



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM
ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluna: Beatriz Segalla Meucci

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Orientador

TCC 387

Piracicaba

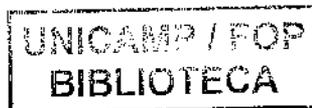
2007

Beatriz Segalla Meucci

**DESAJUSTES EM PRÓTESES SOBRE IMPLANTES E SUAS
CONSEQUÊNCIAS NA SOLTURA DE PARAFUSOS**

Monografia apresentada ao
Curso de Odontologia da
Faculdade de Odontologia
de Piracicaba – UNICAMP,
para obtenção do diploma
de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques



Piracicaba

2007

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada
MSD
Vol. Ex.
Tombo BC/

CT 78704L

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

~~620~~
MSD
Meucci, Beatriz Segalla.
Desajustes em próteses sobre implantes e suas
conseqüências na soltura de parafusos. / Beatriz Segalla
Meucci. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.
29f.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária. I. Henriques, Guilherme Elias
Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
(mg/fop)

AGRADECIMENTOS

A Deus, que sempre me guiou e me deu disposição para concluir mais essa etapa.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques à Vanessa Silva Tramontino pelo apoio na elaboração deste trabalho.

Aos meus pais, Eduardo e Inês, pelo apoio incondicional prestado sob gestos de amor, carinho, força e sacrifício pessoal para a concretização dos meus sonhos.

A minha irmã Lívia, pelo companheirismo em todas as horas.

A turma 48 por todos os momentos inesquecíveis.

Aos meus amigos do coração que constituíram uma família nesses quatro anos: Thaís, Tatiana, Sarina, Marina, Beatrice, Carolina, Vitor Hugo, Octaviano.

SUMÁRIO

	Pág.
1. Resumo.....	5
2. Introdução.....	6
3. Revisão de Literatura.....	10
4. Discussão.....	23
5. Conclusão.....	26
6. Referências Bibliográficas.....	27

RESUMO

A manutenção da estabilidade da conexão parafusada é fundamental para o sucesso em longo prazo das reabilitações implanto-retidas. Este estudo teve o propósito de avaliar, através de uma revisão de literatura, a influência do desajuste marginal de próteses implanto-suportadas no afrouxamento do parafuso protético e na conseqüente estabilidade da prótese, investigando se há um padrão de desajuste marginal que assegure a estabilidade do parafuso protético. Pôde-se observar que não há consenso na definição de valor de desajuste marginal que certifique a estabilidade de parafusos. Constatou-se, ainda, uma relação de proporcionalidade entre a magnitude do desajuste marginal e a soltura de parafusos protéticos: quanto maior o desajuste marginal, maior o afrouxamento dos parafusos.

Palavras chave:

Prótese sobre implantes - Desajuste marginal - Pré-carga.

INTRODUÇÃO

A força de natureza compressiva que é gerada durante o torqueamento de um parafuso é referida como pré-carga. A quantidade de força compressiva, ou pré-carga, que é criada em uma dada conexão parafusada é governada por múltiplos fatores. Estes fatores podem incluir o módulo de elasticidade dos materiais usados para fabricação dos parafusos, o qual depende o tipo de material, a sua largura, o seu formato e a quantidade de estresse aplicada por área. O material do qual o parafuso é feito (liga de titânio ou ouro) tem um módulo de elasticidade específico. A deformação plástica ou distorção permanente do parafuso é o ponto final do módulo de elasticidade. A forma e o número de roscas são também fatores primordiais influenciando no risco de afrouxamento do parafuso. O coeficiente de fricção entre as superfícies que estarão em contato dinâmico e estático, a existência de um agente lubrificante entre as partes parafusadas também são fatores primordiais. A quantidade de pré-carga aplicada à junta aparafusada deve ser grande o suficiente para causar deformação (distorção) na rosca do parafuso. A força suficiente para causar o alongamento do parafuso freqüentemente é informada pelo fabricante para minimizar o afrouxamento do abutment. Velocidade com que a força de torque é aplicada e a temperatura do sistema também influenciam na pré-carga.

Nas reabilitações protéticas implanto-suportadas, a pré-carga gerada durante o torqueamento dos parafusos de fixação dos pilares e/ou dos

parafusos protéticos, deve ser capaz de resistir aos esforços funcionais impostos ao sistema durante o uso clínico das próteses. Para garantir que as conexões parafusadas permaneçam estáveis durante a função, uma quantidade ótima de torque deve ser imposta ao parafuso. A quantidade de torque que deve ser dada ao parafuso depende principalmente do desenho do parafuso e do material usado para a sua fabricação, sendo pré-estabelecida pelo fabricante de cada sistema.

Em qualquer sistema parafusado, é aceito que certa perda de pré-carga ocorra após o torqueamento do parafuso. Esta perda inicial da pré-carga é fenômeno comum e esperado nas conexões parafusadas e acontece devido principalmente a deformações plásticas interfaciais dos componentes do sistema. Quando os parafusos são solicitados dentro de seus limites elásticos, esta perda inicial de pré-carga pode ser previamente calculada⁵; de forma que a quantidade de torque indicada pelo fabricante do sistema deve levar em consideração este fenômeno. Entretanto, durante o uso clínico de uma prótese implanto-retida, qualquer fator que contribua para a introdução de tensões no sistema pode afetar a manutenção da pré-carga e contribuir para a perda de estabilidade da conexão parafusada.

Em estruturas implanto-retidas de múltiplos elementos, um fator importante que pode influenciar na quantidade de tensões imposta ao sistema é a característica de adaptação da infra-estrutura protética aos pilares intermediários, referida como passividade. Considera-se que na ausência de uma adaptação passiva da estrutura protética é possível a ocorrência de complicações mecânicas ou mesmo biológicas. A incidência de problemas como o afrouxamento ou fratura de parafusos protéticos têm sido

consistentemente relacionados com deficiência de passividade das estruturas protéticas, fato que salienta a importância da adaptação passiva para a estabilidade das conexões parafusadas. Afrouxamento dos parafusos e restaurações com mobilidade parcial são complicações comuns de fundições não-passivas. Quanto mais passivo o ajuste sobre o abutment do implante para a retenção do parafuso e quanto mais controlada a força oclusal, mais segura a fixação dos dispositivos. As forças repetidas compressivas e de tração da fundição não-passiva sob cargas oclusais causam vibração e afrouxamento dos componentes do parafuso. Em consequência, exatidão no desenho e confecções da superestrutura metálicas são fatores determinantes para a redução das forças no abutment do implante e interface osso-implante. Próteses fixas cimentadas verdadeiramente passivas são virtualmente impossíveis de confeccionar. Quase nenhuma tolerância ao erro é possível na confecção de próteses por existir uma conexão metal-metal direta, e muitas variáveis não estão sob controle do cirurgião.

Originalmente, o termo ajuste passivo foi usado na Implantodontia para descrever o ajuste de próteses compatíveis com a capacidade do corpo se adaptar adequadamente e se remodelar ao estímulo. O ajuste passivo foi descrito por Bränemark para estar idealmente numa faixa de 10µm. A definição evoluiu para descrever um ajuste clinicamente aceitável no qual condições de estresse/ deformação estão num limite fisiológico, onde o implante permanece inalterado quando a prótese está aparafusada no local. Há vários estudos que relacionam o nível de desadaptação marginal ao assentamento passivo das infraestruturas na tentativa de estabelecer um desajuste marginal máximo que não prejudique o sucesso da reabilitação. Assim sendo, esta revisão literária

teve por objetivo avaliar a influência do desajuste marginal de próteses implanto-suportadas no afrouxamento do parafuso protético e na conseqüente estabilidade da prótese, por meio do estabelecimento de um padrão de desajuste marginal que assegure a estabilidade do parafuso protético.

REVISÃO DE LITERATURA

BINON (1998) fez uma avaliação da eficácia de uma técnica para impedir o afrouxamento do parafuso do abutment através de carregamento cíclico. Foram utilizadas amostras idênticas apertadas a 20N como controle. Na base dos dados obtidos, a técnica recomendada não aumenta a resistência a afrouxar do parafuso. A amostra de controle sustentou um número médio dos ciclos para parafusar mais de 2 vezes afrouxar daquela técnica utilizada.

JEMT (1991), em um acompanhamento de 1 ano de 380 próteses totais fixas sobre implantes, obteve uma taxa de sucesso de 99,5% do tratamento protético. Embora as complicações tenham sido poucas, estas foram mais freqüentes na maxila. Não houve fratura de nenhum dos componentes. Em relação ao afrouxamento dos parafusos de ouro, o autor relatou que 271 próteses (69,3%) apresentaram os parafusos estáveis no primeiro controle (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados nesse primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas 7 próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A instabilidade dos parafusos de ouro foi maior na maxila, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Quando o desenho da prótese está adequado, sendo esta rígida e apresentando uma adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de função. Foi sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese. Considerando-se uma prótese fixa suportada por 5

implantes, numerados de 1 a 5 da direita para esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Por meio deste procedimento verifica-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento deve ser repetido com o outro parafuso distal (parafuso 5). Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando-se pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, depois o mais intermediário e eventualmente os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de 1/2 volta (180°) deve ser dado na chave para o aperto final. Outra forma utilizada para avaliar a adaptação foi pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro. Quando mais de meia volta era necessária para apertar completamente o parafuso, a prótese era considerada mal adaptada, sendo separada e soldada.

MILLINGTON E LEUNG (1992) analisaram a possível relação entre o estresse gerado na superfície das infra-estruturas e a discrepância de adaptação. Foram criadas, através de anéis metálicos, fendas entre 6 μ m e 104 μ m em uma prótese de 4 implantes feita com ouro tipo IV. A análise fotoelástica mostrou que estresses foram induzidos com desajustes de 6 μ m, sendo concentrados ao redor dos implantes centrais, independentemente do local onde a discrepância foi criada. Os autores observaram ainda que os estresses foram maiores, quando o desajuste estava presente no implante central, sendo que o maior estresse registrado foi na ordem de 144MPa.

CARLSSON (1994) ressaltou a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese com adaptação passiva significa que pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma

adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafusos gera uma certa deformação da prótese e/ou do osso, introduzindo algum estresse ao sistema. O estresse e tensão, resultados de uma prótese mal adaptada, são fatores que afetam significativamente a longevidade dos componentes. Segundo o autor, existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessa desadaptação através de um microscópio de medição. O autor relatou ainda que, devido às características do Sistema Brånemark, uma desadaptação lateral de 50µm não gera qualquer tensão ao sistema, mas um erro angular de mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

CARLSON & CARLSSON (1994) procuraram escrever as complicações protéticas mais freqüentes que ocorreram em pacientes reabilitados com próteses removíveis e fixas implanto-suportadas. Foram selecionados 561 pacientes que retornaram durante um específico período e possuíam 600 reabilitações. As próteses foram colocadas durante 2 a 3 anos e 6% foram do tipo removíveis, 8% restaurações unitárias e 86% foram próteses parciais fixas. O material mais empregado no recobrimento oclusal foi a resina acrílica, seguida pela porcelana e pelo ouro. A maioria dos pacientes (85%) expressou grande satisfação com o tratamento, enquanto 15% apresentaram uma variedade de complicações. Os problemas foram mais freqüentes nas próteses removíveis e menos freqüentes nas restaurações unitárias. A complicação mais comum ocorreu com o revestimento de resina acrílica que comumente se apresentou fraturada ou com defeito estético. A mobilidade da superestrutura ocorreu em 8% das complicações e esteve relacionada a não osseointegração

dos implantes, perda do parafuso do abutment e/ou do parafuso de ouro. Fratura do parafuso do abutment ocorreu em apenas dois casos e em cinco pacientes foi necessário refazer a reabilitação protética devido a dimensão vertical de oclusão ter se apresentado insatisfatória. Os resultados do estudo indicaram que mudanças e complicações ocorrem constantemente, exigindo permanente atenção do profissional que devia ser administrada por meio de visitas regulares dos pacientes.

JEMT & LIE (1995) estudaram adaptação de próteses do tipo protocolo em implantes posicionados em modelos mestres, procurando estabelecer um padrão aceitável de desajuste marginal das infra-estruturas. Pacientes edêntulos tratados com implantes osseointegrados foram selecionados para a reabilitação. Cinco pacientes tiveram implantes inseridos na maxila e dez pacientes inseridos na mandíbula, seguindo o padrão de colocação de cinco implantes na arcada inferior e seis na superior. Após o período de cicatrização foram executados procedimentos de moldagem de transferência com postes quadrados, obtenção do modelo mestre confecção da infra-estrutura fundida pela técnica do monobloco. Concluídas as etapas laboratoriais, a adaptação da prótese sobre os pilares foi avaliada usando o teste do parafuso único, pela técnica fotogramétrica tridimensional. Espelhos dispostos paralelamente em frente a lente de uma câmera fotográfica geraram imagens que foram captadas e analisadas em um programa de computador. Os espaços entre as estruturas e os pilares foram avaliados em três eixos de avaliação, cuja média tridimensional de precisão atingiu 12um. Os resultados mostraram que a média de distorção tridimensional das estruturas foi de 42um na mandíbula e, significamente, maior na maxila ($P < 0,01$) com média de 74um de desajuste

marginal. Foi também observada significativa distorção associada a maior largura ($P < 0,05$) e curvatura ($P < 0,001$) das estruturas fundidas. Segundo o autor, uma média de desadaptação da peça menor que 150um em relação ao modelo mestre, podia ser indicada para pacientes nas reabilitações totais fixas. O impacto biomecânico acarretado pelo nível de desajuste entre os implantes e a estrutura era complexo e não estava bem elucidado.

JEMT (1996), a verificação da adaptação da infra-estrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implanto suportada, pois nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva a nível micrométrico. Ele ressaltou a necessidade de uma técnica clínica, ou seja, a adaptação é checada em um nível clinicamente aceitável, onde pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e os implantes, antes do aperto dos parafusos, são aceitas. Ressaltou que devem ser observadas as possíveis fontes de imperfeições que existem nos procedimentos de confecção da peça protética, ou seja, os procedimentos de transferência, inclusão e fundição, propriedades das ligas e dos materiais de moldagem assim como as características dos componentes usados.

MCGLUMPHY, MENDEL E HOLLOWAY (1998), oferecem soluções práticas para minimizar este problema clínico. Muitos produtos, componentes e técnicas têm sido sugeridos para manter o parafuso estável. Estas sugestões incluem rosca antivibracional, interligação mecânica direta, alterações no desenho do parafuso, e mecanismo de controle de torque. Todas estas idéias têm ajudado a minimizar o problema de afrouxamento do parafuso, mas nenhuma tem eliminado o problema completamente.

KAN et al. (1999) revisaram vários métodos clínicos sugeridos para avaliação do ajuste marginal de infra-estruturas. Baseados nos estudos prévios relatados, os autores destacaram que discrepâncias menores que 150um são necessárias na busca de próteses implanto-suportadas que se adaptem passivamente. Entretanto, foi ainda considerado que fatores como o número de implantes e sua distribuição, rigidez da estrutura e qualidade óssea podem influenciar na tolerância ao nível de desadaptação da prótese. A identificação de distorções foi possível por métodos empregados durante a prova da estrutura metálica. Estes, inicialmente, consistiram na aplicação de pressão alternada exercida pelos dedos sobre a prótese com o propósito de localizar pontos de fulcro, sendo associado com meios de inspeção visual e tátil através de explorador em margens supragengivais e com tomadas radiográficas periapicais em situações subgengivais. A seqüência de apertamento dos parafusos, do centro para extremos, foi considerada relevante, devendo ser avaliada a resistência do parafuso após o apoio da sua cabeça à base de assentamento, não devendo ser exercida mais que meia volta no parafuso(180º) antes do torque. Diante das limitações das técnicas anteriores, foi preconizado o uso de um teste denominado do parafuso único, o qual avalia o desajuste no segmento em balanço quando a prótese é apertada por um único parafuso num abutment mais distalmente posicionado, sendo indicado em associações aos métodos táteis e visuais em peças supragengivais ou com radiografias em casos subgengivais. Os autores consideraram que o nível de desadaptação marginal tolerado em diferentes situações clínicas ainda não havia sido determinada, destacando que a

combinação de métodos para detectar desajustes foi recomendada no intuito de minimizar as distorções.

SAHIN & CEHRELI (2001) estudaram em revisão de literatura alguns fatores que governavam a conservação da osseointegração e, portanto o sucesso das reabilitações sobre implantes, relacionando o nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infraestruturas. Uma precisa adaptação marginal entre a estrutura protética e os implantes foram considerada como um dos pré-requisitos mais significativos para manutenção da união osso-implante, sem que fossem gerados carregamentos indesejados ao tecido ósseo circundante. Em situações de união rígida entre implantes decorrentes das restaurações protéticas foram eventualmente observadas forças indutoras de tensões promovendo complicações relacionadas à perda ou fratura do parafuso do abutment, fratura da estrutura metálica e até a perda óssea periimplantar. O estabelecimento do nível de desajuste tolerável foi considerado bastante complexo e de definição pouco provável, uma vez que foi influenciado por diversos fatores. Mesmo em circunstâncias extremas de desajuste marginal entre os componentes protéticos, freqüentemente, não foram registrados comprometimentos da osseointegração. Portanto, foi relevante a avaliação da qualidade óssea, número, localização, comprimento e diâmetro dos implantes. Os métodos clínicos para o julgamento da adaptação passiva foram bastante empíricos, visto que se basearam em visualização direta e sensibilidade táctil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. As estruturas metálicas longas geraram uma soma de desajustes na união com os abutments e, espaços marginais em torno de 150um, foram considerados inaceitáveis, requerendo o emprego de técnicas

que promovessem passividade. Dentre as quais foi priorizado o seccionamento da peça e união por soldagem tipo brasagem ou laser. Baseado na literatura revisada concluíram que os materiais e técnicas usadas para fabricação de estruturas fundidas foram dimensionalmente imprecisos e que a obtenção da adaptação passiva podia não ser alcançada.

HANSES (2002), em seu estudo, avaliou através de um dispositivo o afrouxamento do abutment e parafuso protético. Primeiramente ele descreveu um dispositivo mecânico projetado para caber o Torque Controller (Nobel Biocare, DEA 020, Gothenburg, Sweden) e medir o número de graus necessários para apertar o parafuso do abutment ou o parafuso protético e alcançar o valor de torque alvo. A segunda proposta foi analisar a precisão e validade do dispositivo. Os resultados indicaram que o grau de afrouxamento do abutment e do parafuso protético pode ser bem refletidos no número de graus necessários para reapertar. Mostrou também que é possível reapertar os parafusos do abutment e da prótese com uma precisão de 1,7 graus e 1,3 graus, respectivamente. O estudo mostra que o dispositivo tem precisão e validade boas. Usando esse dispositivo espera-se poder avaliar vários parâmetros para a estabilidade do parafuso, tais como, tipo de sistema de implante, número de dispositivos elétricos, tipos de abutment, tipo de material da liga e necessidade de reaperto dos parafusos protéticos e do abutment.

YOUSEF et al (2005) realizaram um estudo para compreender os parâmetros de afrouxamento do parafuso, incluindo perda de torque, rotação da cabeça do parafuso, mudanças dimensionais da cabeça do parafuso e distorção da junção do abutment-implante. Os implantes (4x10mm) foram incluídos em blocos autopolimerizáveis e os abutments apertados a 35Ncm de

torque. Foram utilizados três tipos de implantes: Nobel Biocare USA, Inc (Yorba Linda, CA), 3i Implante Innovation, Inc (Palm Beach Gardens, FL) e Bio-Lok International, Inc (Deerfield Beach, FL). Sete exemplares foram testados de cada sistema. As amostras foram carregadas com as cargas de 300N para 50.000 ciclos em 1Hz. Exames de volta de torque foram executados em 10.000, 25.000 e 50.000 ciclos. Na conclusão do carregamento, a rotação anti-horária do parafuso do abutment foi medida. Os parafusos foram recuperados e as medidas comparadas com o grupo controle. Finalmente uma amostra de cada grupo foi incluída em resina, seccionada longitudinalmente e examinada sob o erro padrão do meio. O sistema Nobel Biocare mostrou perda de torque de 9,4Ncm do torque do protocolo de carregamento. Este resultado foi acompanhado por uma rotação anti-horária de 7 graus e 200- μ m de alongamento do parafuso. Finalmente havia uma compressão e distorção longitudinal da arquitetura da junção, observada com o erro padrão do meio. Do 3i e Bio-Lok International, não houve perda de torque, rotação anti-horária ou alongamento da junção observada. A adaptação íntima da junção sem distorção nos cortes longitudinais foi observada. Afrouxamento do parafuso parece seguir os parâmetros específicos que incluem rotação anti-horária, alongar do parafuso e a distorção do parafuso. Este processo é associado, provavelmente, com ambas propriedades físicas do parafuso assim como sua configuração.

KANO (2005) avaliou o desajuste marginal e o efeito da aplicação de carga cíclica no destorque dos parafusos de retenção de pilares protéticos usinados, sobrefundidos e fundidos com conexão tipo hexágono externo (HE) e interno (HI). Foram avaliados 12 pilares protéticos para cada grupo com

HE:(A1) usinados em titânio; (A2) com cinta metálica em paládio-prata, sobrefundidos com paládio-prata; (A3) plásticos fundidos em NiCr e (A4) plásticos fundidos em CoCr; e 12 pilares protéticos para cada grupo com HI: (B1) usinados em titânio e (B2) com cinta metálica em paládio-prata, sobrefundidos com paládio-prata. Foram realizadas análises de desajuste marginal (profundidade de fenda, desajuste vertical e horizontal) e de desajuste rotacional na interface implante/pilar protético. Os valores de destorque foram registrados antes e depois da aplicação de cargas cíclicas. Para as análises de desajuste marginal, os resultados demonstraram que as diferenças entre pilares usinados, sobrefundidos e fundidos foram variáveis. Todos os grupos apresentaram desajuste rotacional inferior a 5°, indicando adequada estabilidade das conexões estudadas. Para a conexão tipo hexágono externo avaliada neste estudo, os pilares usinados apresentaram maior destorque inicial, entretanto, o destorque final foi igual para os pilares usinados e fundidos. O destorque final dos pilares usinados com hexágono externo avaliados neste estudo foi maior que dos pilares usinados com hexágono interno.

TORRES (2006) utilizou testes classicamente empregados nas pesquisas científicas para calcular e propor a obtenção de diferentes parâmetros de adaptação marginal. Para tanto, analisou-se estruturas metálicas simulando barras para próteses fixas tipo protocolo fundidas em diferentes materiais, mensurando as desadaptações entre as estruturas e os pilares intermediários em microscópio ótico, com o teste de único parafuso, com aperto bilateral alternado nos implantes distais 1 e 5, e com todos os parafusos apertados com um torque de 10Ncm. Esses dados possibilitaram a

obtenção de diferentes parâmetros de adaptação marginal: passividade, passividade média, desajuste vertical, redução de desajuste e percentual de redução de desajuste. De acordo com a análise estatística dos resultados ($p < 0,05$), não houve diferenças entre os dados de passividade com aperto em 1 e em 5 para nenhum dos metais utilizados (Ti $p = 0,421$; Co-Cr $p = 0,635$; Ni-Cr-Ti $p = 0,260$). Contudo, houve diferenças significantes entre os valores de passividade e os valores de desajuste vertical para todos os metais empregados ($p = 0,000$), demonstrando que existe uma redução de desadaptação que deve ser levada em consideração. Pode-se concluir que a adaptação marginal deve ser estudada sob diferentes parâmetros, os quais podem possibilitar uma análise mais profunda e detalhada dos problemas relacionados aos desajustes protéticos.

PIERMATTI et al (2006) realizaram um estudo que avaliou em ambiente controlado os efeitos do desenho da conexão do parafuso sobre a estabilidade do parafuso. Existem 2 tipos de conexões de implantes: hexágono interno e externo. Quatro tipos de implantes foram testados: Bio-Lok (hexágono externo; Bio-Lok International, Inc, Deerfield Beach, FL); Zimmer (conexão interna, Zimmer Dental, Carlsbad, CA); Nobel Biocare (hexágono externo, Nobel Biocare USA, Inc, Yorba Linda, CA); e Astra Tech (conexão interna, Astra Tech, Inc, Waltham, MA). Foram usadas 10 amostras de cada sistema incluídas em base, implante, abutment e coroa de molar e foram carregadas a 200N para 1×10^6 ciclos. Os parafusos foram apertados segundo recomendações e torques aferidos a cada $2,5 \times 10^5$, 5×10^5 , $7,5 \times 10^5$ e 1×10^6 ciclos. Os exemplares da Bio-Lok perderam uma média de 10% do valor do torque inicial, o grupo Astra Tech perdeu quase todo o torque e afrouxou enquanto o Zimmer

e o Nobel Biocare perderam cerca de 50% do torque, mas não afrouxaram ($P < 0,05$). Com isso, podemos concluir que embora as conexões internas sejam clinicamente favoráveis, este estudo não mostrou nenhuma vantagem relativa do afrouxar do parafuso. Entretanto, o desenho do parafuso pode ser fator significativo no afrouxar da junção.

FRAGOSO (2005) avaliou o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) pela técnica de fundição-sobre-análogos, comparando os resultados com estruturas obtidas pela incorporação de cilindros cimentados e pela técnica convencional de fundição tipo monobloco. A partir de uma matriz metálica mandibular contendo 05 análogos de abutments tipo Micro Unit, 10 estruturas foram obtidas de modelos elaborados em revestimento pela fundição-sobre-análogos. Estruturas com cilindros incorporados mediante cimentação por agente resinoso e pela técnica convencional em monobloco foram manufaturadas de outros 20 modelos elaborados em gesso. As leituras de desajuste foram conduzidas num microscópio mensurador com aumento de 120X, tendo sido baseadas no protocolo do aperto de 10 Ncm em um único parafuso distalmente posicionado e avaliação de desajuste no segmento em alça. Foram constatadas diferenças estatísticas significativas ($P < 0,01$) entre os valores médios do grupo cilindro cimentado ($27,90 \pm 6,61 \mu\text{m}$), monobloco ($332,87 \pm 63,91 \mu\text{m}$) e fundição-sobre-análogos ($97,70 \pm 40,53 \mu\text{m}$). As estruturas metálicas implanto-retidas obtidas pela técnica de fundição-sobre-análogos apresentaram melhor adaptação marginal que as fundidas em monobloco, mas com maior desajuste que as estruturas com cilindros cimentados.

CARDOSO (2007) avaliou a força imediata necessária para o destorque de parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas com diferentes níveis de desajuste marginal. A partir de matriz metálica contendo 3 réplicas de pilares cônicos dispostos 10mm de centro a centro, foram confeccionadas 10 estruturas fundidas em monobloco utilizando-se titânio comercialmente puro. Para cada estrutura, foi quantificada a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos utilizando-se torquímetro digital de precisão. Ainda, através do teste do parafuso único e visualização direta em microscópio de medição (120X) foi calculado o valor médio de desajuste marginal. A força de destorque imediata e os desajustes marginais foram verificados em duas situações experimentais distintas: Situação (MM) – com as peças parafusadas diretamente sobre a matriz metálica; Situação (MI) – com as peças parafusadas sobre um modelo index simulando desajuste mínimo. O valor médio de desajuste marginal para situação MM foi 188(m (DP(61,5) e para MI 66(m (DP(18,5). A média de força de destorque dos parafusos protéticos para a situação MM ($5,81 \pm 0,77$ Ncm) foi significativamente inferior que para a situação MI ($7,42 \pm 0,93$ Ncm) ($p < 0,05$). O maior nível do desajuste marginal reduziu significativamente a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos.

DISCUSSÃO

A manutenção da estabilidade da conexão parafusada é fundamental para o sucesso em longo prazo das reabilitações implanto-retidas. Devemos evitar a falta de ajuste passivo, distorções, imprecisões no ajuste marginal das próteses implanto-retidas, a fim de mantermos uma longevidade maior dessas restaurações. A verificação da adaptação da infra-estrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implanto-suportada (JEMT,1996). Esta verificação, na maioria dos estudos observados (TORRES, 2006; KAN, 1999; CARDOSO, 2007) baseia-se na atuação de um único parafuso, o chamado teste do parafuso único, que se fundamenta no aperto de um único parafuso localizado no extremo distal da estrutura e da análise das fendas marginais do segmento em alça do lado oposto. KAN et al. (1999) revisaram vários métodos clínicos sugeridos para avaliação do ajuste marginal de infra-estruturas. Os autores destacaram que discrepâncias menores que 150µm são necessárias na busca de próteses implanto-suportadas que se adaptem passivamente. Ainda neste estudo, foi considerado que fatores como o número de implantes e sua distribuição, rigidez da estrutura e qualidade óssea podem influenciar na tolerância ao nível de desadaptação da prótese. Na tentativa de estabelecer um padrão aceitável de desajuste marginal das infra-estruturas, JEMT & LIE(1995), também concluíram que

desadaptações menores que 150µm podem ser aceitas. Entretanto, o impacto biomecânico do desajuste era complicado e não podia ser bem elucidado.

JEMT (1996) ressaltou a necessidade de uma técnica clínica, ou seja, a adaptação é checada em um nível clinicamente aceitável, onde pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e os implantes, antes do aperto dos parafusos, são aceitas. Já SAHIN & CEHRELI (2001) consideraram inaceitáveis espaços marginais em torno de 150µm nas estruturas metálicas longas, requerendo o emprego de técnicas que promovessem passividade, dentre as quais, seccionamento da peça e união por soldagem. A adaptação marginal deve ser estudada sob diversos parâmetros que possibilitem uma análise mais profunda e detalhada dos problemas relacionados aos desajustes protéticos. Assim, TORRES (2006), estudou novos parâmetros de adaptação das próteses: passividade, passividade média, desajuste vertical, redução de desajuste e percentual de redução de desajuste. Discrepâncias da adaptação podem também estar relacionadas com o estresse gerado na superfície das infra-estruturas (MILLINGTON & LEUNG, 1992). O sucesso das reabilitações sobre implantes é associado com o nível de desadaptação marginal e com o assentamento passivo das próteses. Uma prótese com adaptação passiva não existe, já que todo aperto de parafuso gera uma deformação na prótese e/ou no osso periimplantar, portanto, causando algum tipo de estresse ou tensão (CARLSSON, 1994). A força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos também é influenciada pelo desajuste marginal. O maior nível do desajuste marginal reduziu significativamente a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos (CARDOSO, 2007).

JEMT (1991) em um acompanhamento de um ano e 380 próteses, concluiu que quando o desenho da prótese está adequado, sendo esta rígida e apresentando uma adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixa. Avaliou-se também uma forma de adaptação através da quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso: quando era necessária mais de meia volta para apertar completamente o parafuso, a prótese era considerada mal-adaptada. Resultados também indicaram que o grau de afrouxamento do abutment e do parafuso protético podem ser bem refletidos no número de graus para reapertar (HANSES 2002). O afrouxamento do parafuso parece seguir os parâmetros específicos que incluem rotação anti-horária, alongar do parafuso e distorção do parafuso. Este processo é associado com as propriedades físicas do parafuso, assim como sua configuração (YOUSEF et al. 2005).

BINON (1998) fez uma avaliação da eficácia de uma técnica para impedir o afrouxamento do parafuso do abutment através de carregamento cíclico, concluindo que a técnica recomendada não aumenta a resistência em afrouxar do parafuso. MCGLUMPHY, MENDEL & HOLLOWAY em 1998 também ofereceram soluções para manter a estabilidade do parafuso, incluindo o uso de rosca antivibracional, interligação mecânica direta, alterações no desenho do parafuso e mecanismo de controle de torque. Todas essas idéias ajudaram a minimizar o problema, mas não a eliminá-lo completamente. Mudanças e complicações ocorrem constantemente, exigindo permanente atenção do profissional que deve ser administrada por visitas regulares dos pacientes (CARLSON & CARSSON, 1994).

CONCLUSÃO

Após o estudo da revisão literária sobre desajustes marginais e afrouxamento do parafuso do abutment em próteses implanto-suportadas, pode-se concluir que:

1. Quanto maior o desajuste marginal, maior a incidência da soltura de parafusos.
2. Não há consenso na definição de um padrão de desajuste marginal que assegure a estabilidade de parafusos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Binnon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent**. 1998 Apr; 79(4): 430-2
2. Cardoso L, Daroz LGD, Fragoso WS, Consani RLX, Mesquita MF, Henriques GEP. Influência do desajuste marginal na força de destorque de parafusos protéticos (tese)
3. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osteointegrated dental implant treatment. **Int J oral Maxillofac implants**. 1994; 9 (1): 90-94.
4. Carlsson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994; 9:90-4.
5. Fragoso VS. Adaptação marginal de infra-estruturas implanto-retidas obtidas por técnica de fundição sobre análogos (dissertação). **Piracicaba: UNICAMP/FOP** (2005).

6. Hanses G, Smedberg JL, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. **Clin Oral Implants Res.** 2002 Dec; 13(6): 666-70
7. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant –supported protheses in the edentulous jaw. **Clin Oral Implants Res.** 1995; 6: 172-80.
8. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed protheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1991; 6:270-6.
9. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported protheses in the edentulous jaw. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996; 11:151-7.
10. Kan JYK. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet dent.** 1999; 81 (1) 7-13.
11. Kano SC. Avaliação do desajuste em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno (tese doutorado). Faculdade de Odontologia de Bauru **USP/FOB** (2005).

12. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. **Dent Clin NAm** 1998; 42:71-89.

13. Millington ND, Leung T. Stress on the implant superstructure in relation to its accuracy of fit. **J Dent Res** 1992; 71:529.

14. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics; current status. **Implant dent.** 2001; 10 (2); 85-90.

15. Schwartz MS. Mechanical complications on osseointegrated protheses. **Clin oral implants.** 2000; 11 (suppl): 156-58.

16. Torres EM. Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. **Cienc Odontol Bras** 2006 jul./set.; 9 (3): 32-40.

17. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. **Implant Dent.** 2005 Dec; 14(4): 378-82.