UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

ÉRICA MIRANDA DE TORRES

Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco - análise fotoelástica.

The image is a composite. The top half shows a close-up of a dental implant, specifically a metal abutment or crown base, with a textured, metallic surface. The bottom half shows a photoelastic stress analysis image, which is a grid of colored squares (red, orange, yellow, green, blue) representing different stress levels. A rectangular box is drawn on the grid, highlighting a specific area of interest.

Ribeirão Preto
2005

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

ÉRICA MIRANDA DE TORRES

**Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões
transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas
em monobloco - análise fotoelástica.**

**Ribeirão Preto
2005**

ÉRICA MIRANDA DE TORRES

Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco - análise fotoelástica.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos

Ribeirão Preto

2005

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho,
por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa,
desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Torres, Érica Miranda de.

Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco - análise fotoelástica. Ribeirão Preto, 2005.

129p.: il.; 30cm

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo – Departamento de Materiais Dentários e Prótese – Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Mattos, Maria da Glória Chiarello de.

1. Próteses e implantes. 2. Implantes dentários. 3. Adaptação marginal. 4. Titânio. 5. Ligas dentárias.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Érica Miranda de Torres

Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco - análise fotoelástica.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em: ____ / ____ / 2005.

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Natalício e Abenice,

*pelo amor incondicional; pelo exemplo de dignidade, humildade e perseverança;
porque não mediram esforços para me permitir chegar até aqui; porque, com
você, aprendi que o conhecimento adquirido será a minha maior fortuna, pois
não importa o que aconteça, nada poderá tirá-lo de mim.*

Às minhas irmãs, Débora, Ana Júlia, Alenice e Hianne,

*pela amizade, carinho e companheirismo; pelo apoio as minhas decisões; porque
estiveram sempre torcendo e vibrando com as minhas conquistas. Que os nossos
sentimentos de união e fraternidade sejam eternos.*

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A DEUS.

Porque Ele é a minha fortaleza, fonte de inspiração e abrigo. O Seu amor me engrandece, ilumina o meu caminho e me guia. Porque Nele encontro sabedoria e com Ele no meu coração, tenho a certeza de que nada jamais me faltará.

Obrigada Senhor.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro.

O seu apoio e incentivo foram fundamentais nesta jornada. Além de grande mestre e pesquisador, a sua generosidade, simplicidade e o seu carisma fazem de você um ser humano maravilhoso. Muito obrigada por tudo.

À Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos.

Jamais esquecerei o jeito caloroso com o qual me acolheu. Obrigada pela oportunidade de estar aqui. A sua alegria, receptividade e compreensão tornaram esta jornada ainda mais agradável e tranquila.

Aos Profs. Drs. Cleudmar Amaral Araújo e Flávio Domingues das Neves.

Que possibilitaram à realização dos ensaios de fotoelasticidade no laboratório de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Aos colegas Gustavo Augusto Seabra Barbosa e Sérgio Rocha Bernardes, à engenheira Ana Paula Macedo e aos técnicos Luiz Sérgio Soares e José de Godoi Filho.

Obrigada pela contribuição indispensável à realização deste trabalho.

Às secretárias Ana Paula Xavier, Isabel Cristina Galino Sola, Regiane Cristina Moi Sacilotto e Regiane de Cássia Tirado Damasceno.

Obrigada por toda atenção e disponibilidade.

Aos amigos.

A presença de vocês na minha vida me traz energia para realizar os meus sonhos. Muitos estão agora fisicamente distantes e novos preencheram lugares no meu coração. Mas não importa que o tempo passe, que os caminhos diverjam; uma parte de vocês irá comigo aonde quer que eu vá, e parte de mim estará sempre com vocês.

Ao Alexandre e sua família.

Obrigada pela alegria, carinho e companhia. Conviver com vocês na etapa final de realização deste trabalho tornou a caminhada mais amena.

Aos Profs. Petrônio José de Lima Martelli, Adriana da Fonte Porto Carreiro e Anamaria Pessoa Pereira Leite.

O seu apoio motivou ainda mais a minha busca pelo curso de pós-graduação. Muito obrigada pelo incentivo e amizade.

À Faculdade de Odontologia de Caruaru.

Pelo incentivo para realização do curso de pós-graduação.

RESUMO

RESUMO

TORRES, E.M. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco - análise fotoelástica. 2005. 129f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

Um dos maiores obstáculos para o sucesso das reabilitações com próteses sobre implantes consiste na obtenção de boa adaptação marginal dos componentes protéticos. Não está claro na literatura quais níveis de desajuste são considerados clinicamente aceitáveis, mas sabe-se que a ausência de perfeito ajuste e assentamento passivo pode provocar tensões inadequadas na interface de osseointegração, possibilitando problemas mecânicos e biológicos. A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensões capaz de produzir resultados bastante confiáveis e fiéis aos parâmetros clínicos. Quando estruturas metálicas para próteses sobre múltiplos implantes são fundidas em monobloco, a obtenção de boa adaptação marginal parece ser ainda mais crítica. Contudo, não se verificam estudos que abordem a influência do tipo de metal ou liga empregado nessas fundições sobre os níveis de desadaptação protética. Assim, o presente estudo tem como objetivos verificar a adaptação marginal entre os pilares intermediários e estruturas fundidas em monobloco com diferentes materiais; avaliar, pelo método fotoelástico, as tensões impostas aos implantes quando a eles são fixadas as estruturas metálicas; e ainda pesquisar possíveis correlações entre os níveis de adaptação marginal e as tensões geradas na interface implante-material fotoelástico. Para tanto, utilizando cilindros calcináveis, foram enceradas 15 estruturas para próteses implanto-retidas sobre modelo simulando o posicionamento de cinco implantes na região intermentoniana. As estruturas foram divididas em grupos de cinco e fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro grau I, liga de cobalto-cromo ou liga de níquel-cromo-titânio. A adaptação marginal foi avaliada, em microscópio ótico, quanto à passividade, por meio do teste de único parafuso, com aperto alternado nos implantes distais A e E, e quanto aos níveis de desajuste vertical, com todos os parafusos apertados com um torque de 10Ncm. As tensões geradas na área correspondente à região de crista óssea marginal em torno dos implantes foram avaliadas por meio de análise fotoelástica quantitativa empregando o método de compensação de Tardy. Após análise estatística dos resultados ($p < 0.05$), verificou-se que, nos testes de passividade, o Ti cp apresentou resultados significativamente superiores de adaptação quando comparado as ligas de Co-Cr e Ni-Cr-Ti, as quais não apresentaram diferenças estatísticas entre si. O Ti cp foi semelhante à liga de Ni-Cr-Ti quanto aos níveis de desajuste vertical e tensões impostas aos implantes, com resultados superiores àqueles obtidos com a liga de Co-Cr. Foram aplicados testes de correlação entre as tensões fotoelásticas e os seguintes parâmetros: desajuste vertical, passividade média, adaptação marginal absoluta e percentual de redução de desajuste. Verificou-se correlação significativa apenas entre os valores de adaptação marginal absoluta e tensões geradas pelas estruturas de Ni-Cr-Ti.

Pode-se concluir que estruturas para próteses fixas sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco podem produzir níveis biologicamente aceitáveis de desajuste, sendo os melhores resultados obtidos com o Ti cp, seguido das ligas de Ni-Cr-Ti e Co-Cr, respectivamente. Dentre os metais avaliados, a liga de Co-Cr transmitiu maiores níveis de tensões aos implantes. De um modo geral, não foram verificadas correlações entre valores de adaptação marginal e tensões impostas aos implantes.

Palavras-chave: Próteses e implantes; Implantes dentários; Adaptação marginal; Titânio; Ligas dentárias.

ABSTRACT

ABSTRACT

TORRES, E.M. **A study of the correlation between marginal fit and tensions transmitted to implants by one-piece metal castings - a photoelastic analysis.** 2005. 129f. Dissertation (Masters - Oral Rehabilitation) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

Obtaining a good marginal fit of the prosthetic components is one of the main obstacles to the success of rehabilitation with implant-supported prostheses. It is not clear, in the literature, which misfit levels are considered clinically acceptable, but it is known that the absence of a perfect and passive fit may cause inadequate tensions on the osseointegration interface, which may bring about mechanical and biological problems. Photoelasticity is an experimental technique, used to analyze tensions, which is capable of producing results that are reliable to clinical parameters. When metal multiple-unit implant frames are cast in a single unit, it seems that obtaining a good marginal fit is even more critical. However, there are no studies in the literature about the influence that the type of metal or alloy used in these castings may have on the levels of prosthesis misfit. Thus, the present study has the aim to verify the marginal fit between the intermediate abutments and the one-piece structures cast with different materials; perform a photoelastic assessment of the tensions caused on implants when metal frames are fixed to them; and, research the possible correlations between the levels of marginal fit and the tensions generated on the interface implant-photoelastic material. To do this, 15 frames for implant-retained prostheses were waxed, using calcinable cylinders, simulating the positioning of five implants on the inter-mental region. The frames were divided into groups (n=5) and cast in a single piece with commercially pure titanium grade I, cobalt-chrome alloy, or nickel-chrome-titanium alloy. Marginal fit was assessed by optic microscopy, in terms of passivity, by a single screw test with alternate tightening on the distal implants A and E. As to the levels of vertical misfit, all screws were tightened to a torque of 10Ncm. Tensions generated in the area corresponding to the marginal bone crest region surrounding the implants were assessed by quantitative photoelastic analysis using the Tardy compensation method. After the statistical analysis of the results ($p < 0.05$), it was verified that, in the passivity tests, the Ti cp showed significantly superior fitting results when compared to the Co-Cr and Ni-Cr-Ti alloys, which showed no statistically significant differences between them. In terms of the levels of vertical misfit and tensions over the implants, Ti cp was similar to the Ni-Cr-Ti alloy, showing superior results when compared to the Co-Cr alloy. Correlation tests were performed between the photoelastic tensions and the following parameters: vertical misfit, mean passivity, absolute marginal fit, and percentage of misfit reduction. A significant correlation was observed only between the values of absolute marginal fit and the tensions generated by the Ni-Cr-Ti frames. It is concluded that one-piece cast multiple-unit implant frames may produce biologically acceptable misfit levels, and the best results are obtained with Ti cp, followed by the Ni-Cr-Ti and Co-Cr alloys, respectively. Among the assessed metals, the Co-Cr alloy transmitted higher

tension levels to the implants. In a general way, no correlations were observed between the values of marginal fit and tensions on implants.

Keywords: Prostheses and implants; Dental implants; Marginal adaptation; Titanium; Dental alloys.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

RESUMO	
ABSTRACT	
1. INTRODUÇÃO.....	19
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	25
2.1 Considerações sobre os metais empregados neste estudo.....	26
2.2 Adaptação marginal e complicações em próteses sobre implantes.....	31
2.3 Fotoelasticidade.....	49
3. PROPOSIÇÃO.....	55
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	57
4.1 Obtenção do modelo mestre.....	58
4.2 Moldagem e confecção do modelo de trabalho.....	59
4.3 Enceramento dos corpos de prova.....	61
4.4 Inclusão e fundição.....	64
4.5 Desinclusão e acabamento.....	66
4.6 Mensuração da adaptação marginal.....	67
4.7 Avaliação das tensões geradas nos implantes.....	69
4.7.1 Considerações técnicas sobre fotoelasticidade.....	69
4.7.2 Obtenção dos modelos fotoelásticos.....	75
4.7.3 Análise das tensões fotoelásticas.....	77
5. RESULTADOS.....	80
5.1 Adaptação Marginal.....	81
5.2 Análise de Tensões.....	88

5.3 Adaptação Marginal x Análise de Tensões.....	90
6. DISCUSSÃO.....	96
7. CONCLUSÕES.....	109
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	111
APÊNDICES.....	122

1. INTRODUÇÃO

Somente nas últimas décadas, os implantes intra-ósseos receberam credibilidade na ciência odontológica, graças aos estudos pioneiros de Brånemark que, ao tentar remover microcâmeras de titânio previamente instaladas em fíbulas de coelhos, verificou que as mesmas encontravam-se inseparavelmente incorporadas ao tecido ósseo adjacente. Essas observações levaram à realização de outros experimentos em animais, incluindo fixação de enxertos ósseos autógenos com parafusos de titânio e utilização de implantes em forma de raízes dentais. Em 1965, foi realizado o primeiro tratamento em humanos com a utilização de implantes de titânio para suportar próteses dentárias. O resultado dessas pesquisas derrubou definitivamente a idéia até então presente no meio científico, de que os implantes dentários deveriam ser ancorados por uma camada fibrosa interposta entre eles e o tecido ósseo adjacente, simulando o ligamento periodontal. Em maio de 1982, durante a Conferência de Toronto - Canadá, foi introduzido o conceito de osseointegração na Odontologia, como sendo a união de um corpo ao tecido ósseo vivo sem a presença de qualquer tecido mole intermediário, de modo que haja transmissão direta de cargas para o osso de ancoragem. Sem dúvida, estes foram os passos iniciais responsáveis pela importância e previsibilidade incontestável assumidas pela implantodontia moderna (BRÅNEMARK, 1983).

A partir de então, consideráveis avanços dos sistemas de implantes, traduzidos pelo surgimento de um grande leque de opções de tamanho, forma e materiais de infra-estrutura, tanto para os implantes em si quanto para os componentes protéticos, ampliaram extraordinariamente as possibilidades de emprego clínico da técnica, bem como aumentaram as chances de sucesso do

tratamento reabilitador, reduzindo em muito a ocorrência de complicações biomecânicas (TAYLOR e AGAR, 2002).

Contudo, alguns obstáculos persistem, como a dificuldade de obtenção de componentes protéticos que se adaptem de forma precisa e passiva sobre os implantes. Embora alguns estudos apontem para o fato de haver certa tolerância biológica dos implantes a determinados graus de desajuste (JEMT e BOOK, 1996; KAN et al., 1999), ainda não se sabe ao certo quais níveis de desajuste podem ser considerados clinicamente aceitáveis (KAN et al., 1999; SAHIN e CEHRELI, 2001; TAYLOR e AGAR, 2002; HECKER e ECKERT, 2003). Dentre as razões para exigüidade de trabalhos científicos que abordem essa questão encontram-se a dificuldade de metodologia adequada do ponto de vista operacional e ético e o longo tempo requerido para desenvolver estudos clínicos.

O fato é que muitas das falhas decorrentes do tratamento com implantes osseointegrados estão associadas a deficiências na adaptação marginal dos componentes protéticos aos implantes. Estas falhas podem ser de ordem mecânica, como afrouxamento dos parafusos protéticos e dos intermediários, fratura de diversos componentes do sistema; ou biológica, incluindo reações teciduais, dor, sensibilidade, reabsorção óssea e perda da osseointegração (GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999; KAN et al., 1999; ROMERO et al., 2000; GRATTON, AQUILINO e STANFORD, 2001).

Segundo Watanabe et al. (2000), os dentes podem ser movimentados até 100µm dentro do ligamento periodontal, mas os implantes têm mobilidade de no máximo 10µm, limitada pela elasticidade óssea.

A ausência de ligamento periodontal restringe micromovimentações dos implantes, tornando-os incapazes de se adequarem a uma distribuição inadequada de cargas mastigatórias, o que pode acabar gerando estresses na interface osso-implante (WEINBERG, 1993; APARÍCIO, 1994). Evidências científicas demonstram que existe relação positiva entre a desadaptação das estruturas protéticas e as cargas geradas sobre os implantes. Como estes se encontram rigidamente integrados ao tecido ósseo, estas tensões podem resultar em reabsorção óssea (WASKEWICZ, ORTROWSKI e PARKS, 1994; RIEDY, LANG e LANG, 1997; RENNER, 2000).

Os estudos científicos mostram que, no primeiro ano de uso, ocorre perda óssea marginal esperada em torno dos implantes variando de 0,4 a 1,6mm, com média de 0,9mm. Nos anos subseqüentes, essa reabsorção óssea gira em torno de 0,1mm por ano, podendo variar de 0 a 0,2mm. Esses valores são considerados, portanto, clinicamente aceitáveis (ZARB e SMITH, 1990; GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999; GOODACRE et al., 2003).

Para prevenir perdas ósseas superiores aos níveis considerados aceitáveis, as cargas mastigatórias devem ser bem planejadas, controladas e distribuídas, e isto irá depender diretamente do planejamento protético; adaptação marginal das próteses; número, distribuição e posição dos implantes no arco; desenho, configuração e rigidez da estrutura metálica; material restaurador empregado; oclusão; extensão da base da prótese; sistemas de encaixe utilizados (SKALAK, 1983; SONES, 1989; CARR, GERARD e LARSEN, 1996; KAN et al., 1999; SADOWSKY e CAPUTO, 2000).

Em próteses fixas sobre múltiplos implantes, uma estrutura rígida irá garantir adequada distribuição de forças evitando concentração de tensões

sobre um determinado implante, mas qualquer falha de adaptação pode resultar em estresses na própria estrutura, nos implantes ou no tecido ósseo (SKALAK, 1983). Quando essas estruturas são fundidas em monobloco, dificuldades ainda maiores são verificadas na obtenção de adaptação marginal precisa (MCCARTNEY e DOUD, 1993; KAN et al., 1999; GUICHET, YOSHINOBU e CAPUTO, 2002). Tal fato têm sido atribuído à grande contração das ligas em decorrência do processo de fundição, especialmente quando a estrutura é produzida em peça única, de modo que, em muitos casos, faz-se necessário o seccionamento e a posterior soldagem da peça, a fim de se obter passividade adequada (MCCARTNEY e DOUD, 1993).

Deve-se considerar, porém, que os vários passos laboratoriais envolvidos na fabricação das estruturas protéticas, incluindo desde a moldagem até o acabamento e polimento final, podem adicionar distorções à peça obtida (TAN, 1995; RIEDY, LANG e LANG, 1997; SAHIN e CEHRELI, 2001).

Clinicamente, diversas ligas e metais vêm sendo utilizados para confecção de estruturas metálicas para próteses sobre implantes. Verifica-se, contudo, exigüidade de trabalhos científicos que abordem a influência do tipo de metal ou liga empregado nas fundições sobre o grau de adaptação marginal dessas estruturas.

Inquestionavelmente, a fixação de estrutura metálica não-passiva aos pilares pode transmitir estresses mecânicos aos implantes, resultando em tensões na interface osso-implante, cuja resposta biológica ainda não é bem conhecida (WASKEWICZ, ORTROWSKI e PARKS, 1994).

Diferentes métodos vêm sendo empregados para avaliar essas tensões. Dentre estes, destaca-se a análise fotoelástica, cada vez mais utilizada, não só pela sua simplicidade e outras vantagens em relação a métodos analíticos puramente matemáticos (CAMPOS Jr. et al., 1986), mas também por sua eficácia já comprovada em estudos de correspondência histológica (BRODSKY, CAPUTO e FURSTMAN, 1970). Com base nestes estudos, presume-se que os resultados obtidos pelo método fotoelástico fornecem parâmetros laboratoriais confiáveis para aplicação clínica. Desta forma, a análise das tensões provocadas na interface implante-material fotoelástico por níveis de desajuste conhecidos, pode ser extrapolada para servir como parâmetro clínico sobre o quanto de desajuste gera tensões na interface osso-implante, e por consequência pode vir a comprometer o sucesso da osseointegração.

Assim, o presente estudo tem como objetivos verificar a adaptação marginal entre os pilares intermediários e estruturas fundidas em monobloco com diferentes materiais, considerando passividade e níveis de desajuste vertical; avaliar, pelo método fotoelástico, as tensões impostas aos implantes quando a eles são fixadas as estruturas metálicas; e ainda pesquisar possíveis correlações entre os níveis de adaptação marginal e as tensões geradas na interface implante-material fotoelástico.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Considerações sobre os metais empregados neste estudo

Segundo Kelly e Rose (1983), ligas metálicas não-preciosas são aquelas que não contém ouro, prata, platina ou paládio, podendo ser classificadas em 4 grupos básicos: níquel-cromo, cobalto-cromo, ferro-cromo e titânio-cobre. Pode-se dizer que os metais predominantes nessas ligas são o níquel e o cobalto, seguidos pelo cromo. Outros constituintes, denominados elementos menores, aparecem em pequenas quantidades, porém exercem influência sobre as propriedades físicas das ligas. Molibdênio e tungstênio, por exemplo, aumentam o coeficiente de expansão térmica da liga e melhoram a resistência à corrosão. De modo geral, a temperatura de fusão destas ligas não-preciosas é maior do que para as ligas de ouro, o que aumenta a contração de resfriamento. Por esta razão, muitas vezes necessita-se de revestimentos especiais para compensar o grau de contração. A condutividade térmica e o peso dessas ligas também são menores em relação ao ouro, dificultando o processo de fundição. A dureza elevada dificulta a obtenção de acabamento e polimento. Por outro lado, a grande resistência permite confecção de estruturas menos volumosas e manutenção de margens finas e delicadas, diferentemente das ligas de ouro. Quanto à biocompatibilidade, o níquel é considerado um metal crítico, pois apresenta potencial carcinogênico e risco de dermatite alérgica por contato. O cromo tem carcinogenicidade suspeita, molibdênio e tungstênio são elementos de baixa toxicidade, enquanto o titânio é essencialmente não tóxico.

Parr, Gardner e Toth (1985) relataram que o titânio é usado na Odontologia na sua forma pura ou sob a forma de ligas. O titânio comercialmente puro (Ti cp) normalmente apresenta traços de outros

elementos como carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro, que melhoram as suas propriedades mecânicas. As ligas de titânio podem ser consideradas em três diferentes fases: alfa (α), beta (β) e alfa-beta (α - β). Originam-se da mistura do Ti cp com metais como alumínio e vanádio. O alumínio atua como estabilizador da fase α , aumenta a resistência e diminui o peso da liga. O vanádio estabiliza a fase β . Na fabricação dos implantes dentais, a liga mais empregada é a de titânio-alumínio (6%)-vanádio (4%) (Ti6Al4V), do tipo α - β , que é leve, resistente à fadiga e à corrosão, e cujo módulo de elasticidade, depois do Ti cp, é o mais próximo ao tecido ósseo dentre os metais e ligas metálicas. Um fator que dificulta o uso do Ti cp e suas ligas na Odontologia é a dificuldade de fundição, cuja técnica chega a ser arriscada, pois, em contato com a atmosfera e a altas temperaturas, o metal oxida tão rapidamente que uma reação explosiva pode ocorrer. Essa camada de óxido é constituída por vários óxidos, dentre os quais o dióxido de titânio (TiO_2) é o mais estável e predominante, tornando a superfície passiva, ou seja, resistente à corrosão. Outra importante propriedade do Ti cp e das ligas de titânio é a excelente biocompatibilidade.

Hulterström e Nilsson (1991) realizaram um estudo clínico em 66 pacientes para verificar a viabilidade da utilização de ligas de cobalto-cromo como alternativa à liga de ouro originalmente empregada na confecção de estruturas metálicas para próteses fixas implanto-suportadas. As próteses tipo protocolo foram instaladas e avaliadas após 1 semana, 6 meses, 1, 2 e 3 anos, quanto à estabilidade, materiais, oclusão, articulação, higiene e reações teciduais. Adicionalmente, foram realizados exames radiográficos para verificação da condição óssea imediatamente à instalação das próteses e após 1 e 3 anos. Após o período de observação, não foram constatadas

complicações relativas ao cobalto-cromo, não havendo sinais de reações teciduais e descoloração das estruturas. Perda óssea superior a 1,5mm após 1 ano foi verificada em apenas 5,2% dos casos. De acordo com os autores, o cobalto-cromo oferece vantagens como baixo custo em relação ao ouro, biocompatibilidade e resistência à corrosão, pela formação de uma camada protetora de Cr_2O_3 . Apresenta ainda boa fusibilidade e alto peso específico. Contudo, sua dureza elevada dificulta procedimentos de ajuste, e está relacionada com o alto módulo de elasticidade (aproximadamente 228MN/m^2) e alta resistência à flexão (500 a 700MN/m^2). Ao final do estudo, pode-se concluir que as ligas de cobalto-cromo constituem alternativa viável para confecção de estruturas para próteses sobre implantes.

De acordo com Lautenschlager e Monaghan (1993), o titânio vem sendo empregado na indústria aeroespacial desde 1950, uma vez que é um metal bastante leve, porém altamente resistente, de modo que o Ti cp e as ligas de titânio apresentam uma das maiores resistências em razão do peso, ficando atrás apenas das fibras de vidro e outros polímeros altamente reforçados. Além disso, o titânio representa 0,63% da crosta terrestre, sendo milhões de vezes mais abundante do que o ouro, o que torna seu custo relativo baixo. A fase cristalina α produz boa performance a altas temperaturas, enquanto a fase β , cúbica de corpo centrado, permite aplicação em baixas temperaturas e ductilidade. Existe uma infinidade de ligas de titânio e formas de apresentação, contudo o uso comercial do titânio, bem como a pesquisa, resume-se basicamente ao Ti cp nos graus I, II, III e IV e à liga de Ti6Al4V. O titânio é pobre condutor de calor, permitindo realizar pontos de solda com precisão. Durante o corte, o calor gerado é lentamente dissipado, o que requer uso de

baixa velocidade, refrigeração abundante e instrumentos novos. O polimento difere dos outros metais, devendo-se preferir jateamento com TiO_2 de abrasividade bem fina. Assim como o aço inoxidável e cobalto-cromo, o titânio também forma uma camada superficial de óxidos quando em contato com a atmosfera, mas a do titânio parece ser especialmente inerte ao ataque eletroquímico. Essa camada de óxido, com predominância do TiO_2 , contribui para duas excelentes e atrativas propriedades do titânio e suas ligas, que são a resistência à corrosão e a biocompatibilidade. Para fundições em titânio, foram desenvolvidas máquinas de atmosfera inerte de argônio e revestimentos especiais, cuja expansão compensa a contração da liga, e que são capazes de receber o metal fundido com aproximadamente 1700°C sem reagir com sua superfície e sem sofrer queima significativa, permitindo fácil desinclusão.

Para Könönen, Rintanen e Waltimo (1995) o titânio vem sendo cada vez mais utilizado na fabricação de supra-estruturas em substituição às ligas de ouro, pois além de eliminar a ocorrência de possíveis reações galvânicas na interface implante/restauração, apresenta vantagens como excelentes biocompatibilidade e resistência, características estas que o tornaram o material de escolha para fabricação dos implantes.

Schmitt e Chance (1996) relataram que o titânio, apesar de requerer revestimentos e equipamentos especiais para a fundição, é um material barato, biocompatível e capaz de produzir restaurações protéticas precisas. Destacam ainda que as porcelanas podem ser facilmente aplicadas sobre o titânio, garantindo resistência de união e estética. Além disso, os problemas associados com as rugosidades internas da peça fundida e com o ajuste

marginal podem ser perfeitamente corrigidos por meio de técnicas como a da eletroerosão.

Segundo Wang e Fenton (1996), o significativo aumento do preço do ouro na década de 70 e o avanço das porcelanas odontológicas desde os anos 60 fizeram surgir ligas alternativas à base de metais como paládio, níquel e berílio. Com o tempo, vieram os relatos das possíveis reações alérgicas e do potencial carcinogênico de algumas dessas ligas, devido principalmente ao níquel e berílio. Esses fatos, associados ao baixo custo e à excelente biocompatibilidade do titânio, fizeram o seu uso evoluir nas áreas médica e odontológica. Em relação às ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo, o titânio tem densidade consideravelmente menor e conseqüente baixo peso, o que somado a alta resistência, alta ductilidade e baixa condutividade térmica permite modificações e adaptações no desenho de próteses parciais fixas e removíveis, resultando em uso funcional e mais confortável. Apesar de ser versátil e economicamente viável, o titânio requer tecnologias avançadas para fundição, soldagem e aplicação de cobertura estética. Existem três tipos de sistema para fundição em titânio: sob vácuo-pressão com câmaras de fundição e indução separadas, sistema vácuo-pressão de câmara única e sistema vácuo-centrifugação. Ainda assim, relatos indicam problemas de porosidades com as estruturas produzidas em titânio e suas ligas, sendo necessários mais estudos que comprovem as equivalências e superioridades deste metal em relação aos demais.

Ortorp, Linden e Jemt (1999) realizaram o acompanhamento clínico de pacientes que receberam próteses implanto-suportadas com estruturas confeccionadas em titânio, durante o período de cinco anos, objetivando

comparar os resultados observados com estruturas confeccionadas em liga de ouro. O sucesso obtido com as estruturas de titânio foi de 95,9%, e com as de liga de ouro foi de 100%. Os problemas mais comuns decorrentes das estruturas de titânio foram: fratura da base de resina e dos dentes artificiais, inflamação gengival e fratura do metal. Os autores concluíram que as estruturas de titânio são alternativa viável às estruturas convencionais em liga de ouro.

Rodrigues (2005) avaliou, comparativamente, a influência de dois processos de fundição (arco voltaico sob vácuo e pressão de argônio com injeção por vácuo-pressão; indução eletromagnética sob vácuo e atmosfera de argônio com injeção por centrifugação) sobre microestrutura, microdureza, porosidade e força de retenção de grampos de prótese parcial removível fundidos em Co-Cr e Ti cp. De acordo com os resultados obtidos, concluiu-se que ambos os métodos de fundição permitem a confecção de estruturas metálicas satisfatórias em Ti cp. Contudo, as estruturas produzidas em Ti cp apresentaram porosidades, as quais foram mais numerosas para o método de vácuo-pressão, enquanto que para o Co-Cr, não foi verificada a ocorrência de porosidades. Assim, o estudo salienta que, apesar das vantagens apresentadas pelo titânio e suas ligas, o processo de fundição desses metais é crítico, limitando a sua utilização.

2.2 Adaptação marginal e complicações em próteses sobre implantes

A obtenção de um perfeito ajuste entre os componentes protéticos e os implantes tem sido alvo de diversos estudos científicos. Segundo Skalak (1983), a maneira como os estresses mecânicos são transmitidos para o tecido

ósseo é crítica para o sucesso da reabilitação. Em próteses fixas sobre múltiplos implantes, a transmissão de cargas irá depender do número, disposição e rigidez dos implantes, bem como da rigidez da estrutura metálica. Uma estrutura rígida garante a distribuição das tensões evitando concentração de cargas sobre um determinado implante, mas qualquer falha de adaptação dessa estrutura aos implantes resultará em estresses na própria estrutura, nos implantes ou no tecido ósseo. Como o titânio é mais rígido do que o osso, é esperado que as falhas por tensões inadequadas atinjam primariamente a interface de osseointegração. Nos casos de próteses com *cantilever*, as tensões tendem a si maximizar sobre os implantes mais distais.

A preocupação com a adaptação marginal das próteses aos elementos de suporte vem sendo relatada na literatura antes dos estudos com próteses sobre implantes. Schiffleger et al. (1985) avaliaram a precisão de ajuste de próteses parciais fixas fundidas em peça-única de diferentes comprimentos: 3, 4 e 5 elementos. Algumas vantagens das fundições em monobloco seriam a possibilidade de avaliação imediata do ajuste, máxima resistência dos conectores e minimização do tempo pela ausência dos procedimentos de soldagem. As peças foram mensuradas quanto às discrepâncias marginais verticais e ao diâmetro méso-distal e vestibulo-lingual de cada elemento. Maiores desajustes foram observados nas peças de 5 elementos. Após seccionamento e soldagem do retentor distal, ocorreu redução das discrepâncias verticais em 50 a 70%. Quanto aos diâmetros, verificou-se que, após fundição, há diminuição no sentido méso-distal e aumento no sentido vestibulo-lingual, indicando a direção de contração da liga.

Diante da grande variedade possível de desajustes e devido à ausência de padronização de termos empregados para descrevê-los, Holmes et al. (1989) sugeriram uma terminologia na tentativa de elucidar cada tipo de desadaptação. Definiram como *gap* interno o espaço existente entre a superfície interna da prótese e a parede axial do preparo, e como *gap* marginal o mesmo espaço quando mensurado na margem do preparo. O espaço marginal mensurado paralelamente à trajetória de remoção da peça foi chamado de discrepância marginal vertical, enquanto o mesmo espaço considerado perpendicularmente a esta trajetória foi denominado de discrepância marginal horizontal. Outros termos empregados pelos autores foram sobreextensão marginal, para distância do *gap* marginal à margem da peça, subextensão marginal, para a distância do *gap* marginal ao ângulo cavo-superficial do preparo e discrepância marginal absoluta, para a hipotenusa do triângulo reto formado por ela com o *gap* marginal e a sobre ou subextensão.

Sones (1989) descreveu possíveis complicações com implantes osseointegrados incluindo posicionamento inadequado ao tratamento protético, fraturas nos parafusos dos pilares e da estrutura metálica, além de complicações estéticas, fonéticas e gengivais. A posição dos implantes influencia o desenho da estrutura metálica, a distribuição mecânica das forças e pode ainda dificultar a higiene oral e o resultado estético. Adaptação passiva e oclusão equilibrada são fatores fundamentais para prevenção de fraturas no sistema, contudo a fratura da estrutura pode estar associada a pouca espessura de metal ou pobre união de soldagem.

Jemt (1991) realizou um importante estudo clínico longitudinal, no qual avaliou 391 maxilas e mandíbulas totalmente edêntulas reabilitadas por meio

de próteses fixas sobre múltiplos implantes. Ao final de um ano de acompanhamento, o índice de sucesso registrado foi de 99,5% para as próteses e 98,1% para os implantes. O maior número de falhas foi verificado na maxila, sendo mais comuns problemas fonéticos e fraturas da base de resina. Para a mandíbula, a complicação mais relatada foi mordedura de lábios e bochechas.

Segundo McCartney e Doud (1993) uma das principais causas de desadaptação de prótese sobre implantes é a grande contração das ligas decorrente do processo de fundição, especialmente quando a estrutura é produzida em peça única, de modo que, em muitos casos, faz-se necessário o seccionamento e a posterior soldagem da peça, a fim de se obter passividade adequada.

Como relatado por Aparício (1994), a passividade entre a estrutura metálica e os implantes é vital para a manutenção da osseointegração, pois a ausência de ligamento periodontal impossibilita micromovimentações dos implantes, tornando-os incapazes de se adequarem aos desajustes protéticos, que acabam gerando estresses na interface osso-implante pela distribuição inadequada das cargas mastigatórias. A adaptação passiva é caracterizada pela existência de contato circunferencial simultâneo de toda superfície de assentamento da prótese com os pilares de suporte, e, clinicamente, pode ser avaliada com base em três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante a instalação da estrutura sobre os implantes; aperto final de todos os parafusos protéticos realizando não mais do que 1/3 de volta; controle visual com auxílio de lupa para as margens supragengivais; controle radiográfico do

ajuste da estrutura a cada um dos pilares com apenas um dos parafusos distais apertados.

Também segundo Aparício (1995), é importante que mesmo as próteses provisórias apresentem adaptação passiva aos implantes, pois, no período inicial de carregamento protético, o osso de suporte encontra-se imaturo e incapaz de suportar cargas excessivas, de modo que desajustes podem vir a comprometer a osseointegração. Assim, as próteses provisórias assumem a função de esplintagem e carregamento progressivo dos implantes, evitando concentração e descontrole das cargas geradas.

Jemt (1995) analisou a adaptação de trinta próteses implanto-retidas sobre o modelo mestre, sendo dez peças fundidas em ouro e vinte em titânio com dois diferentes tipos de desenho. Os resultados foram obtidos por análise com técnica fotogramétrica tridimensional. O autor concluiu que não há diferenças estatísticas significativas entre a adaptação marginal das peças obtidas, de modo que o titânio pode ser considerado como uma alternativa ao ouro.

Para Tan (1995), a obtenção de um ajuste totalmente passivo de próteses sobre implantes é provavelmente impossível, uma vez que os diversos estágios dos procedimentos laboratoriais de fabricação, incluindo moldagem, obtenção do modelo mestre, enceramento, revestimento, fundição, adição de cobertura estética e acabamento, podem adicionar distorções ao produto final. Assim, o desafio dos procedimentos alternativos aos métodos convencionais, como solda a laser e sistema CAD-CAM, é determinar um nível mínimo de distorção e estresses que seja clinicamente aceitável, conferindo longevidade à prótese.

De acordo com Carr, Gerard e Larsen (1996), a adaptação passiva da supra-estrutura metálica aos implantes é um requisito básico para obtenção de próteses implanto-suportadas satisfatórias. Além de um perfeito ajuste marginal, as tensões impostas aos implantes também dependem do número de implantes que suportam a prótese e de adequado ajuste oclusal. Os autores avaliaram *in vivo* a resposta óssea em torno de implantes que receberam supra-estruturas metálicas com diferentes níveis de ajuste, não carregadas oclusalmente. Para tanto, seis fêmeas de macacos receberam dois implantes bilateralmente na região posterior da mandíbula, sendo que de um lado foi instalada estrutura protética com desajuste marginal de 38 μ m e do outro, com desajuste de 345 μ m. Os resultados foram obtidos por meio de manipulação digital, radiografias e análise histomorfométrica, tendo sido os animais sacrificados nos períodos de 24, 48 horas, 1, 2, 3 e 4 semanas. Não houve diferenças estatísticas para nenhuma das condições avaliadas. Considerando que o estudo não simulou exatamente as condições clínicas, pela ausência de cargas oclusais, os autores afirmaram que não se pode concluir que estes níveis de desajuste não alteram a interface de osseointegração.

Cheshire e Hobkirk (1996) consideraram que há perfeito ajuste quando todas as superfícies equivalentes entre os implantes e a prótese estão em íntimo contato e alinhadas sem aplicação de forças. Os autores avaliaram *in vivo* as discrepâncias verticais e horizontais de cinco estruturas mandibulares sobre os pilares de suporte. Os desajustes foram registrados com material de moldagem polivinilsiloxano e secções das impressões obtidas foram avaliadas com microscopia de varredura. As mensurações foram efetuadas com torque padronizado em 10Ncm e aperto manual máximo dos parafusos. Os desajustes

verticais foram em média de 14 μ m e 21 μ m e os horizontais de 46 μ m e 31 μ m, para aperto manual e torque, respectivamente. Os autores concluíram que existem discrepâncias consideráveis em estruturas consideradas clinicamente aceitáveis e que o aperto manual máximo dos parafusos pode reduzir desajustes no sentido vertical.

Jemt (1996) avaliaram por meio de técnica fotogramétrica tri-dimensional a precisão de ajuste de próteses implanto-suportadas sobre o modelo mestre e *in vivo*, diretamente sobre os implantes. Foram avaliadas 7 próteses maxilares e 10 mandibulares, cada uma envolvendo de 5 a 7 implantes. As médias de desajuste foram de 37 μ m e 75 μ m sobre os modelos mestres e de 90 μ m e 111 μ m intraoralmente, para a mandíbula e maxila, respectivamente. Os resultados mostraram que freqüentemente próteses com níveis consideráveis de desajustes são clinicamente consideradas aceitáveis e acabam sendo instaladas no paciente.

Jemt e Book (1996) analisaram, *in vivo*, a correlação entre o grau de desajuste de próteses sobre implantes e as alterações do nível do osso marginal de implantes colocados em maxilas edêntulas. Foram avaliados dois grupos com sete pacientes cada um, sendo um deles acompanhado por um período de um ano, e o outro por cinco anos, após o segundo estágio cirúrgico. O desajuste das próteses foi mensurado pela técnica fotogramétrica tridimensional, e o nível de osso marginal foi acompanhado por radiografias intra-orais padronizadas. Para os grupos de um e cinco anos, a média de desajuste foi de 111 μ m e 91 μ m, e a média de perda óssea marginal foi de 0,5 e 0,2mm, respectivamente, resultados considerados clinicamente aceitáveis. Os autores não observaram correlação estatística entre o desajuste da prótese

e alterações no nível do osso marginal. Após vários anos em função, os implantes encontravam-se estáveis e imóveis, indicando que pode existir certa tolerância biológica ao desajuste das próteses.

Para Jemt et al. (1996), embora seja sugerido que desajustes na interface prótese-implante exercem influência sobre transmissão de esforços, resposta biológica dos tecidos envolvidos e complicações protéticas, ainda não há uma definição formal sobre o nível de desajuste que pode ser considerado aceitável e nem há métodos consistentes para verificação clínica desses desajustes. Os autores avaliaram a eficácia de quatro diferentes métodos na detecção de desajustes: Mylab; Sistema da Universidade de Washington; técnica fotogramétrica; Sistema da Universidade de Michigan. Concluíram que todos eles são capazes de detectar desajustes relevantes do ponto de vista clínico, de forma reproduzível e confiável. Contudo, apenas a técnica fotogramétrica pode ser empregada para avaliações intra-orais.

Segundo Jansen, Conrads e Ritcher (1997) a colonização bacteriana na interface pilar-implante pode causar reações inflamatórias dos tecidos moles perimplantares. Os autores avaliaram, através de microscopia eletrônica de varredura, o nível de infiltração microbiana em 13 diferentes combinações de pilares e implantes. Verificaram que todos os sistemas avaliados apresentam *gaps* marginais menores que 10µm, com média de 5µm, o que poderia ser considerado insignificante. Porém, em todos os casos, verificou-se infiltração e colonização bacteriana nas regiões internas dos implantes.

Diante da limitação dos métodos propostos para mensuração clínica da precisão de ajuste de componentes protéticos aos implantes ou pilares intermediários, May et al. (1997) utilizaram o instrumento Periotest para

verificação de desajustes nas interfaces pilar-implante e cilindro de ouro-pilar. Os testes foram realizados nas condições de ajuste preciso e desajustes de 25,4µm, 50,8µm e 101,6µm. Os autores concluíram que os desajustes na interface pilar-implante não afetam a estabilidade do sistema, mas os desajustes entre os cilindros de ouro e os pilares produzem significativa instabilidade, a qual aumenta com o nível de desajuste. Concluíram, ainda, que o Periotest pode ser empregado para verificação clínica de desajustes nas interfaces dos sistemas de implantes.

De acordo com Riedy, Lang e Lang (1997), o grau de adaptação dos pilares influencia a transferência de estresses aos implantes, o comportamento biomecânico do sistema, a ocorrência de complicações e a resposta tecidual da interface osso-implante. O ajuste marginal depende da precisão dos próprios componentes industrializados e das várias fases clínicas e laboratoriais envolvidas no tratamento reabilitador. Os autores avaliaram comparativamente, através de laservideografia, a precisão de ajuste de supra-estruturas fundidas em monobloco aos pilares, bem como de estruturas seccionadas fabricadas pelo sistema Procera e soldadas a laser, utilizando titânio grau II. Foram confeccionadas cinco estruturas de cada tipo sobre cinco implantes de 3,75 x 10mm posicionados na região sinfisária de um modelo de mandíbula. Os resultados demonstraram melhores níveis de ajuste com as estruturas Procera soldadas a laser.

Para Byrne et al. (1998), boa adaptação dos pilares aos implantes é importante para assegurar a efetividade dos componentes protéticos, enquanto adequado assentamento dos parafusos aos pilares garante o efeito de fricção entre eles, evitando afrouxamento ou perda destes parafusos. Os autores

avaliaram comparativamente três tipos de pilares: pré-fabricados, fundidos a partir de padrões plásticos e pré-fabricados modificados em laboratório, considerando à adaptação destes aos implantes e também à adaptação dos parafusos à base de assentamento destes pilares. Para os dois parâmetros analisados, melhores resultados foram obtidos com os pilares pré-fabricados. Os autores sugeriram que os desajustes verificados nos pilares fundidos estavam provavelmente associados a limitações e dificuldades na técnica de fundição, baixa tolerância aos ciclos de queima da porcelana, que foram simulados no estudo, e alterações impostas pelos procedimentos de acabamento.

Segundo Carotenuto et al. (1999), o passo inicial para confecção adequada de próteses fixas sobre implantes retidas a parafuso é a escolha de componentes protéticos fabricados de maneira acurada e com precisão de ajuste. A eficiência desses sistemas mecânicos depende de vários fatores, como propriedades físicas, mecânicas e forma dos componentes, geometria da conexão dos pilares, adaptação dos parafusos às superfícies de assentamento nos pilares, e torque aplicado. Além disso, fatores inerentes à confecção das estruturas protéticas, como escolha dos materiais e técnicas de processamento empregadas são importantes para obtenção de precisão final aceitável e boa performance da restauração.

Goodacre, Kan e Rungcharassaeng (1999), através de extensa revisão de literatura envolvendo estudos clínicos de 1981 a 1997, descreveram tipos e frequência de complicações clínicas relacionadas ao tratamento com implantes osseointegrados. Avaliaram a relação da perda de implantes com o tipo de prótese empregado, o tipo de arco, o comprimento dos implantes e a qualidade

óssea. Maiores perdas de implantes estão relatadas para *overdentures*, no arco maxilar, com implantes curtos e osso de baixa qualidade. Quanto à fase de tratamento, pré ou pós-protética, a perda de implantes varia conforme o tipo de prótese empregada. Complicações cirúrgicas incluem distúrbios neurosensitivos, hematomas, fratura mandibular, hemorragia e desvitalização de dentes adjacentes. As possíveis complicações perimplantares são perda óssea marginal, alterações dos tecidos moles, como recessões, fístulas e inflamação gengival. Complicações mecânicas incluem afrouxamento ou fratura dos parafusos, fraturas dos implantes, da supra-estrutura metálica, da base de resina ou do material estético de cobertura da prótese, fratura da prótese oposta, problemas de retenção com *overdentures*. Além destas, também encontram-se relatos de complicações estéticas e fonéticas. As falhas ocorridas após a instalação da prótese em geral estão associadas a pobre higiene oral, cargas excessivas e desajustes da estrutura metálica.

Kan et al. (1999) relataram que a ausência de ajuste preciso entre os componentes protéticos e os implantes pode causar problemas mecânicos e biológicos. Dentre os problemas mecânicos, encontram-se afrouxamento dos parafusos protéticos e dos pilares ou fratura de diversos componentes do sistema. As complicações biológicas incluem reações teciduais adversas, dor, sensibilidade, perda óssea marginal e perda da osseointegração. Parece haver tolerância biológica a determinado grau de desajuste, no qual não ocorrem problemas biomecânicos. Contudo, níveis de desajuste considerados clinicamente aceitáveis ainda não foram comprovados cientificamente. Dentre os principais fatores responsáveis pelo desajuste da prótese aos implantes encontram-se: alinhamento dos implantes, técnicas e materiais de moldagem,

processo de fabricação, desenho e configuração da estrutura metálica e experiência do clínico e do técnico. Quanto maior o número de implantes, o comprimento e a rigidez da estrutura protética, mais difícil se torna a obtenção de ajuste preciso. Vários métodos são citados na literatura para avaliar o grau de ajuste, porém nenhum individualmente fornece resultados objetivos, de modo que os autores sugerem a combinação de técnicas. Para estruturas longas, o teste com aperto de único parafuso é especialmente efetivo, pois as possíveis discrepâncias sobre o implante mais distal tendem a ser magnificadas. Esse teste pode ser combinado com visão direta e uso de explorador, além de radiografias para visualização das margens subgengivais.

O'Mahony, MacNeill e Cobb (2000) avaliaram 45 implantes que foram perdidos após 2 a 7 anos de função, todos provenientes de pacientes livres de fatores gerais considerados de risco como diabetes, fumo, etc. Segundo os autores, nesse estágio, o acúmulo de placa pode ser um fator crítico por induzir respostas teciduais inflamatórias, que podem culminar com reabsorção da crista óssea e perda do implante. Por isso, verificaram a influência de vários fatores sobre a quantidade de acúmulo da placa, considerando as interfaces pilar-implante e pilar protético-intermediário; junção colar liso-superfície do implante; rugosidade superficial do pilar e do implante; adaptação dos componentes; perfil de emergência; diâmetro das coroas. O estudo sugere que *microgaps* nas interfaces dos componentes facilitam o acúmulo de placa e que cargas oclusais extra-axiais podem maximizar essas fendas, aumentando a área disponível para colonização bacteriana. Por isso, uma vantagem dos implantes de um estágio é a ausência da interface pilar-implante junto à crista óssea. Os *microgaps* entre pilar protético-intermediário são maiores nos

componentes fundidos do que nos pré-fabricados, bem como nas estruturas cimentados do que nas parafusadas. Os autores concluíram que a perda da crista óssea afeta a longevidade dos implantes, mas que ainda não está claro se essa perda resulta do acúmulo de placa ou de tensões excessivas.

Watanabe et al. (2000), utilizando aferidores de tensão, avaliaram as tensões geradas sobre três implantes posicionados de forma linear em um bloco de poliuretano quando a eles foram aparafusadas estruturas metálicas confeccionadas por quatro diferentes métodos: fundição em monobloco, seccionamento e soldagem, soldagem, ajuste passivo (método Altatex). Avaliaram também a influência da sequência de aperto dos parafusos sobre as tensões geradas nos implantes. Maiores níveis de tensões foram gerados pela fundição em monobloco, seguida dos métodos de seccionamento e soldagem, soldagem, e ajuste passivo. Quanto à ordem de aperto dos parafusos de fixação, não há alteração significativa das tensões impostas aos implantes, contudo o aperto inicial do parafuso mediano parece distribuir melhor as tensões entre os implantes distais. Mesmo níveis visualmente imperceptíveis de desajuste geram tensões nos implantes e por isso, próteses com desajustes clinicamente detectáveis ou com movimento de báscula não devem ser instaladas. Achados como necessidade freqüente e constante de reaperto dos parafusos sugerem ausência de boa adaptação aos implantes, mesmo que a prótese esteja aparentemente bem ajustada. Os autores salientam que os dentes podem se mover até 100 μ m dentro do ligamento periodontal, mas os implantes têm mobilidade de até 10 μ m, limitados pela elasticidade óssea, de modo que desajustes mínimos podem provocar altos níveis de tensões.

De acordo com Gratton, Aquilino e Stanford (2001), micromovimentações na interface pilar-implante ocorrem mesmo entre componentes aparentemente estáveis e podem provocar alterações nos tecidos moles perimplantares como inflamações, hiperplasias e fístulas. Torque inadequado, desadaptações e cargas excessivas são alguns dos fatores responsáveis por esses micromovimentos. Os autores avaliaram restaurações unitárias submetidas a diferentes torques (16, 32, 48Ncm) e condições de cargas cíclicas compressivas (20N e 130N). Concluíram que valores de torque inferiores ao recomendado pelo fabricante resultam em maiores micromovimentações na interface pilar-implante.

Segundo Sahin e Cehreli (2001), os procedimentos clínicos e laboratoriais envolvidos na fabricação de supra-estruturas para próteses implanto-suportadas produzem um ajuste passivo inadequado. Embora algumas complicações protéticas sejam atribuídas à ausência de ajuste preciso, o real efeito do desajuste sobre o sucesso dos implantes ainda é questionável.

Carvalho et al. (2002) avaliaram comparativamente a adaptação marginal de pilares protéticos à plataforma de implante unitário, utilizando cinco pilares Gold UCLA como controle, cinco UCLA calcináveis fundidos em liga de níquel-cromo-titânio (Tilite) e cinco UCLA calcináveis fundidos em titânio comercialmente puro (Rematitan), materiais estes que vêm sendo utilizados na tentativa de adequar o custo do tratamento protético. As leituras foram realizadas por meio de microscópio comparador Olympus (30x), após aplicação de torques de 10Ncm e 20Ncm. De acordo com os resultados, a adaptação dos pilares Gold UCLA foi superior aos calcináveis fundidos, dentre os quais, os

fundidos com Tilita apresentaram melhor ajuste ao implante em relação aos fundidos com Rematitan.

Considerando que autores vêm sugerindo a restauração de múltiplos implantes individualmente, haja vista a dificuldade de ajuste passivo de estruturas em monobloco, Guichet, Yoshinobu e Caputo (2002) avaliaram a passividade de estruturas esplintadas (próteses fixas) de três elementos e coroas isoladas com diferentes níveis de contatos interproximais, e analisaram ainda as características das tensões transferidas aos implantes quando estes diferentes tipos de estruturas protéticas foram fixados a eles em modelo fotoelástico, tanto na ausência de carga oclusal, quanto sob aplicação de carga de 6,8Kg. Os resultados demonstraram que contatos interproximais fortes aumentam os estresses tensionais entre os implantes, podendo levar a uma situação de não passividade. Além disso, quando as coroas são individuais, as cargas tendem a se concentrar em torno de um implante específico, enquanto que nas restaurações esplintadas, as cargas são distribuídas mais uniformemente entre os implantes.

Para Taylor e Agar (2002), são inegáveis os avanços dos sistemas de implantes na ciência odontológica. O surgimento de diversas formas de pilares, implantes e outros componentes não só ampliaram as aplicabilidades clínicas da técnica, como também reduziram a incidência de complicações biomecânicas e aprimoraram os conceitos de estética e oclusão. Entretanto, com o objetivo de garantir a estabilidade dos implantes osseointegrados em longo prazo, a ciência tem voltado sua atenção para a melhoria da precisão e passividade dos componentes protéticos, uma vez que ainda não se sabe ao certo até que ponto o desajuste, que gera tensões aos implantes, pode afetar o

sucesso do tratamento. É preciso esclarecer quais níveis de desajuste podem ser considerados aceitáveis e como mensurá-los clinicamente.

Costa et al. (2003) avaliaram a adaptação marginal de supra-estruturas implanto-suportadas fundidas em monobloco com ligas de Ni-Cr-Ti (Tilite) e paládio-prata (Pd-Ag - Pors-on). Para tanto, foi confeccionada uma réplica de mandíbula em acrílico, contendo quatro implantes na região anterior. A partir de um molde de silicone deste modelo mestre, obteve-se um modelo de trabalho em gesso, sobre o qual 16 estruturas foram enceradas, utilizando cilindros plásticos UCLA. As estruturas foram divididas em dois grupos e fundidas com uma das ligas citadas. Os níveis de desajuste foram mensurados nas faces vestibular e lingual, por meio de microscópio óptico, estando apenas o parafuso de um implante distal apertado com o torque de 20Ncm. Melhores níveis de ajuste foram obtidos com as estruturas de Tilite, indicando a superioridade desta liga para obtenção de estruturas em monobloco quando comparada a Pors-on. Os autores salientaram que o baixo custo relativo da liga de Ni-Cr-Ti constitui mais uma vantagem, contudo alertaram para a necessidade de anamnese cuidadosa com a finalidade de pesquisar possível reação alérgica ao níquel.

De acordo com Ford (2003), pesquisas têm demonstrado que os procedimentos laboratoriais de seccionamento e soldagem empregados para corrigir desajustes de barras fundidas para overdentures produzem uniões fracas e incapazes de manter a passividade do ajuste.

Goodacre et al. (2003), através de extensa revisão da literatura, descreveram as principais complicações com implantes e próteses sobre implantes, enquadrando-as em categorias: complicações cirúrgicas, perda do

implante, perda óssea, complicações dos tecidos perimplantares, complicações mecânicas, estéticas e fonéticas. Muitas complicações mecânicas estão relatadas na literatura, conforme citadas a seguir em ordem decrescente de incidência: perda da retenção/adaptação de *overdenture*; fratura da cobertura de resina de prótese parcial fixa; necessidade de reembasamento de *overdenture*; fratura da cobertura de porcelana de prótese parcial fixa, fratura de *overdenture*; fratura da prótese antagonista; fratura da base de resina acrílica; afrouxamento do parafuso protético; afrouxamento do parafuso do pilar; fratura do parafuso protético; fratura da estrutura metálica; fratura do parafuso do pilar; fratura do implante.

Goossens e Herbst (2003) avaliaram o grau de ajuste de supra-estruturas cimentadas sobre pilares de titânio e fundidas sobre cilindros de ouro, através de microscópio de reflexão. As mensurações foram feitas em seis pontos em torno do implante, quando apenas um parafuso foi apertado com 36Ncm de torque em diferentes localizações e quando todos os parafusos foram apertados a 10Ncm. No teste com um parafuso, grandes discrepâncias foram observadas em alguns locais, indicando que este tipo de teste pode ser impreciso para determinar grau de desajuste. Quando todos os parafusos foram apertados com 10Ncm, a média das fendas foi de 11,9µm para o titânio e 17,8µm para os cilindros de ouro. Os resultados indicam que estruturas cimentadas sobre pilares de titânio apresentam melhor grau de ajuste quando comparadas a estruturas fundidas sobre cilindros de ouro.

De acordo com Hecker e Eckert (2003), até o presente momento não foram estabelecidos níveis de desajustes clinicamente toleráveis, abaixo dos quais os problemas são mínimos e acima dos quais podem ocorrer falhas

catastróficas. Os autores realizaram um estudo para determinar se o ajuste de próteses implanto-suportadas é alterado com a aplicação de cargas cíclicas, bem como para quantificar as alterações do ajuste entre cilindros de ouro e pilares intermediários ao longo do tempo. As mensurações foram realizadas antes da aplicação de cargas, após 50 ciclos com carga de 200N e após 200 ciclos com a mesma carga, a qual foi aplicada sobre a porção anterior de cinco estruturas, sobre a porção *cantilever*, unilateralmente, em outras cinco peças, e em mais cinco estruturas sobre a porção *cantilever*, bilateralmente. Os resultados demonstraram que cargas aplicadas na região anterior alteram o desajuste por decréscimo da fenda. Para as cargas aplicadas na região de *cantilever* uni e bilateralmente, não houve diferenças nos desajustes mensurados.

Sartori et al. (2004) avaliaram comparativamente a adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em liga de ouro e Ti cp. Os desajustes entre os componentes protéticos e os pilares de suporte foram mensurados em microscópio ótico, antes e após as peças serem submetidas ao processo de eletroerosão. De acordo com os resultados, antes da passivação das estruturas, as peças fundidas em liga de ouro apresentaram níveis de adaptação significativamente superiores às estruturas de Ti cp. Após eletroerosão, houve diminuição considerável dos desajustes protéticos de todas as estruturas, sendo que a liga de ouro manteve melhores resultados em relação ao Ti cp. Os autores concluíram que estruturas fundidas em Ti cp apresentam níveis de adaptação marginal inferiores àqueles obtidos com liga de ouro, contudo esses desajustes podem ser minimizados pelo processo de eletroerosão.

2.3 Fotoelasticidade

Vários métodos têm sido utilizados nos estudos científicos para verificação de tensões geradas na interface osso-implante, dentre os quais, a análise fotoelástica tem sido bastante difundida.

Mahler e Peyton (1955), descreveram a técnica fotoelástica de forma simplificada, empregando polariscópio com fonte de luz monocromática. Raios de luz emitidos pela fonte incidem no polarizador em várias direções, porém, apenas os componentes de onda paralelos ao seu eixo de polarização são transmitidos. Estas ondas polarizadas, ou plano de luz, incidem no modelo fotoelástico submetido a estresses e posicionado no polariscópio. Pelo fenômeno da dupla refração, o material fotoelástico transmite apenas os componentes de onda que incidem paralelamente aos planos de estresses principais. As ondas transmitidas incidem agora no analisador, que polariza os componentes de onda de forma idêntica ao polarizador, sendo que seu eixo de polarização encontra-se rotacionado em 90° em relação ao eixo do polarizador. Todo este fenômeno pode ser visualizado no modelo fotoelástico pela formação de bandas ou franjas claras e escuras, as quais são diretamente proporcionais às diferenças de estresses principais existentes no modelo em análise. Esses estresses são similares àqueles existentes na estrutura real, desde que não se exceda o limite de elasticidade do material fotoelástico e que este seja homogêneo e isotrópico (mesmas propriedades óticas em todas as direções), e considerando-se ainda que a direção e a magnitude das forças aplicadas no modelo, o modo como o modelo é suportado e a forma do modelo, sejam semelhantes às condições reais. Quando se utiliza fonte de luz

branca, diferentes comprimentos de onda podem ser visualizados, formando franjas coloridas. O padrão monocromático é mais preciso para análises quantitativas, mas o padrão colorido (isocromático) fornece informações fiéis sobre a direção dos estresses principais.

Segundo Brodsky, Caputo e Furstman (1970), a análise fotoelástica é uma técnica que transforma estresses existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, denominados franjas. Quanto maior o número de franjas visualizadas, maior é a concentração de estresses na área. Os autores realizaram um importante estudo para validação do método fotoelástico, uma vez que demonstraram a compatibilidade existente entre os dados obtidos com esta técnica e achados histológicos. Foram instalados aparelhos ortodônticos em dentes de gatos e nos respectivos modelos fotoelásticos. Houve correlação positiva entre os padrões de franjas fotoelásticas observados nos modelos e os achados encontrados nos espécimes histológicos preparados. Onde se visualizavam forças de tração nos modelos, encontravam-se evidências de estiramento do ligamento periodontal. Nas áreas de pressão fotoelástica, verificava-se compressão das fibras periodontais. Nos locais onde altas concentrações de tensões foram observadas nos modelos, surgiram áreas de hialinização no material histológico.

De acordo com Campos Jr. et al. (1986), o fenômeno da fotoelasticidade foi descoberto por Sir David Brewster, em 1816, quando observou faixas coloridas em um vidro sob tensão. Contudo, foi Zak, em 1935, quem introduziu esse método na Odontologia, estudando esforços aplicados para movimentação ortodôntica de dentes incluídos em material fotoelástico. O método obteve grande impulso com o advento das resinas sintéticas nos anos

60, substituindo o vidro e o celulóide até então empregados. A fotoelasticidade baseia-se no surgimento de faixas coloridas em determinados materiais transparentes submetidos a esforços e iluminados por luz polarizada. Essas faixas coloridas, denominadas franjas ou bandas, correspondem a áreas de concentração de tensões, e podem ser analisadas quantitativa ou qualitativamente. Como vantagens, a técnica possibilita a visualização conjunta de tensões internas nos corpos, sem necessidade de gráficos ou esquemas requeridos por outros métodos analíticos, e permite aplicabilidade para corpos de morfologia complexa, onde métodos puramente matemáticos, como o do elemento finito, seriam difíceis, se não impraticáveis. As limitações resumem-se à exigência de modelos com reprodução acurada do original e isentos de tensões prévias à análise.

Clelland et al. (1993) realizaram um estudo comparativo das tensões geradas nos implantes por pilares com diferentes angulações (0° , 15° e 20°), obtendo os dados por meio de análise fotoelástica e pelo uso de aferidores de tensão. De acordo com os autores, os dados numéricos obtidos com os aferidores foram concordes com a interpretação visual das franjas fotoelásticas. A fotoelasticidade ilustrou bem as áreas de localização e concentração de estresses, e o uso de aferidores forneceu dados mais quantitativos. As franjas fotoelásticas correspondem a áreas de estresse máximo de cisalhamento constante, que pode ser mensurado pela ordem de franja e é igual à metade da diferença dos dois estresses principais $[1/2(\sigma_1 - \sigma_2)]$. Contudo, a determinação dos valores individuais quantitativos de σ_1 e σ_2 não é facilmente realizada na técnica fotoelástica. Quanto à ordem de franja, corresponde a um valor numérico designado para uma franja observada com base na sua posição em

uma tabela de seqüência de cores. A cor exata depende do filme fotográfico utilizado para registro, no caso de análises em fotografias. Além disso, na análise fotoelástica com luz branca, a determinação da ordem de franja fica limitada da primeira à quinta franja, pois, a partir deste ponto, as cores se tornam tênues e de difícil distinção. Em estudos de tensões geradas sobre implantes por meio da técnica fotoelástica, a osseointegração completa dos implantes é simulada pela polimerização direta da resina sobre eles.

Utilizando análise fotoelástica, Waskewicz, Ortowski e Parks (1994) avaliaram os estresses gerados sobre cinco implantes Branemark posicionados em modelo fotoelástico simulando curvatura de mandíbula humana, quando a eles foi fixada supra-estrutura em liga de ouro-paládio, antes e após passivação por seccionamento e soldagem. A supra-estrutura foi fixada aos pilares com torque de 10Ncm, em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos: 1-2-3-4-5; 5-4-3-3-2-1 e 3-2-4-1-5. Os resultados demonstraram que a supra-estrutura não-passiva gerou concentração de esforços em torno dos implantes, principalmente sobre os distais (1 e 5), enquanto a estrutura passiva não gerou estresses aos implantes. A ordem de aperto dos parafusos não influenciou os padrões fotoelásticos observados.

Millington e Leung (1995) utilizaram a técnica de cobertura fotoelástica para avaliar a relação existente entre o tamanho e a localização dos desajustes nas interfaces pilar-implante e os estresses gerados sobre supra-estrutura para prótese sobre implantes. Para tanto, foi confeccionada uma supra-estrutura em liga de ouro tipo IV sobre quatro implantes Brånemark e pilares de titânio, posicionados em modelo metálico. Na superfície superior da supra-estrutura foi fixada uma cobertura de material fotoelástico. As franjas obtidas com a

simulação de nove graus de desajuste (6, 17, 27, 40, 55, 68, 81, 91 e 104 μ m) foram analisadas em polariscópio de reflexão. O estresse máximo sobre os pilares intermediários ocorreu com um desajuste de 55 μ m, enquanto que nos pilares distais, ocorreu com uma desadaptação de 104 μ m. Os autores concluíram que há relacionamento positivo entre o nível de desadaptação da supra-estrutura e a intensidade das forças sobre ela geradas.

Uludamar e Leung (1996), utilizando a técnica de cobertura fotoelástica, avaliaram as tensões geradas em supra-estruturas com diferentes níveis de desadaptação vertical aos implantes, antes e após a utilização do sistema Preci-disc para correção desses desajustes. Os resultados demonstraram que tensões são geradas na supra-estrutura quando desajustes estão presentes e que a localização do desajuste influencia marcadamente a quantidade e direção do estresse máximo induzido na estrutura. Maiores níveis de estresse são gerados quando o maior desajuste está situado no pilar intermediário.

De acordo com Sadowsky e Caputo (2000), a análise fotoelástica vem sendo empregada com sucesso no estudo das interações entre respostas teciduais e características físicas das restaurações protéticas e dos implantes. Embora não seja possível diferenciar osso cortical e medular, essa técnica é válida para verificar estresses gerados por diferentes tipos de próteses, pois a magnitude dos estresses observados é provavelmente diferente da situação real, mas o local de concentração de estresses é indicado com precisão. Os autores avaliaram o comportamento biológico de quatro implantes em modelo fotoelástico de mandíbula edêntula, sob ação de quatro diferentes sistemas de ancoragem para *overdentures* (barra com *cantilever*, barra eletroerodida, barra sem *cantilever*, encaixes solitários tipo bola), com e sem o uso de silicone para

simular contato direto da extensão posterior da prótese com o rebordo residual. Os resultados foram obtidos com a leitura das franjas fotoelásticas após aplicação de carga de 30lb, unilateralmente, na fossa central do primeiro molar inferior. Os resultados mostraram que a barra com *cantilever* gerou os maiores estresses sobre o implante distal do lado carregado, seguida pela barra eletroerodida, barra sem *cantilever* e encaixes solitários. Em todos os casos, a simulação de contato entre a base da prótese e o rebordo residual minimizou os estresses gerados sobre o implante distal. Os autores concluíram que a distribuição de estresses aos implantes é influenciada não só pelo ajuste da supra-estrutura e pela oclusão, mas também pela extensão da base da prótese e pelo sistema de encaixe utilizado.

3. PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem por objetivos:

- verificar o grau de adaptação marginal entre os pilares intermediários e estruturas metálicas de próteses implanto-retidas, fundidas em monobloco pelo método da cera perdida, com titânio comercialmente puro grau I e ligas de cobalto-cromo e níquel-cromo-titânio;
- analisar, por meio do método fotoelástico, as tensões impostas aos implantes quando da fixação das estruturas metálicas sobre os pilares intermediários;
- pesquisar possíveis correlações entre os níveis de desajuste observados e as tensões impostas aos implantes, a fim de obter parâmetros laboratoriais confiáveis, que sirvam de guia clínico sobre o quanto de desajuste pode gerar tensões na interface osso-implante e conseqüentemente comprometer a osseointegração.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Obtenção do modelo mestre

Para realização da presente pesquisa, foi confeccionado um modelo mestre metálico, em forma de arco. Sobre a face superior do modelo, utilizando furadeira de bancada, foram realizadas cinco perfurações paralelas entre si, sendo uma posicionada na linha média e outras duas de cada lado desta, com distância padrão de 4,5mm entre elas. Nestas perfurações foram rosqueados cinco implantes Titamax Liso 3.75 x 13mm (Neodent® Implante Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil), os quais foram estabilizados por meio de parafusos de fixação transversais colocados através de perfurações realizadas na face anterior do modelo. Desta forma, obteve-se a simulação de implantes posicionados no arco inferior, numa seqüência interforaminal típica. Sobre os implantes, foram adaptados pilares intermediários pré-fabricados do tipo mini pilar cônico 4.1 altura 2 (Neodent® Implante Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil), com torque de 20Ncm (figura 1).

Figura 1. Modelo mestre com os mini pilares posicionados sobre os implantes.

Observando o modelo pela face anterior, os implantes foram identificados pelas letras A, B, C, D e E, da esquerda para a direita, respectivamente, com a finalidade de padronizar as mensurações e viabilizar a análise estatística dos dados.

4.2 Moldagem e confecção do modelo de trabalho

Foi confeccionada uma base metálica para moldagem contendo dois pinos para encaixe do modelo mestre e dois pinos localizadores para guiar o posicionamento da moldeira, garantindo espessura uniforme do material de moldagem (figura 2).

Figura 2. Detalhe das perfurações na face inferior do modelo mestre para encaixe e fixação sobre a base para moldagem.

Após colocação de alívio sobre o modelo com duas lâminas de cera 7 (Probem[®] Divisão Odontológica, Catanduva-SP, Brasil), foi construída uma moldeira individual em resina acrílica incolor quimicamente ativada (Clássico[®], Artigos Odontológicos Ltda., São Paulo-SP, Brasil), contendo abertura para passagem dos componentes de moldagem e tangenciando os pinos localizadores da base metálica (figura 3).

Figura 3. Moldeira individual em posição sobre a base metálica.

Transferentes de arrasto para mini pilar cônico 4.1 (Neodent® Implante Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil) foram posicionados sobre os pilares intermediários e unidos entre si com fio dental, depois recoberto com resina acrílica autopolimerizável vermelha (Pattern Resin LS®, GC America Inc., Alsip, EUA). Em seguida, o material de moldagem (Impregum Soft®, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) foi manipulado conforme as especificações do fabricante, inserido na moldeira, já com o adesivo previamente aplicado, e injetado com o auxílio de seringa apropriada em torno dos transferentes. A moldeira foi posicionada de acordo com os pinos localizadores da base metálica e mantida sob pressão constante por aproximadamente 6 minutos, até a presa final do material.

Os parafusos foram desrosqueados através da abertura superior da moldeira e removeu-se o molde com os transferentes devidamente posicionados, nos quais foram adaptados análogos dos pilares tipo mini pilar cônico 4.1 de titânio (Neodent® Implante Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil). Em seguida, o molde foi preenchido sob vibração com gesso para troquel (Durone V®, Dentsply, Petrópolis-RJ, Brasil) proporcionado de acordo com as instruções do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo por 30 segundos em espatulador elétrico (Turbomix – EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil).

Após completa cristalização do gesso, os transferentes foram desparafusados e o molde foi removido, obtendo-se assim o modelo de trabalho com os análogos dos pilares intermediários (figura 4).

Figura 4. Modelo de trabalho contendo réplicas dos mini pilares.

4.3 Enceramento dos corpos de prova

Seguindo-se os procedimentos clássicos para a construção de próteses fixas implanto-retidas com *cantilever*, procedeu-se o enceramento das estruturas utilizando cilindros calcináveis tipo mini pilar cônico 4.1 (Neodent® Implante Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil).

Cada cilindro foi parafusado a um análogo de pilar intermediário, e teve a abertura para passagem do parafuso protegida com uma tampa de silicone (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália). Com o análogo preso ao mandril da haste móvel de um paralelômetro, realizou-se um banho por imersão do cilindro em cera liquefeita (Picodip®, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) em plastificador com controle digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha), mantida a 90° C, tomando-se cuidado de preservar livre de cera a cinta cervical do cilindro, para não interferir posteriormente nas leituras de adaptação marginal. Após o resfriamento da primeira camada de cera, realizou-se uma segunda imersão, e após o resfriamento total, removeu-se a tampa de silicone, recortou-se o excesso de cera na região superior do cilindro, mantendo altura padrão de 7,0mm, monitorada com paquímetro eletrônico digital (Mitutoyo, Japão), figuras 5 e 6.

Figura 5. Enceramento do cilindro calcinável por imersão em cera liquefeita.

Figura 6. Cilindro calcinável com os excessos de cera recortados mantendo altura padrão de 7mm.

Os cilindros assim encerados foram parafusados no modelo de trabalho e unidos entre si por segmentos de cera em bastão de 4mm de diâmetro (Dentaurum®, Ispringen, Alemanha), fixados a eles com cera azul liquefeita (Polidental® Indústria e Comércio Ltda., São Paulo-SP, Brasil). Nas extremidades livres, foram confeccionados *cantilevers* com cera em bastão, cuja extensão distal foi padronizada em 10mm de comprimento. As barras de cera foram fixadas 1mm acima da cinta cervical dos cilindros, a fim de viabilizar as mensurações de adaptação marginal.

Os excessos dos cilindros calcináveis foram recortados ao nível da barra encerada utilizando discos diamantados (figura 7).

Figura 7. Estrutura encerada sobre o modelo de trabalho.

Em seguida, foi realizada a prova da passividade da estrutura em cera, que consistiu no aperto manual de um único parafuso em uma das extremidades e visualização da adaptação no lado oposto, com a finalidade de eliminar possíveis distorções do processo de enceramento (figura 8).

Nos casos em que houve desadaptação, os bastões de cera foram seccionados e novamente unidos com cera liquefeita, corrigindo assim as possíveis falhas.

Figura 8. Teste de passividade da estrutura com aperto manual de um único parafuso distal.

Desta forma, sobre o modelo de trabalho, foram enceradas 15 estruturas, as quais foram aleatoriamente divididas em três grupos de cinco. Cada grupo foi então submetido ao processo de fundição utilizando um dos seguintes materiais: grupo 1 - titânio comercialmente puro grau I (Tritan, Dentauro, Ispringen, Alemanha); grupo 2 - liga de cobalto-cromo (Remanium

2000, Dentauro, Ispringen, Alemanha); grupo 3 - liga de níquel-cromo-titânio (Tilite Premium, Talladium Inc., EUA).

4.4 Inclusão e fundição

Sobre a superfície livre do enceramento, foram posicionados seis bastões de cera (canais de alimentação) de 4mm de diâmetro numa angulação de aproximadamente 45°, os quais foram unidos a uma barra de cera em forma de U, com 5mm de diâmetro. Nesta barra, foram posicionados dois bastões de cera também de 5mm de diâmetro, convergentes entre si nas suas extremidades e fixados na base formadora de cadinho. O padrão de cera assim preparado foi pulverizado com spray redutor de tensão de superfície (Lubrofilm[®], Dentauro, Ispringen, Alemanha) e deixado secando à temperatura ambiente. O anel de fundição recebeu alívio interno com uma lâmina de cera 7 e foi então adaptado e fixado à base formadora de cadinho (figura 9).

Figura 9. Estrutura posicionada na base formadora de cadinho e anel de fundição com alívio em cera.

Foram empregados revestimentos compatíveis com o metal a ser utilizado para fundição, proporcionados estritamente dentro das recomendações do fabricante e espatulados mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix – EDG Equipamentos e Controles

Ltda., Brasil). A inclusão foi realizada em duas etapas. Primeiro, o revestimento foi cuidadosamente pincelado na superfície interna dos cilindros formando uma boneca, e posteriormente, completou-se o preenchimento total do anel sob vibração, para evitar a formação de bolhas.

Para o titânio comercialmente puro grau I (Ti cp), foi utilizado Rematitan Plus (Dentaurum, Ispringen, Alemanha), nas seguintes proporções: boneca – 20g do pó, 1,92ml do líquido e 1,28ml de água destilada; para preenchimento do anel – 340g do pó, 32,64ml do líquido e 21,76ml de água destilada.

Para as ligas de cobalto-cromo (Co-Cr) e níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti) o revestimento utilizado foi Castorit Super C (Dentaurum, Ispringen, Alemanha), proporcionado com 20g do pó mais 4,53ml do líquido para a boneca, e 350g do pó mais 79,33ml do líquido para o preenchimento total do anel de fundição.

Cada anel assim preparado foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente, até o início da reação de cristalização do revestimento. Após cerca de 40 minutos, o anel foi levado ao forno elétrico de pré-aquecimento, para expansão do revestimento e eliminação da cera. Para as fundições em Ti cp, foi utilizado o ciclo térmico indicado na figura 10. Para as ligas de Co-Cr e Ni-Cr-Ti, empregou-se o ciclo representado na figura 11.

Figura 10. Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Ti cp.

Figura 11. Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Co-Cr e Ni-Cr-Ti.

As fundições foram realizadas na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil), que promove fusão por arco voltaico de corrente contínua através de eletrodo de tungstênio, sobre crisol (cadinho) especial de cobre e sob vácuo e atmosfera inerte de argônio.

A unidade de fundição da máquina Discovery Plasma é formada por duas câmaras interligadas. O metal a ser utilizado deve apresentar-se sob a forma de pastilhas, as quais são posicionadas sobre o crisol de cobre na câmara superior e fundidas pela corrente elétrica gerada por arco voltaico. Depois de fundido, o metal é injetado no molde, posicionado na câmara inferior, por ação do vácuo gerado nas duas câmaras e da pressão de argônio aplicada à câmara superior. Todo processo de fundição ocorre programada e automaticamente.

4.5 Desinclusão e acabamento

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as estruturas foram desincluídas e os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum. Em seguida, os corpos de prova foram jateados com óxido de alumínio (Polidental[®] Indústria e Comércio Ltda., São Paulo-SP, Brasil) de granulação de 100µm, sob pressão de 80lib/pol²,

tomando-se o cuidado de evitar que o jato danificasse as regiões de assentamento sobre os pilares. O acabamento consistiu apenas na remoção de pequenos nódulos com brocas de tungstênio em alta rotação e sob refrigeração constante. Não foi executado polimento, a fim de manter a uniformidade das peças.

4.6 Mensuração da adaptação marginal

No presente estudo, a adaptação marginal das estruturas foi avaliada sob dois aspectos: passividade e desajuste vertical.

A passividade das estruturas metálicas foi verificada utilizando o teste com aperto manual de único parafuso em uma extremidade. O grau de desajuste marginal vertical foi mensurado simulando a instalação final da peça, sendo todos os parafusos apertados com torque de 10Ncm.

Assim, cada estrutura metálica foi posicionada no modelo mestre em três diferentes situações: com o parafuso protético correspondente ao implante A apertado manualmente até o ponto de se sentir apenas a fixação do parafuso nas roscas; com o parafuso E apertado em condições semelhantes ao parafuso A; e por fim, com todos os parafusos apertados seguindo sempre a seqüência de aperto C-B-D-A-E, recebendo um torque de 10Ncm, padronizado pelo uso de catraca torquímetro (Neodent[®] Implante Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil).

Os dados foram obtidos pela leitura das faces vestibular e lingual de todos os implantes, nas três situações anteriormente citadas, através de microscópio ótico comparador com aumento de 15X (Nikon, Japão), do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia

de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Para padronizar a posição do modelo mestre sobre a platina do microscópio, confeccionou-se um dispositivo de acrílico contendo um parafuso horizontal para fixação do modelo. Quando o parafuso era afrouxado, esse dispositivo permitia giro de 360° do modelo, viabilizando a leitura de todos os implantes. Na base do modelo, foram realizados traçados que ao serem alinhados com a borda superior do dispositivo de acrílico, garantiam a centralização da face a ser lida, vestibular ou lingual, de cada um dos implantes. Foram feitas também marcações no modelo em pontos correspondentes à região central das faces vestibular e lingual dos implantes, a fim de padronizar o local exato para mensuração dos níveis de adaptação marginal (figuras 12, 13 e 14).

Figura 12. Estrutura fixada sobre o modelo em posição no dispositivo de acrílico.

Figura 13. Detalhe dos traçados realizados na face inferior do modelo mestre e vista do alinhamento de um dos traçados com a borda superior da base acrílica.

Figura 14. Estrutura em posição na platina do microscópio para leitura da face vestibular no implante C.

Em cada face foram executadas três leituras em uma extensão de $20\mu\text{m}$, sendo a primeira leitura no ponto coincidente à marcação feita no modelo, a segunda leitura $10\mu\text{m}$ para a esquerda e a terceira leitura $10\mu\text{m}$ para a direita, obtendo-se desta forma um total de seis aferições para cada um dos implantes, em cada situação de aperto dos parafusos: parafuso A, parafuso E e todos os parafusos. Os valores de passividade e desajuste vertical em μm foram expressos pela média das seis aferições efetuadas.

4.7 Avaliação das tensões geradas nos implantes

4.7.1 Considerações técnicas sobre fotoelasticidade

A verificação das tensões geradas em torno dos implantes foi realizada por meio de análise fotoelástica. Objetivando melhor compreensão da metodologia empregada, serão descritos a seguir, de forma resumida e simplificada, os principais fenômenos óticos envolvidos na técnica de fotoelasticidade, segundo Bernardes (2004).

A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões/deformações que vem sendo utilizada no estudo de problemas complexos de engenharia, quando soluções numéricas são de difícil aplicação.

Através da observação dos fenômenos óticos em modelos fotoelásticos é possível analisar qualitativamente o estado de tensão em diferentes pontos de maneira simples e rápida. A aplicação de fórmulas e métodos matemáticos aos efeitos óticos observados possibilita analisar quantitativamente as tensões presentes no modelo.

A técnica baseia-se na propriedade de anisotropia ótica inerente a certos materiais plásticos transparentes, que apresentam diferentes índices de refração quando submetidos a um estado de tensão-deformação. O índice de refração é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz em um material qualquer. Os modelos fotoelásticos livres de tensões apresentam-se homogêneos e isotrópicos, ou seja, com índice de refração constante. Mas quando submetidos a uma tensão, tornam-se heterogêneos, apresentando mudança no índice de refração em função da tensão incidente.

Quando um feixe de luz polarizada se propaga através de um modelo fotoelástico sujeito a tensões, o vetor de luz se divide em dois feixes, correspondentes as direções das tensões principais, os quais se propagam com diferentes velocidades, a depender da tensão no ponto em análise. A diferença das tensões principais é proporcional à diferença entre os índices de refração nos dois planos principais, cujo valor corresponde à tensão cisalhante máxima no ponto. Estes fenômenos podem ser matematicamente descritos através de uma equação determinada pela Lei Ótica das Tensões:

$$\frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \tau = \frac{KN}{2b}$$

onde, σ_1 e σ_2 são as tensões principais, τ é a tensão cisalhante máxima, K é a constante ótica relativa das tensões do material fotoelástico, N é a ordem de franja no ponto em análise e b é a espessura do modelo.

A constante K é um valor específico para cada material fotoelástico e depende do comprimento de onda da luz utilizada, sendo determinada através de métodos de calibração.

O estudo de tensões em modelos fotoelásticos requer o emprego de luz polarizada e análise de ordem de franjas. A polarização da luz é obtida por meio de filtros denominados polarizadores. Uma fonte de luz branca emite ondas que vibram em todas as direções. Quando um feixe de luz branca incide em um polarizador, somente as vibrações paralelas ao eixo de polarização do filtro são transmitidas. A luz pode ser polarizada de forma plana, quando as ondas oscilam no mesmo plano, ou circular, quando as ondas oscilam em planos ortogonais.

A luz branca possui diferentes comprimentos de onda, de modo que pode ser polarizada em diferentes cores. Por exemplo, nas cores do espectro visível, o comprimento de onda de 400 à 450nm corresponde à luz violeta, enquanto o comprimento de 630 a 700nm corresponde à luz vermelha. Assim, utilizando-se luz branca, os efeitos óticos se manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem dependendo da tensão existente.

O aparelho empregado na técnica de fotoelasticidade para polarização da luz e conseqüente visualização dessas franjas é denominado Polariscópio. O equipamento pode ser ajustado de dois modos, plano e circular, para obtenção de luz polarizada plana ou circular, respectivamente. O polariscópio

plano envolve basicamente uma fonte de luz e dois filtros polarizadores, denominados de polarizador e analisador, os quais, na posição padrão, encontram-se com seus eixos de polarização cruzados entre si. O polariscópio circular envolve duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda, interpostas entre os filtros polarizador e analisador, fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização dos mesmos.

Os efeitos óticos observados por meio do polariscópio são denominados parâmetros fotoelásticos e visualizados por meio de franjas. No polariscópio plano, as franjas aparecem como faixas escuras ou curvas pretas denominadas isoclínicas, e servem para localizar a direção das tensões principais nos pontos de interesse para o estudo. No polariscópio circular, as franjas aparecem como faixas coloridas denominadas isocromáticas, e indicam os pontos que apresentam o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais. Esses valores correspondem ao número de ordem de franja, sendo que cada ordem de franja apresenta uma coloração específica, como mostra a figura 15.

Figura 15. Padrão fotoelástico indicando números de ordem de franjas isocromáticas inteiras.

Assim, a franja de ordem $N = 0$ é visualizada na cor preta, a franja de ordem $N = 1$ é representada pela transição violeta-azul, a franja de ordem $N = 2$ encontra-se na transição vermelho-verde. A partir deste ponto, todas as franjas de número de ordem inteiro correspondem à transição vermelho-verde.

Entre as franjas de ordem inteira existem as franjas de número de ordem fracionário. Para determinar as medidas de ordem de franja fracionárias, pode-se empregar o método de compensação de Tardy, que é simples e não exige equipamentos adicionais.

Por este método, com o polariscópio plano, gira-se o conjunto analizador-polarizador até que uma isoclínica passe sobre o ponto que se deseja analisar, fixando então o conjunto nesta posição. Assim, os eixos de polarização ficam alinhados com a direção das tensões principais. Pela adição das placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda, transforma-se o polariscópio plano em circular, passando-se a visualizar as isocromáticas. Identificam-se as ordens de franja inteiras próximas ao ponto de interesse e gira-se o analisador, observando o movimento destas franjas, até que uma delas atinja o ponto em análise. No transferidor do polariscópio lê-se o ângulo de rotação (α). Se a franja que se moveu em direção ao ponto for a de ordem menor, tem-se uma tensão de tração, e a ordem de franja fracionária é dada por:

$$N_1 = n_1 + \frac{\alpha}{180}$$

onde N_1 é o número de ordem de franja fracionária menor, n_1 é o número de ordem de franja inteira que se move em direção ao ponto em análise e α é o ângulo de rotação.

Por outro lado, se a franja que se moveu em direção ao ponto de interesse for a de ordem maior, tem-se uma tensão de compressão, e o número de ordem de franja fracionária é dado por:

$$N_2 = n_2 - \frac{\alpha}{180}$$

onde N_2 é o número de ordem de franja fracionária maior, n_2 é o número de ordem de franja inteira que se move em direção ao ponto em análise e α é o ângulo de rotação.

O valor final do número de ordem de franja isocromática (N) pode então ser expresso pela média dos valores calculados para as franjas de ordem menor e maior:

$$N = \frac{N_1 + N_2}{2}$$

Assim, calculando o valor de ordem de franja (N), conhecendo a constante ótica do material fotoelástico utilizado (K) e medindo a espessura do modelo em análise (b), pode-se facilmente calcular a tensão cisalhante máxima (τ) com base na equação da Lei Ótica das Tensões:

$$\tau = \frac{KN}{2b}$$

Por meio desta fórmula, é possível realizar a análise quantitativa das tensões presentes no modelo fotoelástico em diferentes pontos de interesse.

4.7.2 Obtenção dos modelos fotoelásticos

No presente estudo, para obtenção do modelo fotoelástico, foi utilizado o modelo de trabalho confeccionado em gesso para troquel a partir do modelo mestre, como anteriormente descrito. O modelo de gesso foi usinado em um torno mecânico, assumindo uma forma geométrica em três planos, mantendo espessura uniforme e respeitando a curvatura dos implantes. Essa adequação do modelo foi necessária para viabilização da análise qualitativa das franjas fotoelásticas (figura 16).

Figura 16. Modelo de trabalho usinado em três planos para reprodução em material fotoelástico.

Foi confeccionada uma matriz com borracha de silicone azul (ABS-10 – Polipox Indústria e Comércio Ltda., São Paulo-SP, Brasil), reproduzindo a forma do modelo de trabalho e a posição exata dos implantes. Para tanto, transferentes foram adaptados diretamente sobre os análogos no modelo de trabalho, e foram unidos entre si com fio dental, recoberto com resina acrílica autopolimerizável vermelha (Pattern Resin® GC América Co., EUA), da mesma forma como se procede para moldagem pela técnica do arrasto. O modelo assim preparado foi fixado pela face inferior com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder – Loctite, Brasil) na base metálica para moldagem, mostrada na

figura 2. Em volta da base metálica, foram fixadas lâminas de cera 7, construindo assim uma caixa molde.

A borracha azul de silicone foi manipulada com 5% de catalisador para borracha A/BR, conforme as especificações do fabricante, e foi então cuidadosamente vertida na caixa molde até cobrir os transferentes, deixando expostos apenas o terço final dos parafusos. Após a presa total da borracha, em 24 horas, os parafusos dos transferentes foram afrouxados e a matriz de silicone removida da caixa molde, separando-a do modelo de trabalho (figura 17).

Figura 17. Caixa molde e matriz de borracha de silicone azul pronta para reprodução dos modelos fotoelásticos.

Aos transferentes posicionados na matriz de borracha, foram adaptados implantes idênticos aos do modelo mestre, já com os pilares intermediários presos a eles com um torque de 20Ncm. Em seguida, a resina fotoelástica do tipo adesivo brinde flexível (Polipox Indústria e Comércio Ltda., São Paulo-SP, Brasil) foi cuidadosamente manipulada, na proporção de 100pp componente A para 50pp do componente B, evitando a incorporação de bolhas. A câmara de molde foi completamente preenchida e foi aguardada a polimerização da resina sob temperatura ambiente, em local fechado, durante quarenta e oito horas.

Passado este período, os parafusos dos transferentes foram desapertados e o modelo fotoelástico removido da matriz de borracha (figura 18).

Figura 18. Implantes posicionados no interior da câmara de molde e modelo fotoelástico pronto.

Em seguida, o modelo fotoelástico foi levado a um polariscópio adaptado a um projetor de perfil (Mitutoyo, Tóquio, Japão), do Laboratório de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, para certificação da ausência de tensões no material fotoelástico, representada pela total ausência de franjas, e só então o modelo foi liberado para a realização das leituras experimentais. A presença de franjas nesta fase indica que há tensões residuais no modelo, contra-indicando o seu uso, para que não haja interferências nos resultados comprometendo a confiabilidade do método.

4.7.3 Análise das tensões fotoelásticas

Cada estrutura metálica foi posicionada sobre os pilares intermediários no modelo fotoelástico e aos parafusos protéticos foi aplicado um torque padronizado de 10Ncm. Após o término da leitura das tensões em torno de todos os implantes, a estrutura em análise era desparafusada e o modelo fotoelástico era novamente checado no polariscópio quanto à ausência total de

franjas. O modelo seria prontamente substituído caso houvesse acúmulo de tensões residuais no material fotoelástico durante a realização dos ensaios.

As tensões foram analisadas em quatro pontos, tangenciando as regiões mesial e distal de cada implante, cuja posição foi padronizada para todas as leituras com o auxílio de uma grade impressa em folha para transparência e fixada na tela do projetor de perfil do polariscópio. Estes pontos corresponderiam às áreas de concentração de tensões na região de crista. A grade continha um traçado do perfil do implante e um quadriculado para identificação de pontos para leitura. A figura 19 ilustra a grade e identifica os quatro pontos de interesse adotados neste estudo.

Figura 19. Esquema ilustrando a grade utilizada para padronização das leituras fotoelásticas, indicando os quatro pontos avaliados.

Os valores de ordem de franja (N) foram calculados em cada ponto por meio da leitura das ordens de franjas visualizadas no modelo fotoelástico, empregando o método de compensação de Tardy, previamente descrito.

A espessura (b) do modelo fotoelástico, mantida uniforme em todos os planos pela usinagem precisa do modelo de trabalho em torno mecânico, foi de 8mm. A constante ótica (K) da resina fotoelástica empregada neste estudo é

igual a 0,25N/mm, conforme calibração efetuada no estudo de Bernardes (2004).

De posse destes dados, foi aplicada a equação da Lei ótica das tensões e os resultados multiplicados por 1000, sendo obtidos, assim, os valores de tensão cisalhante máxima (τ) em KPa para cada ponto. Os níveis de tensões em torno de cada implante foram expressos pela média dos valores de τ obtidos para os quatro pontos avaliados.

5. RESULTADOS

5.1 Adaptação Marginal

A adaptação marginal das estruturas aos pilares intermediários foi avaliada segundo sua passividade, através do teste com único parafuso com aperto em A e em E, e quanto aos níveis de desajuste vertical, mensurados com todos os parafusos apertados com torque de 10Ncm. Estas três diferentes condições de aperto dos parafusos estão ilustradas nas figuras 20, 21 e 22, que mostram os desajustes correspondentes ao implante A de uma estrutura confeccionada em Ti cp, Co-Cr e Ni-Cr-Ti, respectivamente.

Figura 20. Vista vestibular do desajuste entre uma estrutura metálica de Ti cp e o pilar intermediário do implante A. 1) apenas com o parafuso A apertado, 2) com o parafuso E apertado, e 3) com todos os parafusos apertados.

Figura 21. Vista vestibular do desajuste entre uma estrutura metálica de Co-Cr e o pilar intermediário do implante A. 1) apenas com o parafuso A apertado, 2) com o parafuso E apertado, e 3) com todos os parafusos apertados.

Figura 22. Vista vestibular do desajuste entre uma estrutura metálica de Ni-Cr-Ti e o pilar intermediário do implante A. 1) apenas com o parafuso A apertado, 2) com o parafuso E apertado, e 3) com todos os parafusos apertados.

A tabela 1 mostra a média dos valores de adaptação marginal obtidos com os diferentes testes para cada tipo de metal.

Tabela 1. Médias dos valores obtidos nos testes para verificação da adaptação marginal com os diferentes metais avaliados (μm).

	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Passividade aperto A	89,74	207,10	272,21
Passividade aperto E	88,93	229,22	200,52
Desajuste Vertical	22,40	66,41	32,20

Os dados originais, representados pelas médias das seis aferições efetuadas para cada implante nas três diferentes condições de aperto dos parafusos, estão disponíveis nos apêndices A, B e C.

Para verificar o tipo de distribuição amostral dos dados, foram realizados testes estatísticos de curtose e assimetria. Através destes cálculos, quando os valores gerados encontram-se entre -2 e 2, conclui-se que os dados apresentam distribuição normal. Nestes casos, aplicam-se testes paramétricos. Caso existam dados com distribuições amostrais não-normais entre as comparações propostas, são aplicados testes não-paramétricos. Assim, a fim de orientar o leitor e justificar os testes estatísticos aplicados no presente estudo, os valores de curtose e assimetria para os dados de adaptação marginal podem ser visualizados na tabela 2.

Tabela 2. Valores de curtose e assimetria das distribuições amostrais dos dados de adaptação marginal.

	Passividade aperto A			Passividade aperto E			Desajuste Vertical		
	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Curtose	-1,144	1,723	0,410	2,091*	4,825*	-0,262	3,504*	1,618	3,350*
Assimetria	0,088	1,232	1,092	1,536	2,043*	0,872	1,488	1,123	1,923

(*) Distribuições não-normais

Inicialmente foram realizadas comparações entre as diferentes condições de aperto, parafuso A, parafuso E e todos os parafusos, para cada metal em estudo, por meio do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral. Foram verificadas diferenças estatísticas significantes para os três metais, como ilustra a tabela 3.

Tabela 3. Valores de probabilidade (P) obtidos com o teste de Kruskal-Wallis para os dados de adaptação marginal, comparando as três diferentes condições de aperto de parafusos para cada tipo de metal.

Metal	P
Ti cp	0,000*
Co-Cr	0,000*
Ni-Cr-Ti	0,000*

(*) Diferenças estatísticas significantes para $p < 0,05$

Objetivando verificar onde se encontravam as possíveis diferenças, as amostras foram comparadas duas a duas por meio do teste U de Mann-Whitney, para distribuições não-normais, ou por meio do teste t de Student, para distribuições normais, sempre ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral. A tabela 4 mostra os valores de P para as diferentes comparações realizadas.

Tabela 4. Valores de probabilidade (P) para os dados de adaptação marginal comparando, duas a duas, as diferentes condições de aperto de parafusos para cada tipo de metal.

Metal	Aperto	Teste Estatístico	P
Ti cp	A x E	Mann-Whitney	0,421
	A x Todos	Mann-Whitney	0,000*
	E x Todos	Mann-Whitney	0,000*
Co-Cr	A x E	Mann-Whitney	0,635
	A x Todos	t de Student	0,000*
	E x Todos	Mann-Whitney	0,000*
Ni-Cr-Ti	A x E	t de Student	0,260
	A x Todos	Mann-Whitney	0,000*
	E x Todos	Mann-Whitney	0,000*

(*) Diferenças estatísticas significantes para $p < 0,05$

Os resultados obtidos demonstram que, para todos os metais em análise, há diferenças estatísticas significantes entre as condições de aperto de um único parafuso, A ou E, e todos os parafusos apertados. Contudo, não se verificam diferenças no teste de passividade entre os apertos do parafuso A e E.

Lançando os dados em gráficos, pode-se verificar que, no teste de passividade, conforme se alterna o lado de aperto, as estruturas apresentam comportamentos opostos em relação ao tamanho dos desajustes verificados, os quais tendem a ser minimizados junto ao lado apertado e maximizados no lado oposto. Esta situação pode ser melhor compreendida pela visualização das ilustrações a seguir (figuras 23, 24 e 25). No eixo vertical encontram-se os valores médios de desajuste e no eixo horizontal, estão os implantes A, B, C, D e E, representados respectivamente pelos números 1, 2, 3, 4 e 5.

Figura 23. Gráficos demonstrando a variação de desajuste no teste de passividade quando apertados os parafusos A, à esquerda, e E, à direita, para o Ti cp.

Figura 24. Gráficos demonstrando a variação de desajuste no teste de passividade quando apertados os parafusos A, à esquerda, e E, à direita, para a liga de Co-Cr.

Figura 25. Gráficos demonstrando a variação de desajuste no teste de passividade quando apertados os parafusos A, à esquerda, e E, à direita, para a liga de Ni-Cr-Ti.

Continuando a análise estatística dos dados de adaptação marginal, foram realizadas comparações múltiplas entre os diferentes tipos de metal para cada condição de aperto, parafuso A, parafuso E e todos os parafusos. Para o teste de passividade com aperto em A, empregou-se Análise de Variância (ANOVA), ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral, uma vez que todas as distribuições eram normais. Para os testes de passividade com aperto em E e desajuste vertical, empregou-se o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral, uma vez que nestes casos havia distribuições não-normais. A tabela 5 mostra os resultados obtidos.

Tabela 5. Valores de probabilidade (P) obtidos com os testes de comparações múltiplas para os dados de adaptação marginal, comparando os três tipos de metal nas três diferentes condições de aperto dos parafusos.

	Teste Estatístico	P
Passividade aperto A	ANOVA	0,002*
Passividade aperto E	Kruskal-Wallis	0,001*
Desajuste Vertical	Kruskal-Wallis	0,000*

(*) Diferenças estatísticas significantes para $p < 0,05$

De acordo com os resultados, foram verificadas diferenças estatísticas significantes entre os diferentes metais para as três condições de aperto avaliadas. Objetivando verificar onde se encontravam as possíveis diferenças,

as amostras para o teste de passividade com aperto em A foram comparadas por meio do teste complementar de Tukey, ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral. Para as demais condições de aperto dos parafusos, as amostras foram comparadas duas a duas por meio do teste U de Mann-Whitney, para distribuições não-normais, sempre ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral. A tabela 6 mostra os valores de P para as diferentes comparações realizadas.

Tabela 6. Valores de probabilidade (P) para os dados de adaptação marginal comparando, dois a dois, os diferentes metais quanto à passividade a ao desajuste vertical.

Teste	Comparação	Teste Estatístico	P
Passividade aperto A	Ti cp x Co-Cr	Tukey	0,057
	Ti cp x Ni-Cr-Ti	Tukey	0,001*
	Co-Cr x Ni-Cr-Ti	Tukey	0,401
Passividade aperto E	Ti cp x Co-Cr	Mann-Whitney	0,000*
	Ti cp x Ni-Cr-Ti	Mann-Whitney	0,035*
	Co-Cr x Ni-Cr-Ti	Mann-Whitney	0,313
Desajuste Vertical	Ti cp x Co-Cr	Mann-Whitney	0,000*
	Ti cp x Ni-Cr-Ti	Mann-Whitney	0,162
	Co-Cr x Ni-Cr-Ti	Mann-Whitney	0,000*

(*) Diferenças estatísticas significantes para $p < 0,05$

Considerando o teste de passividade com aperto em A, os resultados obtidos demonstram que o Ti cp é estatisticamente diferente do Ni-Cr-Ti, enquanto não há diferenças estatísticas significantes ao nível de 0,05 entre estes metais e o Co-Cr.

Já para os dados de passividade com aperto em E, os resultados obtidos demonstram que o Ti cp é estatisticamente diferente de ambas as ligas, as quais por sua vez não apresentam diferenças significantes entre si.

Quanto aos valores de desajuste marginal vertical, observa-se diferença estatisticamente significativa do Co-Cr para com o Ti cp e Ni-Cr-Ti, sendo que entre estes últimos, não se verificam diferenças estatísticas ao nível de 0,05.

Com base no fato de não existirem diferenças entre as condições de aperto A e E para todos os metais avaliados e com a finalidade de viabilizar futuras comparações, optou-se por reunir os dados obtidos no teste de passividade com aperto em A e em E, considerando a média desses valores como níveis de adaptação marginal para o teste com único parafuso. Os dados resultantes dessa média estão disponíveis no apêndice D. As novas médias de passividade assim obtidas para cada metal podem ser visualizadas na tabela 7.

Tabela 7. Médias dos valores obtidos nos testes de passividade com os diferentes metais avaliados (μm).

	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Passividade média	89,34	218,16	236,37

Os novos valores de curtose e assimetria para os dados de passividade média podem ser visualizados na tabela 8.

Tabela 8. Valores de curtose e assimetria das distribuições amostrais dos dados de adaptação marginal quanto à passividade média.

	Passividade média		
	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Curtose	4,278*	0,939	0,410
Assimetria	1,642	0,797	0,407

(*) Distribuições não-normais

Assim, os dados foram estatisticamente analisados por meio do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral, para verificação de diferenças estatísticas entre os diferentes metais,

quanto à média de passividade. Foram verificadas diferenças estatísticas significantes entre os metais ($p=0,000$).

Objetivando verificar onde se encontravam as possíveis diferenças, as amostras foram comparadas duas a duas por meio do teste U de Mann-Whitney, para distribuições não-normais, ou por meio do teste t de Student, para distribuições normais, sempre ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral. A tabela 9 mostra os valores de P para as diferentes comparações realizadas.

Tabela 9. Valores de probabilidade (P) para os dados de adaptação marginal comparando, dois a dois, os diferentes metais quanto à passividade média.

	Comparação	Teste Estatístico	P
Passividade média	Ti cp x Co-Cr	Mann-Whitney	0,000*
	Ti cp x Ni-Cr-Ti	Mann-Whitney	0,000*
	Co-Cr x Ni-Cr-Ti	t de Student	0,506

(*) Diferenças estatísticas significantes para $p<0,05$

Os resultados obtidos demonstram que o Ti cp é estatisticamente diferente de ambas as ligas, as quais por sua vez não apresentam diferenças estatísticas significantes entre si.

5.2 Análise de Tensões

As tensões geradas na interface implante-material fotoelástico foram avaliadas através de análise quantitativa dinâmica pelo método de compensação de Tardy, conforme a metodologia descrita, tomando como base os padrões fotoelásticos visualizados durante a realização dos ensaios (figura 26).

Figura 26. Registros fotográficos ilustrando padrões de franjas fotoelásticas isocromáticas. Sobrepondo as imagens, observa-se a grade utilizada para padronização dos pontos a serem analisados.

Os dados originais relativos à análise fotoelástica, em KPa, obtidos pela média dos valores de tensão dos quatro pontos analisados para cada um dos implantes, estão disponíveis no apêndice E. A tabela 10 mostra a média dos valores de tensão para cada metal avaliado.

Tabela 10. Médias dos valores de tensão obtidos por meio da análise fotoelástica para os diferentes metais avaliados (KPa).

	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Tensões	5,86	7,70	5,74

Os valores de curtose e assimetria para as tensões fotoelásticas podem ser visualizados na tabela 11.

Tabela 11. Valores de curtose e assimetria das distribuições amostrais dos dados de análise fotoelástica.

	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Curtose	2,020*	-0,325	-0,352
Assimetria	0,831	0,429	-0,758

(*) Distribuições não-normais

Os dados foram estatisticamente analisados por meio do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral. Foram verificadas diferenças estatísticas significantes entre as tensões geradas com os diferentes metais avaliados ($p=0,007$).

Objetivando verificar onde se encontravam as possíveis diferenças, as amostras foram comparadas duas a duas por meio do teste U de Mann-Whitney, para distribuições não-normais, ou por meio do teste t de Student, para distribuições normais, sempre ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral. A tabela 12 mostra os valores de P para as diferentes comparações realizadas.

Tabela 12. Valores de probabilidade (P) para as tensões fotoelásticas geradas com os diferentes tipos de metais avaliados, comparados dois a dois.

Comparação	Teste Estatístico	P
Ti cp x Co-Cr	Mann-Whitney	0,001*
Ti cp x Ni-Cr-Ti	Mann-Whitney	0,410
Co-Cr x Ni-Cr-Ti	t de Student	0,011*

(*) Diferenças estatísticas significantes para $p < 0,05$

De acordo com os resultados, observa-se diferença estatisticamente significativa do Co-Cr para com o Ti cp e Ni-Cr-Ti, sendo que entre estes últimos, não se verificam diferenças estatísticas ao nível de 0,05.

5.3 Adaptação Marginal x Análise de Tensões

Neste tópico, são apresentados os testes de correlação entre os dados de adaptação marginal e as tensões verificadas por meio da análise fotoelástica. Para tanto, foi aplicado o teste de correlação de Spearman, para distribuições não-normais, ou o teste de correlação de Pearson, para distribuições normais, sempre ao nível de significância de 0,05, em prova bilateral.

Inicialmente, foram verificadas possíveis correlações entre as tensões fotoelásticas e os valores de desajuste vertical para cada tipo de metal.

Os valores de curtose e assimetria para os dados relativos à análise fotoelástica e ao desajuste vertical para os diferentes metais podem ser visualizados na tabela 13.

Tabela 13. Valores de curtose e assimetria para as distribuições amostrais dos dados de análise fotoelástica e desajuste vertical.

	Análise Fotoelástica			Desajuste Vertical		
	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Curtose	2,020*	-0,325	-0,352	3,504*	1,618	3,350*
Assimetria	0,831	0,429	-0,758	1,488	1,123	1,923

(*) Distribuições não-normais

A tabela 14 mostra os valores de P para cada tipo de metal avaliado, bem como indica o tipo de teste estatístico executado.

Tabela 14. Valores de probabilidade (P) para os testes de correlação entre as tensões fotoelásticas e os dados de desajuste vertical para os diferentes tipos de metais avaliados.

Metal	Teste Estatístico	P
Ti cp	Spearman	0,076
Co-Cr	Pearson	0,934
Ni-Cr-Ti	Spearman	0,834

(*) Correlação significativa para $p < 0,05$

De acordo com os resultados, não foi verificada correlação estatisticamente significativa, ao nível de 0,05, para nenhum dos metais avaliados.

Outros testes de correlação foram realizados entre os dados de passividade média e as tensões fotoelásticas.

Os valores de curtose e assimetria para os dados relativos à análise fotoelástica e à passividade média para os diferentes metais podem ser visualizados na tabela 15.

Tabela 15. Valores de curtose e assimetria para as distribuições amostrais dos dados de análise fotoelástica e desajuste vertical.

	Análise Fotoelástica			Passividade Média		
	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Curtose	2,020*	-0,325	-0,352	4,278*	0,939	0,410
Assimetria	0,831	0,429	-0,758	1,642	0,797	0,407

(*) Distribuições não-normais

A tabela 16 mostra os valores de P para cada tipo de metal avaliado, indicando o tipo de teste de correlação empregado em cada caso.

Tabela 16. Valores de probabilidade (P) para os testes de correlação entre as tensões fotoelásticas e os dados de passividade média para os diferentes tipos de metais avaliados.

Metal	Teste Estatístico	P
Ti cp	Spearman	0,091
Co-Cr	Pearson	0,996
Ni-Cr-Ti	Pearson	0,000*

(*) Correlação significativa para $p < 0,05$

De acordo com os resultados, foi verificada correlação estatisticamente significativa, ao nível de 0,05, apenas para a liga de Ni-Cr-Ti.

Visando pesquisar profunda e detalhadamente a existência de correlação entre níveis de adaptação marginal e tensões geradas na interface implante-material fotoelástico, foram calculados valores absolutos de adaptação marginal, representados pela diferença entre o valor médio de desajuste encontrado com o teste de passividade (média dos dados obtidos com aperto em A e em E) e o valor de desajuste vertical, para cada implante. Estes dados estão disponíveis no apêndice F.

Os valores de curtose e assimetria para as tensões fotoelásticas e para os valores de adaptação marginal absoluta podem ser visualizados na tabela 17.

Tabela 17. Valores de curtose e assimetria para as distribuições amostrais dos dados de análise fotoelástica e adaptação marginal absoluta.

	Análise Fotoelástica			Adaptação Marginal Absoluta		
	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Curtose	2,020*	-0,325	-0,352	4,245*	0,373	0,065
Assimetria	0,831	0,429	-0,758	1,573	0,872	0,423

(*) Distribuições não-normais

A tabela 18 mostra os valores de P para cada tipo de metal avaliado e o tipo de teste estatístico realizado.

Tabela 18. Valores de probabilidade (P) para os testes de correlação entre as tensões fotoelásticas e os dados de adaptação marginal absoluta para os diferentes tipos de metais avaliados.

Metal	Teste Estatístico	P
Ti cp	Spearman	0,208
Co-Cr	Pearson	0,973
Ni-Cr-Ti	Pearson	0,001*

(*) Correlação significativa para $p < 0,05$

De acordo com os resultados, foi verificada correlação estatisticamente significativa, ao nível de 0,05, apenas para a liga de Ni-Cr-Ti.

Em mais uma tentativa de detectar presença de correlação entre as variáveis da presente pesquisa, foram calculados os percentuais de redução de desajuste, através da aplicação de uma regra de três simples, onde o valor médio de desajuste encontrado com o teste de passividade (média dos dados obtidos com aperto em A e em E) correspondeu a 100%, e o valor de desajuste

vertical, ao valor procurado. Estes percentuais estão disponíveis no apêndice G.

Foram, então executados testes de correlação entre os percentuais de redução de desajuste e as tensões fotoelásticas.

Os valores de curtose e assimetria para os dados de análise fotoelástica e para os percentuais de redução de desajuste podem ser visualizados na tabela 19.

Tabela 19. Valores de curtose e assimetria para as distribuições amostrais dos dados de análise fotoelástica e redução de desajuste.

	Análise Fotoelástica			Redução de desajuste		
	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Curtose	2,020*	-0,325	-0,352	3,209*	-0,318	6,836*
Assimetria	0,831	0,429	-0,758	1,565	0,592	2,349*

(*) Distribuições não-normais

A tabela 20 mostra os valores de P para cada tipo de metal avaliado.

Tabela 20. Valores de probabilidade (P) para os testes de correlação entre as tensões fotoelásticas e os percentuais de redução de desajuste para os diferentes tipos de metais avaliados.

Metal	Teste Estatístico	P
Ti cp	Spearman	0,818
Co-Cr	Pearson	0,976
Ni-Cr-Ti	Spearman	0,235

(*) Correlação significativa para $p < 0,05$

De acordo com os resultados, não foi verificada correlação estatisticamente significativa, ao nível de 0,05, para nenhum dos metais avaliados.

Com a finalidade de permitir uma visualização conjunta e simplificada das médias de todos os dados envolvidos nos testes de correlação, foi construída a tabela 21.

Tabela 21. Médias dos dados empregados nos testes de correlação para os diferentes metais avaliados.

	Ti cp	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
Tensões (KPa)	5,86	7,70	5,74
Desajuste Vertical (μm)	22,40	66,41	32,20
Passividade média (μm)	89,34	218,16	236,37
Adaptação Marginal Absoluta (μm)	66,93	151,75	204,17
Redução de Desajuste (%)	28,61	36,12	17,10

6. DISCUSSÃO

Não obstante a previsibilidade inegável das reabilitações orais com implantes osseointegráveis, dificuldades persistem quando da obtenção de próteses que se adaptem com perfeito ajuste e passividade aos implantes. Está claro na literatura que desajustes podem provocar complicações biomecânicas, como fratura de componentes do sistema, afrouxamento dos parafusos, reabsorções ósseas, alterações dos tecidos moles e até mesmo perda da osseointegração (JANSEN, CONRADS e RITCHER, 1997; GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999; KAN et al., 1999; ROMERO et al., 2000; GRATTON, AQUILINO e STANFORD, 2001). Porém, até o presente momento não há relatos científicos conclusivos sobre o quanto de desajuste entre os componentes protéticos e os implantes pode ser considerado clinicamente aceitável, e, portanto, pode ser bem tolerado, não induzindo falhas no tratamento (JEMT et al., 1996; KAN et al., 1999; SAHIN e CEHRELI, 2001; TAYLOR e AGAR, 2002; HECKER e ECKERT, 2003).

Os desajustes das peças protéticas podem estar relacionados às diferentes etapas envolvidas no processo de fabricação, incluindo desde a moldagem até o acabamento e polimento (TAN, 1995; RIEDY, LANG e LANG, 1997; SAHIN e CEHRELI, 2001). Contudo, quando as estruturas metálicas são fundidas em monobloco, em virtude da contração de fundição inerente aos metais e ligas metálicas, os níveis de desadaptação finais parecem ser ainda mais críticos (MCCARTNEY e DOUD, 1993; KAN et al., 1999; GUICHET, YOSHINOBU e CAPUTO, 2002).

Para Schiffleger et al. (1985), algumas vantagens das fundições em monobloco seriam a possibilidade de avaliação imediata do ajuste, máxima resistência dos conectores e minimização do tempo pela ausência dos

procedimentos de soldagem. Mas os autores mostraram que quanto maior o comprimento da estrutura metálica fundida em monobloco maiores as discrepâncias de adaptação, o que foi confirmado por Kan et al (1999).

Um dos propósitos do presente estudo foi avaliar a influência do tipo de metal ou liga empregado em fundições realizadas em monobloco sobre o grau de adaptação marginal das estruturas, tendo em vista a exigüidade de trabalhos científicos que abordem esta questão. Todas as peças aqui avaliadas apresentaram ausência de passividade e desajustes verticais. Esses achados reforçam os relatos da literatura quanto à dificuldade para obtenção de estruturas fundidas em monobloco que possam ser consideradas satisfatórias quanto à adaptação marginal, sendo necessário o emprego de técnicas para obter passividade das estruturas, independentemente do metal utilizado.

Assim, pesquisas científicas têm recomendado diferentes procedimentos para minimizar os desajustes de próteses sobre múltiplos implantes, como, por exemplo, seccionamento e posterior soldagem das peças (MCCARTNEY e DOUD, 1993; WATANABE et al., 2000); eletroerosão (SCHIMITT e CHANCE, 1996; RENNER, 2000; ROMERO et al., 2000; SARTORI et al., 2004); solda a laser e sistema CAD-CAM (TAN, 1995; RIEDY, LANG e LANG, 1997).

Deve-se salientar, porém, que os níveis de desajustes verticais aqui verificados, os quais estão expressos na tabela 1, encontram-se dentro dos limites considerados aceitáveis do ponto de vista biológico por alguns estudos científicos (JEMT e BOOK, 1996). Carr, Gerard e Larsen (1996), num estudo em macacos, avaliaram a resposta óssea em torno de implantes que receberam estruturas metálicas com desajustes de 38 μ m e 345 μ m. Os autores não encontraram diferenças estatísticas com os dois graus de desajuste, mas

salientaram que o estudo foi realizado na ausência de carregamento oclusal, de modo que não se pode concluir que estes níveis de desajuste não alteram a interface de osseointegração.

Por outro lado, Jansen, Conrads e Ritcher (1997) demonstraram que mesmo na presença de desajustes menores que 10 μ m, considerados mínimos, há infiltração e colonização bacteriana nas regiões internas dos implantes.

Na presente pesquisa, a adaptação marginal das estruturas foi avaliada sob dois aspectos: passividade e desajuste vertical. A passividade ou adaptação passiva é caracterizada pela existência de contato circunferencial simultâneo de toda superfície de assentamento da prótese com os pilares de suporte, e, clinicamente, pode ser avaliada com base em três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante a instalação da estrutura sobre os implantes; aperto final de todos os parafusos protéticos realizando não mais do que 1/3 de volta; controle visual com auxílio de lupa para as margens supragengivais e controle radiográfico do ajuste da estrutura a cada um dos pilares com apenas um dos parafusos distais apertados (APARÍCIO, 1994).

Para avaliação da passividade de estruturas longas, o teste com aperto de único parafuso é especialmente efetivo, pois as possíveis discrepâncias na região do implante mais distal tendem a ser magnificadas, como verificado neste estudo, para todos os metais avaliados, o que está bem ilustrado nos gráficos das figuras 23, 24 e 25. Clinicamente, esse teste pode ser combinado com visão direta e uso de explorador, além de radiografias para visualização das margens subgengivais (KAN et al., 1999).

Quando realizadas comparações entre os testes de passividade com aperto em A e em E, não foram verificadas diferenças estatísticas entre estas

situações para nenhum dos metais utilizados neste estudo. Estes dados sugerem que o teste com único parafuso pode ser realizado em apenas uma das extremidades da estrutura metálica. Aqui, porém, a obtenção dos dados com aperto bilateral alternado foi fundamental para o cálculo dos níveis de passividade média, que posteriormente foram analisados quanto às possíveis correlações com os níveis de tensões.

O desajuste marginal vertical é a presença de uma fenda ou espaço mensurado paralelamente à trajetória de remoção da peça protética (HOLMES et al., 1989). Cheshire e Hobkirk (1996) consideraram que há perfeito ajuste quando, sem aplicação de forças, todas as superfícies equivalentes entre os implantes e a prótese estão em íntimo contato e bem alinhadas. Os autores avaliaram *in vivo* as discrepâncias verticais e horizontais de estruturas protéticas múltiplas instaladas sobre cinco implantes com torque padronizado em 10Ncm ou com aperto manual máximo dos parafusos. Concluíram que o aperto manual máximo dos parafusos pode reduzir desajustes no sentido vertical.

Gratton, Aquilino e Stanford (2001) demonstraram que valores de torque inferiores ao recomendado pelo fabricante resultam em maiores micromovimentações na interface pilar-implante.

E em seu estudo, Goossens e Herbst (2003) salientaram que no teste com aperto de um único parafuso, grandes discrepâncias foram observadas em alguns locais, indicando que este tipo de teste pode ser impreciso para determinar grau de desajuste sendo os valores obtidos com todos os parafusos apertados com 10Ncm considerados mais relevantes.

Assim, na presente pesquisa, os níveis de desajuste vertical das estruturas foram mensurados estando todos os parafusos protéticos apertados com torque de 10Ncm, simulando a instalação final da peça.

Diferentes materiais vêm sendo utilizados para confecção de estruturas para próteses sobre implantes. Dentre os metais e ligas não-preciosas, o titânio comercialmente puro vem sendo largamente empregado, o que se justifica pelas suas excelentes propriedades e vantagens, como módulo de elasticidade mais próximo ao tecido ósseo dentre todos os metais e ligas metálicas (PARR, GARDNER e TOTH, 1985); resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade, conferidas pela camada superficial de óxidos, onde há predominância do dióxido de titânio (PARR, GARDNER e TOTH, 1985; LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993; KÖNÖNEN, RINTANEN e WALTIMO, 1995); além de resultados satisfatórios quanto à obtenção de adaptação marginal de estruturas produzidas com este metal, como verificaram os estudos de Jemt, 1995; Schmitt e Chance, 1996; Ortorp, Linden e Jemt, 1999; Goossens e Herbst; 2003.

Estes relatos foram corroborados pelos resultados do presente estudo, uma vez que, quando comparado às ligas de Co-Cr e Ni-Cr-Ti, o Ti cp apresentou níveis significativamente superiores de passividade média das estruturas metálicas. Estes resultados foram semelhantes àqueles verificados para o teste de passividade com aperto em E. Quanto aos níveis de desajuste vertical, os melhores resultados também foram obtidos com o Ti cp, não havendo, contudo, diferenças estatísticas para com a liga de Ni-Cr-Ti sob este aspecto.

Associado a isso, quando comparado às ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo, o titânio apresenta densidade consideravelmente menor e conseqüente peso leve, o que somado à alta resistência, alta ductilidade e baixa condutividade térmica, permite modificações e adaptações no desenho das estruturas protéticas, possibilitando a obtenção de resultados funcionais associados a maior conforto para o paciente (WANG e FENTON, 1996).

Deve-se considerar, porém, que apesar de ser versátil e economicamente viável, o titânio requer tecnologias avançadas para fundição, soldagem e aplicação de cobertura estética. Além disso, relatos indicam problemas de porosidades com as estruturas produzidas em titânio e suas ligas, sendo necessários mais estudos que comprovem as equivalências e superioridades deste metal em relação aos demais (WANG e FENTON, 1996; RODRIGUES, 2005).

Não se verificam muitos estudos relatando o uso de ligas de cobalto-cromo na confecção de estruturas para próteses sobre implantes. Hulterström e Nilsson (1991) realizaram um estudo clínico em 66 pacientes para verificar a viabilidade da utilização dessas ligas como alternativa à liga de ouro, originalmente empregada na confecção de estruturas metálicas para próteses fixas implanto-suportadas. Após um período de observação de 3 anos, não foram constatadas complicações, reações teciduais ou descoloração das estruturas. De acordo com os autores, o Co-Cr oferece vantagens como baixo custo em relação ao ouro, biocompatibilidade e resistência à corrosão, pela formação de uma camada protetora de Cr_2O_3 . Apresenta ainda boa fusibilidade e alto peso específico. Sua dureza elevada dificulta procedimentos de ajuste, e está relacionada com o alto módulo de elasticidade e alta resistência à flexão.

Ao final do estudo, concluíram que a liga de cobalto-cromo é uma alternativa viável para confecção de estruturas para próteses sobre implantes.

Na presente pesquisa, quanto à passividade média, esta liga apresentou resultados inferiores ao Ti cp e estatisticamente semelhantes com a liga de Ni-Cr-Ti, resultados estes também verificados para o teste de passividade com aperto em E. No teste de passividade com aperto em A, esperava-se um resultado semelhante àquele obtido para o teste com aperto em E, mas, enquanto o Ti cp manteve-se estatisticamente diferente do Ni-Cr-Ti, não foram verificadas diferenças estatísticas entre o Co-Cr e os demais metais. Isto pode ser explicado com base no comportamento irregular das estruturas de Co-Cr quando do aperto do parafuso A, como visualizado na figura 24. Porém, os piores níveis de desajuste vertical foram obtidos com o Co-Cr, o que reforça razões para repensar a possibilidade de seu emprego de forma corriqueira na confecção de estruturas para próteses sobre implantes.

De um modo geral, a liga de Ni-Cr-Ti apresentou resultados intermediários de adaptação marginal, sendo estatisticamente semelhante ao Co-Cr quanto à passividade média e no teste com aperto em E, e semelhante ao Ti cp quanto ao desajuste vertical. Carvalho et al. (2002) encontraram melhores resultados de adaptação marginal de pilares protéticos à plataforma de implante unitário com cilindros calcináveis fundidos com Tilite, quando comparados aos fundidos com Ti cp. Costa et al. (2003) compararam estruturas para próteses sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco com liga Tilite ou Pors-on, e obtiveram melhores níveis de ajuste com a liga de Ni-Cr-Ti. Pode-se pensar, então, nas ligas de Ni-Cr-Ti como uma alternativa viável. Porém, deve-se estar atento para o fator biocompatibilidade, pois o

níquel é considerado um metal crítico por apresentar potencial carcinogênico e por existirem relatos de possíveis reações alérgicas, enquanto o cromo tem carcinogenicidade suspeita (KELLY e ROSE, 1983; WANG e FENTON, 1996; COSTA et al., 2003).

Analisando as tensões fotoelásticas, foram observadas diferenças estatisticamente significantes do Co-Cr para o Ti cp e Ni-Cr-Ti, sendo que entre estes últimos, não se verificou diferenças estatísticas. Estes resultados foram semelhantes àqueles verificados para os valores de desajuste vertical. Com base neste fato e ainda considerando que estes dois testes foram executados estando todos os parafusos apertados com torque de 10Ncm, ou seja, em condições experimentais semelhantes, esperava-se encontrar correlação entre as tensões fotoelásticas e os valores de desajuste vertical, mas isto não foi verificado.

Para aplicação do torque de 10Ncm nestes testes, foi utilizada uma seqüência padrão de aperto dos parafusos, C-B-D-A-E, de modo que a estrutura foi fixada aos pilares do centro para as extremidades. Esta ordem foi adotada com base nos relatos da literatura (WASKEWICZ, ORTROWSKI e PARKS, 1994; WATANABE et al., 2000).

Waskewicz, Ortrowski e Parks (1994) avaliaram os estresses gerados sobre os implantes quando da fixação de estruturas passivas e não-passivas, variando a ordem de aperto dos parafusos. Concluíram que a ordem de aperto não influenciou os padrões fotoelásticos observados. Uma das seqüências avaliadas pelos autores foi idêntica à utilizada na presente pesquisa. Também segundo Watanabe et al. (2000), não há alteração significativa das tensões impostas aos implantes variando-se a ordem de aperto dos parafusos de

fixação da estrutura protética, contudo o aperto inicial do parafuso mediano, como feito neste estudo, parece distribuir melhor as tensões entre os implantes distais.

Observando os resultados de desajustes verticais aqui apresentados, é interessante notar que, com a aplicação do torque de 10Ncm, houve diminuição considerável dos espaços existentes entre a estrutura metálica e os pilares de suporte em relação aos valores de passividade média, independentemente do metal utilizado para fundição. Este fato foi bem demonstrado pelos percentuais de redução de desajuste expressos na tabela 21. Essa acomodação da peça protética pela aplicação do torque acaba gerando, por si só, estresses que podem se concentrar na própria estrutura metálica, nos parafusos e demais componentes do sistema ou ainda na interface osso-implante, resultando em falhas já bem relatadas na literatura (JANSEN, CONRADs e RITCHER, 1997; GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999; KAN et al., 1999; ROMERO et al., 2000; GRATTON, AQUILINO e STANFORD, 2001).

Millington e Leung (1995), utilizando a técnica de cobertura fotoelástica, avaliaram a relação existente entre o tamanho e a localização dos desajustes nas interfaces pilar-implante e os estresses gerados numa supra-estrutura para prótese sobre implantes confeccionada em liga de ouro tipo IV. Os autores concluíram que há relacionamento positivo entre o nível de desadaptação da supra-estrutura e a intensidade das forças sobre ela geradas. Em estudo similar, Uludamar e Leung (1996) demonstraram que tensões são geradas na supra-estrutura quando desajustes estão presentes e que a localização do desajuste influencia marcadamente a quantidade e direção do estresse máximo induzido na estrutura.

De acordo com os resultados obtidos na análise fotoelástica do presente estudo, a liga de Co-Cr transmitiu mais estresses aos implantes do que o TiCp e a liga de Ni-Cr-Ti. Sugere-se que, por esta liga apresentar dureza elevada, as estruturas de Co-Cr tenham absorvido menos tensões, transmitindo-as com mais intensidade aos implantes. Contudo, isto requer confirmação por estudos posteriores semelhantes aos supracitados.

A ausência de ligamento periodontal impossibilita micromovimentações dos implantes, tornando-os incapazes de se adequarem aos desajustes protéticos. Os dentes podem se mover até 100µm dentro do ligamento periodontal, mas os implantes têm mobilidade de até 10µm, limitada pela elasticidade óssea, de modo que desajustes mínimos podem provocar altos níveis de tensões na interface osso-implante (WATANABE et al., 2000). Como estes se encontram rigidamente integrados ao tecido ósseo, a concentração de tensões pode resultar em reabsorção óssea (WASKEWICZ, ORTROWSKI e PARKS, 1994; RIEDY, LANG e LANG, 1997; RENNER, 2000). Por isso, a adaptação marginal entre a estrutura metálica e os implantes é considerada vital para a manutenção da osseointegração (BRÅNEMARK, 1983; SKALAK, 1983; APARÍCIO, 1994; RIEDY, LANG e LANG, 1997).

O'Mahony, MacNeill e Cobb (2000) salientaram que a perda da crista óssea afeta a longevidade dos implantes, mas que ainda não está claro se essa perda resulta do acúmulo de placa ou de tensões excessivas.

Em estudo longitudinal, Jemt e Book (1996) verificaram média de perda óssea marginal de 0,5 e 0,2mm para próteses com desajustes médios de 111µm e 91µm, respectivamente. Os autores não observaram correlação estatística entre o desajuste da prótese e alterações no nível do osso marginal

e constataram que após vários anos em função, os implantes encontravam-se estáveis e imóveis, indicando que pode existir certa tolerância biológica ao desajuste das próteses.

Vale ressaltar que estes níveis de reabsorção óssea verificados estão dentro dos padrões considerados aceitáveis, ou seja, 0,4 a 1,6mm no primeiro ano de uso, e 0,1mm por ano, podendo variar de 0 a 0,2mm, nos anos subsequentes (ZARB e SMITH, 1990; GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999; GOODACRE et al., 2003).

Para os três metais avaliados na presente pesquisa, as médias de desajuste vertical encontradas foram inferiores aos valores relatados no estudo de Jemt e Book (1996), sendo de 22,40µm para o TiCp; 66,41µm para o Co-Cr; 32,20µm para o Ni-Cr-Ti. Assim, poder-se-ia esperar um comportamento clínico das estruturas metálicas satisfatório com relação à perda óssea marginal. Além disso, no teste de correlação entre estes valores e as tensões geradas na interface implante-material fotoelástico, também não foi verificada correlação estatística para nenhum dos metais avaliados.

Estes achados reforçam a afirmação de Jemt et al. (1996), de que mais estudos são necessários para avaliar as possíveis alterações na resposta biológica dos tecidos envolvidos e complicações protéticas associadas à existência de possíveis correlações entre desajustes na interface prótese-implante e transmissão de esforços.

Objetivando pesquisar profundamente a existência dessas possíveis correlações, de forma a atender os propósitos deste estudo, os dados de adaptação marginal foram considerados sob diferentes parâmetros (desajuste vertical, passividade média, adaptação marginal absoluta e percentual de

redução de desajuste) e então comparados com os níveis de tensões. Contudo, dentre todos os testes aplicados, foi encontrada correlação significativa apenas entre os valores de passividade média e adaptação marginal absoluta das estruturas de Ni-Cr-Ti.

É importante ressaltar aqui que o presente estudo foi realizado sem aplicação de cargas sobre as estruturas metálicas, ou seja, as tensões avaliadas foram decorrentes unicamente das desadaptações existentes. Mas Hecker e Eckert (2003) demonstraram que o ajuste de próteses implanto-suportadas é alterado com a aplicação de cargas cíclicas. Assim, pode-se sugerir que, se aos níveis de desadaptação aqui verificados for associada incidência de cargas mastigatórias, como ocorre clinicamente, espera-se que ocorra distribuição inadequada de forças e geração de maiores níveis de tensões na interface implante-material fotoelástico, o que poderia ampliar ainda mais a complexidade e gravidade dos possíveis problemas decorrentes da instalação indevida de estruturas protéticas com adaptação marginal insatisfatória sobre implantes osseointegrados.

7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações da metodologia empregada no presente estudo e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. Estruturas para próteses fixas sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco podem produzir níveis biologicamente aceitáveis de desajuste;
2. Os melhores resultados de adaptação marginal foram obtidos com o Ti cp, seguido das ligas de Ni-Cr-Ti e Co-Cr, respectivamente;
3. A liga de Co-Cr transmitiu maiores níveis de tensões aos implantes, enquanto o Ti cp e a liga de Ni-Cr-Ti apresentaram resultados semelhantes;
4. Não foram verificadas correlações positivas entre adaptação marginal e tensões impostas aos implantes, exceto quando analisados os valores de passividade média e adaptação marginal absoluta das estruturas de Ni-Cr-Ti.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

*APARÍCIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 14, n. 5, p. 405-19, Oct. 1994.

APARÍCIO, C. A new method to achieve passive fit of an interim restoration supported by Brånemark osseointegrated implants: a technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 10, n. 5, p. 614-8, Sept./Oct. 1995.

BERNARDES, S.R. **Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade**. 2004. 193f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

BRÅNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.

BRODSKY, J.E.; CAPUTO, A.A.; FURSTMAN, L.L. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 67, n. 1, p. 1-10, Jan. 1975.

BYRNE, D.; HOUSTON, F.; CLEARY, R.; CLAFFEY, N. The fit cast and premachined implant abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 2, p. 184-92, Aug. 1998.

* De acordo com:

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), NBR 6023 – Informação e Documentação – Referências – Elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

CAMPOS JR., A.; PASSANEZI, E.; NAHÁS, D.; JANSON, W.A. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte 1 – campo de aplicação. **Estomatol. Cult.**, v. 16, n. 1, p. 20-5, jan./maio. 1986.

CAROTENUTO, G.; PALUMBO, M.; ZARONE, F.; NICOLAIS, L. Characterization of the interface between prefabricated gold copings and cast dental alloy in implant restorations. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 10, n. 2, p. 131-8, Apr. 1999.

CARR, A.B.; GERARD, D.A.; LARSEN, P.E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 76, n. 5, p. 500-9, Nov. 1996.

CARVALHO, M.C.A.; BONDIOLI, I.R.; COSTA, E.M.V.; NISHIOKA, R.S.; BOTTINO, M.A.; NEISSER, M.P. Avaliação microscópica entre a adaptação dos pilares Gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de Teflon fundidos em titânio e liga de níquel-crômio-titânio. Estudo in vitro. **B.C.I.**, Curitiba, v. 9, n. 34, p. 105-10, abr./jun. 2002.

CHESHIRE, P.D.; HOBKIRK, J.A. An *in vivo* quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 23, n. 11, p.782-9, Nov. 1996.

CLELLAND, N.L.; GILAT, A.; McGLUMPHY, A.; BRANTLEY, W.A. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n.5, p. 541-8, 1993.

COSTA, H.M.F.; RODRIGUES, R.C.S.; MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 14, n. 3, p.197-202, 2003.

FORD, T.G. The heat-activated solderless passivation (HASP) technique for correcting nonpassive-fitting bars without soldering. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 12, n. 1, p.11-7, 2003.

GOODACRE, C.J.; BERNAL, G.; RUNGCHARASSAENG, K.; KAN, J.Y.K. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 2, p. 121-32, Aug. 2003.

GOODACRE, C.J.; KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 5, p. 537-52, May. 1999.

GOOSSENS, I.C.; HERBST, D. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. **S.A.D.J.**, Houghton, v.58, n.7, p. 279-87, Aug. 2003.

GRATTON, D.G.; AQUILINO, S.A.; STANFORD, C.M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 1, p. 47-52, Jan. 2001.

GUICHET, D.L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO A.A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 5, p. 528-35, May. 2002.

HECKER, D.M.; ECKERT, S.E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 4, p. 346-51, Apr. 2003.

HOLMES, J.R.; BAYNE, S.C.; HOLLAND, G.A.; SULIKW.D. Considerations in measurement of marginal fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 4, p. 405-8, Oct. 1989.

HULTERSTRÖM, M; NILSSON, U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 4, p. 475-80, 1991.

JANSEN, V.K.; CONRADTS, G.; RICHTER, E-J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 12, n. 4, p. 527-40, July./Aug. 1997.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 3, p. 270-6, 1991.

JEMT, T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 22, n. 8, p.557-64, Aug. 1995.

JEMT, T. *In vivo* measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 2, p. 151-8, Mar./Apr. 1996.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 620-5, Sept./Oct. 1996.

JEMT, T.; RUBENSTEIN, J.E.; CARLSSON, L.; LANG, B.R.. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 3, p. 314-25, Mar. 1996.

KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAENG, K.; BOHSALI, K.; GOODACRE, C.J.; LANG, B.R. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 1, p. 7-13, Jan. 1999.

KELLY, J.R.; ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 3, p. 363-70, Mar. 1983.

KÖNÖNEN, M.; RINTANEN, J.; WALTIMO, A. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 1, p. 4-7, Jan. 1995.

LAUTENSCHLAGER, E.P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int. Dent. J.**, London, v.43, n. 3, p.245-53, June. 1993.

MAHLER, D.B.; PEYTON, F.A. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 34, n. 6, p. 831-8, Dec. 1955.

MAY, K.B.; EDGE, M.J.; RUSSELL, M.M.; RAZZOOG, M.E.; LANG, B.R. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 5, p. 497-502, May. 1997.

MCCARTNEY, J.W.; DOUD, R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 70, n. 1, p. 17-20, July. 1993.

MILLINGTON, N.D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.8, n. 6, p.511-6, Nov./Dec. 1995.

O'MAHONY, A.; MACNEILL, S.R.; COBB, C.M. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 31, n. 4, p. 249-56, Apr. 2000.

ORTOP, A.; LINDEN, B.; JEMT, T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 12, n. 1, p. 65-72, Jan./Feb. 1999.

PARR, G.R.; GARDNER, L.K.; TOTH, R.W. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 54, n. 3, p. 410-4, Sept. 1985.

RENNER, A.M. Fabrication of implant overdentures that are passive and biocompatible. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 9, n. 1, p. 96-101, 2000.

RIEDY, S.J.; LANG, B.R.; LANG, B.E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 596-604, Dec. 1997.

RODRIGUES, R.C.S. **Estudo comparativo de dois métodos utilizados na fundição de titânio** cp. 2005. 183f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

ROMERO, G.G.; ENGELMEIER, R.; POWERS, J.M.; CANTERBURY, A.A. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 6, p. 602-7, Dec. 2000.

SADOWSKY, S.J.; CAPUTO, A.A. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 3, p. 327-34, Sept. 2000.

SAHIN, S.; CEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.

SARTORI, I.A.M.; RIBEIRO, R.F.; FRANCISCHONE, C.E.; MATTOS, M.G.C. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 2, p. 132-8, Aug. 2004.

SCHIFFLEGER B.E.; ZIEBERT, G.J.; DHURU, V.B.; BRANTLEY, W.A.; SIGAROUDI, K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 54, n. 6, p. 770-6, Dec. 1985.

SCHIMITT, S.M.; CHANCE, D.A. A custom titanium implant-retained single-tooth restoration: a clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 6, p.782-6, Nov./Dec. 1996.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-8, June. 1983.

SONES, A. D. Complications with osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 5, p. 581-5, Nov. 1989.

TAN, K.B. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? **Ann. Acad. Med. Singapore**, Singapore, v. 24, n. 1, p. 138-157, Jan. 1995.

TAYLOR, T.D.; AGAR, J.R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 1, p. 89-95, July. 2002.

ULUDAMAR, A.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 1. p. 16-20. Jan./Feb. 1996.

WANG, R.R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 6, p. 401-8, June. 1996.

WASKEWICZ, G.A.; OSTROWSKI, J.S.; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n.4, p. 405-11, 1994.

WATANABE, F.; UNO, I.; HATA, Y.; NEUENDORFF, G.; KIRSCH, A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 2, p.209-18, Mar./Apr. 2000.

WEINBERG L.A. The Biomechanics of Force Distribution in Implant-Supported Prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 1, p.19-31, 1993.

ZARB, G.A.; SMITH, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 2, p. 185-94, Aug. 1990.

APÊNDICES

APÊNDICE A

Valores, em μm , das médias de adaptação marginal das estruturas de titânio aos pilares intermediários.

Parafuso	Implante	Titânio cp				
		Repetição				
		1	2	3	4	5
A	A	156,67	29,00	30,83	59,67	19,83
	B	85,00	66,17	98,67	41,83	41,83
	C	68,17	115,33	138,33	50,33	78,83
	D	92,33	141,17	101,67	98,17	117,17
	E	172,67	148,83	28,50	129,00	133,67
E	A	289,67	94,50	32,67	275,33	173,17
	B	166,83	78,17	89,00	163,50	107,83
	C	80,17	69,83	110,83	72,83	57,83
	D	46,50	32,00	79,00	33,00	32,67
	E	65,67	21,00	20,67	12,67	18,00
Todos	A	30,50	22,83	24,33	34,17	18,83
	B	21,67	23,50	12,50	16,83	18,00
	C	34,33	25,50	24,83	21,17	24,33
	D	30,17	15,17	18,83	16,50	24,17
	E	52,00	11,83	11,83	12,33	14,00

APÊNDICE B

Valores, em μm , das médias de adaptação marginal das estruturas de cobalto-cromo aos pilares intermediários.

		Cobalto-Cromo				
		Repetição				
Parafuso	Implante	1	2	3	4	5
A	A	50,50	21,67	81,00	59,67	180,83
	B	118,17	32,50	669,83	109,50	116,83
	C	223,50	134,83	297,50	205,83	96,00
	D	352,17	214,00	331,67	254,67	83,33
	E	460,83	409,67	336,83	244,83	91,50
E	A	352,33	851,83	261,00	187,83	164,17
	B	224,67	617,00	226,17	313,33	133,00
	C	109,33	409,83	211,67	362,33	101,00
	D	76,83	153,17	142,00	290,00	83,17
	E	97,00	107,17	102,17	112,17	41,50
Todos	A	166,17	36,67	136,83	83,50	65,83
	B	89,67	44,33	76,50	23,00	37,33
	C	40,83	81,67	75,83	14,00	55,50
	D	45,67	66,00	65,67	26,00	45,33
	E	70,17	119,33	83,17	72,67	38,67

APÊNDICE C

Valores, em μm , das médias de adaptação marginal das estruturas de níquel-cromo-titânio aos pilares intermediários.

		Níquel-Cromo-Titânio				
		Repetição				
Parafuso	Implante	1	2	3	4	5
A	A	95,83	9,67	12,17	18,33	24,00
	B	48,67	70,83	82,17	101,67	128,17
	C	71,17	212,17	210,00	399,67	281,50
	D	130,50	371,17	354,17	707,67	599,50
	E	219,00	506,33	468,17	944,50	738,33
E	A	153,33	344,17	605,17	557,83	412,33
	B	102,83	385,00	395,00	333,00	227,83
	C	77,83	350,83	192,00	156,83	85,33
	D	68,67	233,00	60,50	41,50	25,83
	E	75,83	58,33	22,17	17,67	30,33
Todos	A	96,17	29,83	25,00	102,83	71,17
	B	31,67	18,17	31,17	41,83	52,83
	C	14,17	20,50	31,00	21,50	21,33
	D	11,00	23,67	23,33	9,17	7,00
	E	33,33	25,83	19,67	28,83	14,00

APÊNDICE D

Valores de passividade das estruturas, em μm , obtidos pela média dos dados do teste com único parafuso com aperto em A e em E.

Metal	Repetição	Implante				
		A	B	C	D	E
Ti cp	1	223,17	125,92	74,17	69,42	119,17
	2	61,75	72,17	92,58	86,59	84,92
	3	31,75	93,84	124,58	90,34	24,59
	4	167,50	102,67	61,58	65,59	70,84
	5	96,50	74,83	68,33	74,92	75,84
Co-Cr	1	201,42	171,42	166,42	214,50	278,92
	2	436,75	324,75	272,33	183,59	258,42
	3	171,00	448,00	254,59	236,84	219,50
	4	123,75	211,42	284,08	272,34	178,50
	5	172,50	124,92	98,50	83,25	66,50
Ni-Cr-Ti	1	124,58	75,75	74,50	99,59	147,42
	2	176,92	227,92	281,50	302,09	282,33
	3	308,67	238,59	201,00	207,34	245,17
	4	288,08	217,34	278,25	374,59	481,09
	5	218,17	178,00	183,42	312,67	384,33

APÊNDICE E

Valores, em Kpa, das médias de tensão cisalhante máxima em torno dos implantes para os diferentes metais avaliados.

		Implante				
Metal	Repetição	A	B	C	D	E
Ti cp	1	7,45	5,78	10,43	4,62	6,52
	2	2,94	4,96	7,14	5,72	4,24
	3	4,73	5,22	7,96	4,25	5,62
	4	5,94	7,19	5,39	7,52	5,38
	5	3,63	6,29	5,83	5,88	5,92
Co-Cr	1	8,64	9,53	12,26	4,63	6,23
	2	5,92	6,75	4,3	5,89	5,74
	3	7,96	11,98	10,67	4,59	7,47
	4	6,99	9,51	9,62	6,64	8,45
	5	7,85	7,29	9,49	8,26	6,02
Ni-Cr-Ti	1	0,33	0,60	0,45	0,33	0,48
	2	4,76	6,46	5,90	5,12	6,76
	3	7,44	7,35	4,72	7,01	6,74
	4	10,30	9,97	6,22	9,05	8,27
	5	5,59	8,45	7,95	7,39	5,87

APÊNDICE F

Valores absolutos de adaptação marginal, em μm , obtidos pela diferença entre os dados de passividade e desajuste vertical das estruturas.

Metal	Repetição	Implante				
		A	B	C	D	E
Ti cp	1	192,67	104,25	39,84	39,25	67,17
	2	38,92	48,67	67,08	71,42	73,09
	3	7,42	81,34	99,75	71,51	12,76
	4	133,33	85,84	40,41	49,09	58,51
	5	77,67	56,83	44,00	50,75	61,84
Co-Cr	1	35,25	81,75	125,59	168,83	208,75
	2	400,08	280,42	190,66	117,59	139,09
	3	34,17	371,50	178,76	171,17	136,33
	4	40,25	188,42	270,08	246,34	105,83
	5	106,67	87,59	43,00	37,92	27,83
Ni-Cr-Ti	1	28,41	44,08	60,33	88,59	114,09
	2	147,09	209,75	261,00	278,42	256,50
	3	283,67	207,42	170,00	184,01	225,50
	4	185,25	175,51	256,75	365,42	452,26
	5	147,00	125,17	162,09	305,67	370,33

APÊNDICE G

Valores de redução de desajuste, em percentual (%), obtidos pela aplicação de uma regra de três simples entre os dados de passividade e desajuste vertical das estruturas.

		Implante				
Metal	Repetição	A	B	C	D	E
Ti cp	1	13,67	17,21	46,29	43,46	43,64
	2	36,97	32,56	27,54	17,52	13,93
	3	76,63	13,32	19,93	20,84	48,12
	4	20,40	16,39	34,38	25,16	17,41
	5	19,51	24,05	35,61	32,26	18,46
Co-Cr	1	82,50	52,31	24,54	21,29	25,16
	2	8,40	13,65	29,99	35,95	46,18
	3	80,02	17,08	29,79	27,73	37,89
	4	67,47	10,88	4,93	9,55	40,71
	5	38,16	29,88	56,35	54,45	58,15
Ni-Cr-Ti	1	77,20	41,81	19,02	11,05	22,61
	2	16,86	7,97	7,28	7,84	9,15
	3	8,10	13,06	15,42	11,25	8,02
	4	35,69	19,25	7,73	2,45	5,99
	5	32,62	29,68	11,63	2,24	3,64