(6):513–9.
14. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):537–52.
15. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(1):29-36.
16. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6(3):172–80.
17. 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(3):157–64.
18. Novaes AB Jr, Papalexiou V, Muglia V, Taba M Jr. Influence of interimplant distance on gingival papilla formation and bone resorption: clinical-radiographic study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):45-51.
19. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998;42(1):71–89.
20. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):26–33.
21. Patterson EA, Burguete RL, Thoi MH, Johns RB. Distributions of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):552-60.
22. Priest G. Single tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(2):181–8.
23. 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(6):929–36.
24. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241–7.

25. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Calvo-Guirado JL, Cambra J, Méndez-Blanco V, Tarnow DP. The effect of interimplant distance on the height of the interimplant bone crest when using platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009;29(2):141-51.
26. Shafique A, Saleem T, Chattha MR. Arch form analysis: A comparison of two different methods. *Pakistan Oral Dent J.* 2011;31(2):347-51.
27. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthetic Dent.* 1983;49(6):843-8.
28. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(12):1276-84.
29. Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implantsupported prosthesis. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20(2):196-200.
30. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(3):367-77.
31. Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(5):648-58.
32. Tioffi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont.* 2008;21(2):121-3.
33. Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res.* 1993;101(3):171-5.

## 7. Apêndice

### 7.1 Artigo Científico 2

Artigo preparado segundo as normas da Revista Prosthesis Laboratory in Science.

#### **Reembasamento de prótese fixa híbrida implantossuportada.**

*Reline hybrid fixed prosthesis implant.*

Bruno Costa Martins de Sá \*, Augusto Ricardo Andrighetto\*\*, Sergio Rocha Bernardes\*\*\*.

\* Mestrando em Implantodontia – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO) Curitiba/PR; Especialista em Prótese Dentária (APCD) Bauru/SP.

\*\* Mestre e Doutor em Ortodontia – Universidade de São Paulo (USP) São Paulo/SP.

\*\*\* Mestre em Reabilitação Oral – Universidade Federal de Uberlândia (UFU) Uberlândia/MG; Doutor em Reabilitação Oral – Universidade de São Paulo (USP) Ribeirão Preto/SP.

Autor para correspondência: Augusto Ricardo Andrighetto

Rua Jacarezinho, 656 Mercês 80710-150 Curitiba PR Brasil

Fone (Fax): 55 41 35956000 arandri@gmail.com

**Resumo**

A reabilitação de desdentados totais com prótese fixa híbrida implantossuportada tem o grande desafio de restabelecer à estética, fonética e mastigação. Apesar do alto índice de sucesso alcançado por esse tipo de prótese existe pouca informação em relação à forma ideal das estruturas protéticas. Alguns cuidados devem ser tomados para facilitar a higienização, para evitar o escape de ar e não prejudicar a fonética. Para exemplificar essa problemática, esse artigo apresenta a resolução que foi oferecida para um caso clínico onde, após a instalação da prótese, ocorreu contração tecidual piorando a fonética e o escape de ar.

**Descritores:** Implantes dentários, prótese dentária fixada por implante, reparação em dentadura.

**Abstract**

The rehabilitation of edentulous with implant supported fixed prosthesis with hybrid has a great challenge to restore aesthetics, phonetics and chewing. Despite the high success rate achieved by this type of prosthesis there is little information in relation to the ideal form of prosthetic structures. Some care must be taken to facilitate the oral hygiene, to prevent the escape of air and does not impair the phonetics. To illustrate this problem, this article presents the resolution that has been offered to a clinical case where, after the installation the prosthesis, occurred tissue contraction worsening the phonetics and the escape of air.

**Descriptors:** Dental implants, implant-supported, denture repair.

## **Introdução**

A reabilitação de desdentados totais com prótese fixa implantossuportada, mesmo com os altos índices de sucesso obtidos, ainda é um desafio<sup>4</sup>. A Implantodontia está entre os mais significativos avanços na ciência odontológica nos últimos 50 anos<sup>7</sup>. É graças a esse progresso e a coerência das técnicas cirúrgicas que a Implantodontia tornou-se uma confiável técnica de reabilitação bucal. A prótese total fixa implantossuportada é um tratamento científico válido<sup>5</sup>. No entanto, informações acerca da maneira ideal que deveria ser aplicada no formato das barras são escassas<sup>13</sup>. Instalação de próteses fixas utilizando intermediários bem mais altos do que a altura gengival para guardar distâncias com o rebordo e garantir espaço para a higienização não se mostrou aceitável. Os pacientes que recebiam próteses com esses formatos apresentaram muitas queixas em relação a escapes de ar, principalmente em reabilitações maxilares<sup>13</sup>. A diferença entre a mucosa e próteses fixas é uma das principais razões de problemas fonéticos<sup>6,8</sup>.

Uma situação clínica que pode ocorrer na clínica odontológica é a alteração da posição de mucosa depois de certo tempo utilizando a prótese. Especialmente em casos de enxerto pode-se observar alteração tecidual com o passar do tempo. Tal mudança pode levar ao problema fonético relatado. Próteses já instaladas que apresentam tal problema devem ser reembasadas, preferencialmente em ambiente laboratorial. O presente relato de caso busca apresentar o passo a passo clínico e laboratorial do procedimento para reembasamento de próteses híbridas já instaladas em um paciente.



## Relato de caso clínico

A paciente Z.V.C., gênero feminino, 57 anos, desdentada total superior e inferior portadora de prótese total superior e prótese total fixa implantossuportada inferior. Procurou a clínica do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO, Curitiba, PR) buscando melhorar a condição estética por meio de prótese fixa superior.

Na região superior, não havia possibilidade de se instalar prótese fixa sem a utilização de implantes osseointegráveis e nem espessura óssea adequada para tal. Procedimentos de enxertia foram planejados e executados em ambiente hospitalar, em único tempo cirúrgico. Foi realizado enxerto em bloco autógeno de área doadora extraoral (ilíaco). Simultaneamente, o seio maxilar direito e esquerdo foi submetido a enxertia para elevação de assoalho com osso com a mistura de osso autógeno ilíaco e Bio-oss. Após sete meses, a espessura óssea era suficiente para instalação dos implantes, sendo esses colocados em cirurgia ambulatorial. A reabertura dos implantes e moldagem com guia multifuncional foi realizada após seis meses, a prótese total fixa implantossuportada foi confeccionada utilizando-se a técnica da cimentação passiva e entregue após quatro dias da cirurgia de reabertura. A prótese foi retirada para a remoção da sutura dez dias após a cirurgia de reabertura.

Um mês após, a paciente retornou à clínica reclamando de passagem de ar e retenção alimentar no espaço entre a prótese e a mucosa, onde foi observada retração da mucosa (Figura 1). Foi programado o reembasamento da prótese com a seguinte sequência clínica e laboratorial:



**Figura 1** - Retração da mucosa

A prótese foi removida e foi realizado um leve desgaste superficial (Figura 2), com o intuito de criar uma superfície áspera (figura 3). Depois foi aplicado adesivo do material de moldagem poliéster na face da prótese que é voltada para a mucosa (Figura 4). A prótese com o adesivo aplicado foi instalada sobre os pilares (Figura 5). Realizou-se a inserção do material de moldagem – poliéster (Impregum Soft, 3M, Neuss, Alemanha), com auxílio de uma seringa (Figura 6). Esperou-se o tempo de presa do material de moldagem conforme orientação do fabricante (Figura 7). Após a remoção do conjunto prótese/material de moldagem, foi avaliada a qualidade da cópia dos tecidos adjacentes – rebordo (Figura 8). Os análogos foram fixados à prótese (Figura 9) e o material de moldagem foi vaselinado (Figura 10). Injetou-se silicona de condensação leve (Clonagem, DFL, Rio de Janeiro, RJ) sobre o molde para simular os tecidos do rebordo (Figura 11). Vazou-se gesso para obtenção do modelo (Figura 12). Com o modelo devidamente confeccionado, complementou-se todos os espaços existentes entre a prótese e o rebordo com resina acrílica autopolimerizável (Figura 13). Para evitar bolhas e obter polimerização mais efetiva colocou-se o modelo com a resina numa panela de polimerização a 40 libras por 20 minutos em 60 graus (EDG, São Carlos, São Paulo, SP) (Figura 14). Elaboração do formato convexo da parte interna da prótese, a qual faz contato com o rebordo (Figura 15).

Sequência de polimento com lixa d'água, pedra pomes e branco de espanha (Figura 16).  
Instalação da prótese reembasada nos implantes e conferência do procedimento (Figura 17).



**Figura 2** – Desgaste da prótese. **Figura 3** – Resultado do desgaste.



**Figura 4** – Adesivo do material de moldagem aplicado.



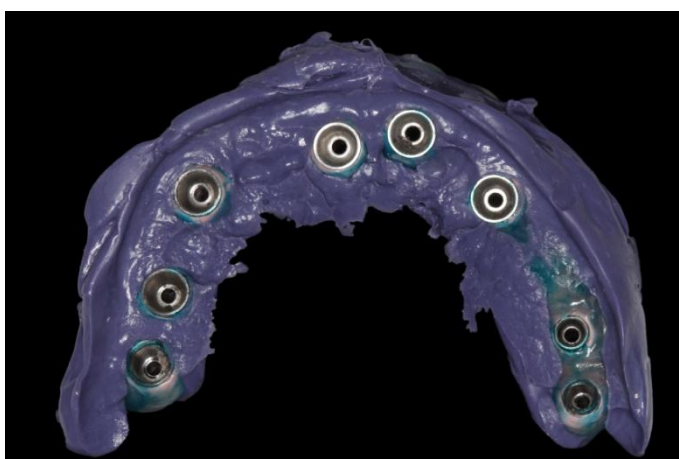
**Figura 5** – Prótese instalada.



**Figura 6** – Moldagem sendo realizada.



**Figura 7** – Espera do tempo de presa.



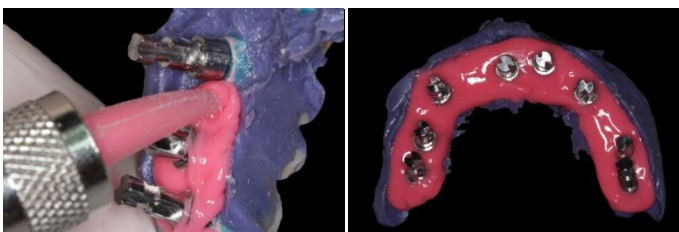
**Figura 8** – Avaliação da cópia dos tecidos adjacentes (rebordo).



**Figura 9** – Os análogos fixados à prótese.



**Figura 10** – Material de moldagem sendo vasilinado.



**Figura 11** – Gengiva artificial.



**Figura 12** – Modelo de gesso confeccionado.



**Figura 13** – Fechamento de todos os espaços com resina acrílica.



**Figura 14** – Painel de polimerização.



**Figura 15** – Elaboração do formato convexo da parte interna da prótese.



**Figura 16** – Sequência de polimento.



**Figura 17** – Prótese reembasada instalada.

## Discussão

Apesar de vários estudos mostrarem os altos índices de satisfação dos pacientes quando submetidos a tratamentos reabilitadores com implantes e a prótese total híbrida implantossuportada<sup>14,10</sup>. Além de revisões extensas onde se avalia o índice de sucesso, o

número de implantes instalados e o tipo de técnica cirúrgica empregada<sup>4</sup>. Poucos relatos na literatura são encontrados mostrando os cuidados necessários com o formato da parte interna da prótese para proporcionar ao paciente a possibilidade de higienização eficaz da prótese e dos tecidos que estão em contato com esta<sup>3, 9, 13</sup>; menor retenção de alimentos e impedir a passagem de ar<sup>13</sup>, criando dificuldade fonéticas ao paciente<sup>6, 8</sup>.

Hoje vários estudos mostram a possibilidade de instalação de implantes em carga imediata<sup>2</sup>; sobre enxertos de diversas origens o que aumenta a possibilidade de retração gengival. Podendo surgir espaço entre a prótese e o rebordo, ocasionando alguns dos problemas anteriormente citados. Enxertos ósseos de crista ilíaca têm apresentado maiores reabsorções ósseas.

A utilização do guia multifuncional representa grande aliado no planejamento e execução de tratamento de desdentados totais, pois através do planejamento reverso podemos prever como o tratamento vai terminar antes de qualquer tipo de procedimento cirúrgico. Possibilitando a instalação dos implantes na posição mais favorável para cada caso, além de reduzirmos o tempo de tratamento<sup>12</sup>. Além disso, esse guia auxilia o dentista a realização de moldagem de transferência e registro interoclusal, mesmo em casos em que não seja realizada a carga imediata. O guia multifuncional pode ajudar na seleção de intermediários, em relação à altura de transmucoso e angulação. Em casos em que a carga imediata não é obtida este guia pode ser utilizado na cirurgia de reabertura e o procedimento a ser realizado segue os mesmos passos convencionais para transferência, moldagem e registro.

A técnica do cilindro cimentado é considerada uma das principais para obtenção de prótese passiva<sup>2, 11</sup>. Outras vantagens da técnica seriam: reversibilidade; facilidade de manutenção; fundição em monobloco, conferindo maior resistência da infraestrutura; redução do tempo clínico devido ausência de consultas para soldas ou provas do metal,



redução dos custos, o que é fator primordial em casos de carga imediata, além de apresentar a melhor adaptação marginal dentre todas as técnicas<sup>11</sup>. Os cilindros de titânio não são utilizados pelo laboratório durante procedimentos de acrilização, acabamento e polimento, resultando em garantia de adaptação com controle de qualidade industrial.

Borges et al 2010 relataram que a remoção da prótese protocolo para a remoção da sutura, após 10 dias cirurgia, é um procedimento que tem vantagens, tais como permitir a limpeza e desinfecção da prótese e dos tecido gengivais, além de facilitar a remoção do fio de sutura, evitando que fragmentos de sutura permaneçam de baixo da prótese causando inflamação local. No entanto, este procedimento só pode ser realizado se a prótese for passiva, pois a limitação da quantidade de tensão transferida para a interface osso-implante é o que assegura a osteointegração.

Esta descrição de caso clínico tem como objetivo mostrar uma técnica para readequar a parte interna da prótese através da técnica do reembasamento indireto com resina acrílica autopolimerizável. Técnica simples e rápida que possibilita restabelecer o formato ideal da parte da prótese que fica em contato com o rebordo. O procedimento de acrilização ou reembasamento laboratorial resulta em acrílico com menor rugosidade de superfície, melhor adesão com o acrílico, menor risco de inclusão de bolhas e melhor lisura superficial. O fator limitante desta técnica seria o fato do paciente ter que ficar sem a prótese por no mínimo um dia, mas que deixa de ser um problema quando devidamente planejado e explicado.

No presente relato de caso foi usado resina autopolimerizável pela facilidade de trabalho. O uso de resina termo resultaria em mais trabalho e tempo por exigir enceramento e inclusão em mufla. Apesar disso, esta última técnica permite melhor estética e personalização do material restaurador rosa. Como no presente caso a

compensação vertical era grande e a linha de sorriso da paciente baixa, optou-se pelo uso de resina acrílica auto-polimerizada com temperatura e pressão.

## **Conclusão**

A técnica se mostrou eficaz e ágil conseguindo solucionar todas as queixas da paciente que eram a passagem de ar e a retenção excessiva de alimentos.

## **Referências bibliográficas**

1. Borges CAG, Hermann C, Thomé G, Sartori IAM, Bassi APF. Análise do comportamento das próteses implanto - suportadas e dos componentes pela técnica do cilindro cimentado com diferentes marcas de cimentos resinosos. RGO 2008;56(3):315-9.
2. Borges AFS, Pereira LAVD, Thomé G, Melo AC, Sartori IAM. Prosthesis removal for suture after immediate load: success of implants. Clin Implant Dent Related Res 2010;12(3):244-8.
3. Christopher H. Implant treatment planning for the edentulous jaws. Aust dent Practice 2010;21(2):126-31.
4. Drago C, Carpentieri J. Treatment of maxillary jaws with dental implants: guidelines for treatment. Journal of Prosthodontics 2011; 20(5):336-47.
5. Gallucci GO, Bernard JP, Belser C. Treatment of completely edentulous patients with fixed implant-supported restorations: three consecutive cases of simultaneous immediate loading in both maxilla and mandible. Int J Periodontics Restorative Dent 2005;25(1):27-37.
6. Heydecke G, McFarland DH, Feine JS, Lund JP. Speech with Maxillary Implant prostheses ratings of articulation. J Dent Res 2004;83(3):236-40.
7. Lingeshwar D, Dhanasear B, Aparna IN. Diagnostic imaging in implant dentistry. Int J Oral Implantol Clin Res 2010;1(3):14-53.
8. Lundqvist S, Lohmander-Agerskov A, Haraldson T. Speech before and after treatment with bridges on osseointegrated implants in the upper jaw. Clin Oral Implants Res. 1992a;3(2):57-62.

9. Mertens C, Steveling HG. Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla: 8-year prospective results. *Clin Oral Impl Res.* 2011;22(5):464–72.
10. Pjetursson BE, Karoussis I, Burgin W, Bragger U, Lang NP. Patients satisfaction following implant therapy. *Clin Oral Impl Res.* 2005;16(2):185–93.
11. Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(4):547-56.
12. Sartori IAM, Padovan LEM, Bernardes SR, Hermann C, Petrilli GBL. Função imediata na mandíbula. In: Padovan LEM, Sartori IAM, Thomé G, Melo ACM. *Carga imediata e implantes osteointegrados: Possibilidades e técnicas.* São Paulo: Editora Santos; 2008.p.103-31.
13. Sartori IAM, Bernardes SR. Qual é o format interno ideal para prótese implantossuportada de maxila?. *Prosthesis Lab Sci.* 2012; 1(3):161-9.
14. Van Lierde K, Browaeys H, Corthals P, Mussche P, Van Kerkhoven E, De Bruyn H. Comparison of speech intelligibility, articulation and oromyofunctional behaviour in subjects with single-tooth implants, fixed implant prosthetics or conventional removable prostheses. *J Oral Rehabil.* 2012;39(4):285-93.

## **8. Anexo**

Artigo 1: Normas da Revista The International Journal of Oral Maxillofacial Implants.

[http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi\\_authorguide.pdf](http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi_authorguide.pdf)

Artigo 2: Normas da Revista Prosthesis Laboratory in Science.

<http://www.editoraplena.com.br/fullscience/normas-de-publicacao>