



ALESSANDRA REGINA DEROGIS DAMACENO
Cirurgiã Dentista

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA INFLUÊNCIA DE INTERMEDIÁRIOS
PROTÉTICOS NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES INDUZIDAS POR
INFRA-ESTRUTURAS IMPLANTO-SUPORTADAS SUBMETIDAS À
SOLDAGEM A LASER**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica - Área de concentração em Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Piracicaba
2007

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

D18a Damaceno, Alessandra Regina Derogis.
Análise fotoelástica da influência de intermediários protéticos na distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas submetidas à soldagem a laser. / Alessandra Regina Derogis Damaceno. - Piracicaba, SP: [s.n.], 2007.

Orientador: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fotoelasticidade. 2. Prótese dentária. 3. Implante dentário. 4. Próteses e Implantes. I. Nóbilo, Mauro Antônio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em inglês: Photoelastic stress analysis of abutments influence on stress distribution induced by implant-supported frameworks submitted to laser welding

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Photoelasticity. 2. Dental prosthesis. 3. Dental implantation. 4. Protheses and implants

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Ricardo Faria Ribeiro, Manoel Gomes Tróia Júnior, Guilherme Elias Pessanha Henriques, Rafael Leonardo Xediek Consani

Data de defesa: 29-11-2007

Programa de Pós Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 30 de Novembro de 2007, considerou a candidata ALESSANDRA REGINA DEROGIS DAMACENO aprovada.

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

PROF. DR. RICARDO FARIA RIBEIRO

PROF. DR. MANOEL GOMES TRÓIA JÚNIOR

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Ao meu esposo Elcio,

Pela sabedoria com a qual conduziu meu esforço para a elaboração deste trabalho e pelas palavras de ânimo sempre bem vindas em momentos difíceis

Aos meus pais, Ivo e Angelina, e irmãos, Marcos e Fernando,

por todo o incentivo, amor e carinho dedicados a mim...

Dedico esta tese.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao estimado **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**,

Pela confiança a mim creditada desde o início de nosso convívio e por todo conhecimento compartilhado durante o período em que estive sob sua orientação.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, do Departamento de Materiais Dentários da Universidade de São Paulo (FORP-USP), pela receptividade e atenção com que permitiu a utilização do equipamento de análise fotoelástica utilizado para a realização desta pesquisa.

À **Conexão Sistemas de Prótese**, pela doação dos componentes e sistema retificador utilizados nesta pesquisa.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas-UNICAMP**, na pessoa do seu digníssimo Diretor **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**.

Ao Coordenador do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da FOP - UNICAMP, **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, pela competência em administrar suas funções.

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP** e **todos os professores do Curso de graduação**, por terem me proporcionado uma excelente formação acadêmica, de base importantíssima para esta nova conquista de minha vida.

À **Prof^a. Dr^a. Altair Antoninha Del Bel Cury**, por ter cedido as dependências do Laboratório de Prótese Parcial Removível.

Ao colega **Sérgio Bernardes**, Doutorando do Programa de Pós-graduação da FORP-USP, por toda orientação e ajuda dispensada durante a utilização do polariscópio circular para a realização da análise fotoelástica deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, pela amizade e troca de conhecimentos transmitidos durante os momentos de convívio.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho** por ter gentilmente cedido as dependências do Laboratório de Materiais Dentários.

À **Clássico - Artigos Odontológicos**, por ter cedido o material duplicador necessário para a confecção do modelo fotoelástico desta pesquisa.

Ao Engenheiro Mecânico **Marcos Blanco Cangiani**, do laboratório de Materiais Dentários da FOP-UNICAMP, pelo auxílio com o manejo do microscópio mensurador.

Ao TPD **Eduardo Pinez Campos**, do laboratório de Produção da FOP-UNICAMP, por ter sido sempre tão prestativo em momentos em que precisei de seu auxílio.

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica pela convivência e troca de conhecimentos compartilhados ao longo do curso.

À nossa estimada “**Dona Jose**”, do laboratório de Prótese Parcial Removível, sempre tão solícita com todos os alunos de Pós-graduação.

À **Shirley**, secretária do Departamento de Periodontia e Prótese da FOP - UNICAMP, por sempre ter me auxiliado de forma profissional e amiga.

RESUMO

Este estudo avaliou comparativamente a influência de diferentes intermediários protéticos na indução de tensões em infra-estruturas implanto-suportadas soldadas a laser através da análise fotoelástica. Para isso, foram confeccionadas três infra-estruturas metálicas em monobloco, fundidas em titânio, sobre uma matriz metálica com forma e dimensões similares ao arco mandibular, sendo: 1- infra-estrutura confeccionada com pilares Ucla; 2- infra-estrutura confeccionada sobre pilares Esteticone e 3- infra-estrutura confeccionada sobre pilares Microunit. Após avaliação da interface de adaptação em microscopia óptica e análise de passividade em polariscópio circular, as peças foram seccionadas e submetidas à soldagem vertical a laser. As peças foram novamente avaliadas em relação à adaptação e posteriormente submetidas à análise fotoelástica para comparação do padrão de tensões. Os resultados mostraram a eficiência da soldagem a laser na redução de tensões induzidas pelas infra-estruturas. O método ainda permitiu formação de diferentes padrões de comportamento para os diferentes pilares. Os maiores valores de ordem de franja foram encontrados para a infra-estrutura confeccionada sobre pilares Ucla, seguida daquela sobre pilares Esteticone e por último daquela sobre pilares Microunit. No entanto, a distribuição de tensões ao redor dos implantes foi mais homogênea quando os pilares Esteticone e Microunit foram utilizados. Os valores de desadaptação vertical após soldagem laser encontrados para os diferentes pilares foram de 147.9 μ m, 389 μ m e 179.4 μ m respectivamente para os pilares Ucla, Esteticone e Microunit. Concluiu-se que a técnica de soldagem a laser de infra-estruturas implanto-suportadas reduz significativamente a indução de tensões aos implantes, e que a utilização de pilares intermediários, apesar de permitir maior desajuste marginal das peças, distribui melhor o padrão de formação destas tensões geradas ao redor dos mesmos, com maiores (Esteticone) ou menores (Microunit) valores de ordem de franja.

Palavras chave: prótese implanto-suportada, passividade, análise fotoelástica.

ABSTRACT

This study evaluated the influence of different abutments on stress formation by implant-supported frameworks submitted to laser welding through photoelastic analysis. Three titanium frameworks were cast in-one-piece in a metallic master cast with shape and dimension of mandibular arch: I –framework fabricated with Ucla abutments, II –framework fabricated over Esteticone abutment and III- framework cast over Microunit abutment. After fit optical microscopy evaluation and non passive analysis in circular polariscopy, the frameworks were sectioned and submitted to vertical laser welded to posterior optical and stress formations analysis to compares the abutments tested. Results showed the laser weld efficiency in the implanted-supported framework stress reduction although had allowed different stress formation patterns among the abutments. The higher franje order number was attributed to the framework cast with Ucla abutments, followed by that cast over Esteticone and Microunit abutments respectively. However the distribution of stress pattern around implants was better with esteticone and microunit abutments utilization. After laser welding the vertical marginal fit found were 147.9 μm , 389 μm and 179.4 μm to Ucla, Esteticone and Microunit abutments, respectively. This study concluded that the laser welding technique reduced significantly the stress formation in the implanted-supported frameworks and although the use of abutments increase the marginal fit of frameworks it allowed the better stress pattern distribution around the implants with higher (Esteticone) and lower (Microunit) franje order number values.

Keywords: fixed implant prosthesis, passivity, photoelastic analysis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	7
2.1 OSSEOINTEGRAÇÃO E BIOMECÂNICA NA IMPLANTODONTIA	7
2.2 ASSENTAMENTO PASSIVO EM PRÓTESES SOBRE IMPLANTES	15
2.3 O USO DO TITÂNIO E DA SOLDA A LASER NA ODONTOLOGIA	19
2.4 PILARES INTERMEDIÁRIOS EM PRÓTESES SOBRE IMPLANTES	35
2.5 FOTOELASTICIDADE	43
3 PROPOSIÇÃO	61
4 MATERIAIS E MÉTODOS	63
4.1 CONFECÇÃO DA MATRIZ METÁLICA	63
4.2 CONFECÇÃO DO MODELO FOTOELÁSTICO	63
4.3 CONFECÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS	68
4.4. METODOLOGIA DA ANÁLISE FOTOELÁSTICA	74
4.4.1 DETERMINAÇÃO DAS FRANJAS ISOCLÍNICAS	75
4.4.2 DETERMINAÇÃO DAS FRANJAS ISOCROMÁTICAS	76
4.4.3 LEI DE BREWSTER	77
5 RESULTADOS	79
5.1 ANÁLISE EM MICROSCOPIA ÓPTICA	79
5.2 ANÁLISE FOTOELÁSTICA	80
5.2.1 ANÁLISE FOTOELÁSTICA APÓS SOLDAGEM	81
6 DISCUSSÃO	85

7 CONCLUSÃO	93
REFERÊNCIAS	95

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, os implantes de titânio vêm sendo amplamente utilizados na reabilitação de indivíduos total ou parcialmente edêntulos devido às vantagens oferecidas por suas propriedades mecânicas e excelente ancoragem óssea conhecida como osseointegração, considerada essencial para o sucesso da terapia com implantes (Merz *et al.*, 2000; Cibirka *et al.*, 2001).

O implante dental é um sistema protético feito de material biocompatível inserido nos tecidos orais através da mucosa, perióstio e tecido ósseo para suportar uma prótese fixa ou removível. Os pilares protéticos são os componentes do sistema que auxiliam na cicatrização tecidual ao redor do implante assim como suportam ou retêm a prótese. Podem ser conectados aos implantes após o procedimento cirúrgico ou após a osseointegração. Os pilares são retidos no implante pelo emprego de um mecanismo de encaixe, associado a parafusos. Os implantes originais, com hexágono externo, apresentam este tipo de fixação. No entanto, os implantes com conexão interna (hexágono interno ou cônica) ganharam popularidade por evitar o desaperto dos parafusos (Merz *et al.*, 2000) promovendo maior interface de relacionamento entre pilar intermediário e implante.

Também devemos considerar que forças oclusais aplicam aos implantes cargas axiais e tangenciais, assim como torque, em parte devido à geometria dos componentes protéticos (Moberg *et al.*, 2001; Engquist *et al.*, 2002; Bozkaya & Müftü, 2004; Cehreli *et al.*, 2004).

Muitas complicações podem ocorrer após a fase de reabilitação protética, onde os implantes, até então resguardados, são colocados em função na cavidade oral (Lindquist *et al.*, 1988; Duyck *et al.*, 2001) Dentre as complicações relatadas podemos citar o afrouxamento do parafuso do pilar intermediário ou da prótese, fratura do material de revestimento, dentre outros, podendo até levar à perda da osseointegração (Schwarz, 2000). Carter *et al.*, em 1981, já relatavam que o osso, comparado a outros materiais estudados, possuía

pobre resistência à fadiga. No entanto, estes mesmos autores relataram que danos pequenos ocorrendo diariamente no osso poderiam funcionar como um estímulo constante ao mesmo através do processo de remodelação óssea. O dano acabaria por ser significativo quando a remodelação óssea não compensasse o estímulo danoso inicial (Hansson, 2003).

As complicações parecem acontecer, segundo alguns autores, com maior frequência nas conexões entre hexágono externo do implante e pilar intermediário (Binon, 1996; Schwarz, 2000), sendo bem menos ocorrente nas conexões tipo hexágono interno ou cone-morse (Merz *et al.*, 2000). Outros autores, no entanto, contradizem estas considerações e relatam existir comportamentos similares para hexágono externo e interno, inclusive no que diz respeito à distribuição de forças aos implantes (Çehreli *et al.*, 2004). A questão é que o desenho mecânico do tipo de conexão tem efeito significativo na manutenção da interface osso/implante, seja no quesito biomecânico, como na indução de tensões, como no biológico, quando permite infiltração bacteriana na interface de conexão, influenciando diretamente no sucesso em longo prazo da reabilitação (Jansen *et al.*, 1997; Silva, 2003; Çehreli *et al.*, 2003; Bozkaya & Müftü, 2004).

Fatores como inclinação de cúspides, inclinação dos implantes e mau posicionamento vertical e horizontal destes também influenciam na sobregarga (Kinni *et al.*, 1987; Weinberg & Kruger, 1995; Hecker *et al.*, 2006).

Embora alguns autores não exijam excelente adaptação protética aos implantes osseointegrados já que a passividade absoluta não é possível de ser atingida (Sahin & Çehreli, 2001), o desafio na implantodontia continua sendo a obtenção de bom assentamento dos componentes protéticos sobre os implantes, buscando o ajuste da prótese às demandas estruturais e funcionais, de maneira a oferecer ao paciente a melhor reabilitação oral possível. Dentro deste aspecto, as reabilitações fixas implanto-suportadas que visam repôr elementos dentários ausentes em todo o arco dental, também conhecidas por protocolo Branemark, são as que oferecem maior risco à desadaptação, devido à extensão e formato

curvo da peça e, conseqüentemente, são as que induzem maior tensão nos implantes.

Embora este tipo de prótese venha sendo aplicado há alguns anos e oferecer bastante previsibilidade em seus resultados (Bernard *et al.*, 1995; Becker *et al.*, 1997; Bruyn & Collaert, 2002), a questão da indução de tensões é uma consideração que deve sempre se sobrepôr nestes tipos de reabilitações.

Além disso, se o protocolo original de Branemark for seguido, cerca de cinco ou seis implantes são necessários para este tipo de tratamento. O desafio hoje é promover funcionalidade, mas principalmente, desenvolver um protocolo mais simples e de menor custo para o paciente. Dentro deste aspecto, o conceito “*All-on-four*” para reabilitações fixas implanto-suportadas vem sendo desenvolvido e avaliado utilizando apenas quatro implantes na região anterior de mandíbula para suportar uma prótese fixa de arco completo em resina acrílica (Branemark *et al.*, 1995; Engquist *et al.*, 2002; Maló *et al.*, 2003).

Independente do número de implantes utilizados em uma reabilitação implanto-suportada, o conceito de obter-se aceitável adaptação entre o implante e o pilar intermediário e deste com a infra-estrutura metálica continua sendo importante na determinação do sucesso desta prótese (Skalak, 1983; Rangert *et al.*, 1989; Waskewicz *et al.*, 1994; Jemt & Lie, 1995; Jemt *et al.*, 1996; Binon, 1996; Clelland & van Putten, 1997; Byrne *et al.*, 1998; Wee *et al.*, 1999; Watanabe *et al.*, em 2000; Silva, 2001; Dalle Piagge, 2003; Sousa, 2003; Kitagawa *et al.*, 2005).

Neste contexto, a falha de adaptação da prótese sobre os pilares é causada por diversos fatores durante o processo de confecção de uma prótese, o que acaba por promover a distorção da peça (Millington & Leund, 1995). Dentre estes fatores podemos citar os procedimentos de moldagem, a confecção do modelo mestre, o padrão de cera da infra-estrutura, o processo de fabricação e o material de revestimento estético aplicado (Rubeinstein & Ma, 1999; Wee *et al.*, 1999). Até mesmo o material selecionado para a confecção da infra-estrutura metálica influencia na adaptação. O titânio e o ouro têm sido os mais indicados para a confecção de próteses implanto-suportadas, devido às suas desejáveis

características de resistência mecânica, à corrosão e apresentar biocompatibilidade (Parr *et al.*, 1985; Lautenschlager & Monaghan, 1993). O titânio ainda apresenta baixo peso e baixo custo, o que o torna uma excelente indicação na rotina do profissional clínico. No entanto, a preocupação com a desadaptação de próteses fixas implanto-suportadas começou a aumentar de maneira considerável quando o titânio foi introduzido na Odontologia como material alternativo às ligas nobres, pois apesar de o mesmo possuir características desejáveis, apresenta como principal desvantagem pobre adaptação marginal, comparado à ligas nobres, principalmente quando se apresenta na forma de titânio comercialmente puro fundido. Seu baixo peso específico também dificulta a obtenção de um bom escoamento durante o processo de fundição (Sjogren *et al.*, 1988; Berg *et al.*, 1995; Henry *et al.*, 1997; Ortop *et al.*, 1999; Jemt *et al.*, 2000; Takahashi & Gunne, 2003; Silva, 2003).

Dentre os métodos que podem ser utilizados para melhorar a adaptação destas peças, principalmente as extensas e em curva, está o método de secção e soldagem a laser, cuja variedade de estudos vem tentando, desde suas primeiras aplicações na odontologia, minimizar as distorções de fundição de infra-estruturas fundidas em monobloco (Gordon & Smith, 1970; Sjogren *et al.*, 1988; Jemt & Linden, 1992; Bergendal & Palmquist, 1995; Rubeinstein, 1995; Berg *et al.*, em 1995; Riedy *et al.*, 1997; Jemt *et al.*, 1998; Ortop & Jemt, 1999; Wee *et al.*, 1999; Ortop *et al.*, em 1999; Silva, 2001; Kleine, 2002; Watanabe *et al.*, 2002; Takahashi & Gunne, em 2003; Sousa, 2003; Baba & Watanabe, 2004; Hart & Wilson, 2006).

Ainda em relação à influência dos diferentes tipos de intermediários protéticos existentes no mercado para a reabilitação implanto-suportada, Silva, em 2003, verificou que a desadaptação de infra-estruturas protéticas do tipo protocolo Branemark sobre pilares intermediários do tipo UCLA foi menor quando comparada àquela obtida para pilares do tipo esteticone. Estas diferenças de níveis de desadaptação poderiam estar relacionadas com os diferentes formatos dos pilares, e teoricamente poderiam induzir diferentes padrões de assentamento

da peça promovendo, conseqüentemente, diferentes padrões de distribuição de tensões sobre os implantes e tecido circunjacente.

Para que possamos avaliar o assentamento passivo destas reabilitações diferentes métodos são bastante citados e discutidos na literatura (Clelland *et al.*, 1993; Wang & Hobkirk, 1996; Clelland & van Putten, 1997; Kan *et al.*, 1999; Watanabe *et al.*, 2000; Cehreli *et al.*, 2004; Hansson, 2003). No entanto, do ponto de vista qualitativo, o método de análise de tensões através da fotoelasticidade torna-se bastante interessante para a avaliação de diferentes padrões de distribuições de tensões em reabilitações implanto-suportadas devido à análise visual direta das tensões formadas após aplicação de carga (Nooman, 1949; Glickman *et al.*, 1970; Haraldson, 1980; Kinni *et al.*, 1987; Meirelles, 2003; Clelland & van Puten, 1997; Wasckewicz *et al.*, 1994; Kenney & Richards, 1998; Rubo & Souza, 2001; Meirelles, 2003; Fernandes *et al.*, 2003; Ochiai *et al.*, 2003; Cehreli *et al.*, 2004; Torres, 2005; Barbosa, 2006; Bernardes *et al.*, 2006). Somado a isto, a inexistência de grande número de estudos que avaliem a influência de diferentes intermediários protéticos na indução de tensões em implantes pode justificar o nosso interesse em desenvolver este estudo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Osseointegração e Biomecânica em implantodontia

Carter *et al.*, em 1981, realizaram testes de tração e compressão não-axiais em amostras de osso cortical de fêmur humano, e observaram que nem tanto a magnitude destas forças, mas sim a frequência com que elas são aplicadas (velocidade do ciclo de aplicação) no tecido ósseo, é que influenciam no surgimento de microdanos ou fadiga no tecido ósseo. Além disso, verificou que esta fadiga acumulou-se mais em regiões que receberam forças compressivas do que naquelas que receberam forças de tração.

Skalak, em 1983, considerando os aspectos biomecânicos em reabilitações protéticas sobre implantes osseointegrados, analisou a distribuição macroscópica de estresse e mecanismos de transferência de carga nas proximidades da interface osso/implante, com a finalidade de informar alguns aspectos que podem transferir estresse do implante para o osso. O autor relatou que implantes rosqueáveis transmitem maiores tensões para osso circunjacente, quando comparados a implantes lisos. O autor também considerou que, em uma reabilitação fixa extensa, os aspectos de rigidez da infra-estrutura e dos implantes, geometria e disposição dos mesmos no arco, assim como submissão da peça a torções e trações ou desadaptação da mesma sobre os implantes, e a aplicação de revestimentos estéticos, principalmente na mandíbula, influenciam na direção e intensidade da transmissão de tensões à interface da osseointegração.

Lindquist *et al.*, em 1988, através de um estudo longitudinal “in vivo”, analisaram a reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados em reabilitações fixas em mandíbulas. Foram selecionados dois grupos de pacientes desdentados mandibulares, compostos por 25 e 21 pessoas, os quais foram submetidos a tratamentos idênticos de reabilitação através de próteses fixas implanto-suportadas, e acompanhados respectivamente por intervalos de quatro a

cinco anos, em média. Radiografias intra-orais foram realizadas durante o período de acompanhamento, sendo que as tomadas originais realizadas logo após o término das reabilitações foram utilizadas de forma que fossem avaliadas de forma comparativa e permitissem a inspeção de perda óssea e alterações na densidade e arquitetura do osso ao redor dos implantes. A altura da ancoragem óssea foi medida nas regiões mesial e distal de cada implante, e a média dos valores foi obtida para cada um deles. Outras variáveis como força de mordida, eficiência mastigatória, índices clínicos de disfunções, atrição, uso oclusal e grau de reabsorção óssea também foram avaliados antes do tratamento, através de radiografias de perfil. O índice de higiene oral foi controlado durante o período de avaliação. Os resultados mostraram que a perda óssea marginal ao redor dos implantes durante os três primeiros anos foi similar para ambos os grupos. A maior perda ocorreu durante o primeiro ano (0,40 a 0,45 mm). As perdas adicionais anuais foram por volta de 0,07 a 0,08 mm. Os autores também observaram que os implantes mediais tinham uma maior perda óssea quando comparados aos mais posteriores, e sugeriram mais estudos neste contexto. Fatores como força de mordida, eficiência mastigatória, extensão de cantilever, assim como os outros avaliados neste estudo não mostraram grau de correlação com a perda óssea. No entanto, o grau de higiene oral influenciou o grau de perda óssea em indivíduos com higiene bucal insatisfatória.

Rangert *et al.*, em 1989, enfatizaram considerações a respeito de biomecânica em reabilitações protéticas fixas sobre implantes confeccionadas de acordo com o protocolo Branemark, sugerindo algumas orientações para a prática clínica, a fim de controlar a distribuição de carga sobre os implantes e destes ao osso. Os autores alertaram o fato de que o número e a distribuição antero-posterior dos implantes em protocolos Branemark é de grande importância para compensar a carga gerada pela atuação das forças de mastigação devido ao cantilever presente nestas peças. Idealiza-se que os mesmos devam ter uma extensão mínima. Os autores também citam a grande importância da obtenção de

uma carga bem distribuída em toda a prótese, assim como de aceitável adaptação entre os componentes protéticos e a infra-estrutura da prótese, de forma a favorecer a função dos parafusos de fixação da peça. A modificação da inclinação das cúspides dos dentes também pode controlar forças transversas geradas durante a função.

Weinberg & Kruger, em 1995, realizaram um estudo comparativo no parafuso protético, parafuso do pilar e no implante em modelos simulados em computador que representavam situações clínicas complexas como inclinação acentuada de cúspides, inclinação de implantes ou mau posicionamento dos mesmos no sentido vertical e horizontal. A análise foi realizada no intuito de se colher dados percentuais que representassem a quantidade de alterações existentes entre estas condições e um modelo teste padrão ideal (implante e coroas bem posicionados, com inclinação de cúspide de 20°). Os resultados mostraram que quanto maior a inclinação das cúspides, maior o torque produzido nos componentes e implante. O posicionamento incorreto do implante no sentido horizontal (mais vestibularizado ou lingualizado) também mostrou ser uma situação a ser considerada como o segundo fator que mais influencia na indução de tensões ao sistema. Por último, a inclinação dos implantes e o mau posicionamento apical dos mesmos produziram o mínimo torque. Os autores concluíram que, embora estes dados não sejam uma análise quantitativa, no mínimo proporcionam orientações para o diagnóstico e planejamento dos casos.

Branemark *et al.*, em 1995, realizaram um estudo retrospectivo em 156 pacientes reabilitados, há dez anos, com próteses implanto-suportadas, nos quais avaliou-se, de maneira comparativa, o índice de sobrevivência dos implantes para casos onde os mesmos foram utilizados em número de quatro ou seis. O protocolo de dois estágios cirúrgicos foi conduzido. Após o período de cicatrização (três a quatro meses para mandíbula e cinco a oito para maxila), foram instaladas próteses fixas em ouro e resina acrílica. Radiografias foram tomadas no momento

da instalação da prótese e, após, anualmente, até completar dez anos de acompanhamento. Os resultados mostraram que o índice de sobrevivência na mandíbula foi de 88.4% e 93.2% para tratamentos com quatro e seis implantes, respectivamente. Para a maxila, os mesmos índices foram de 80.3% e 78.3%, respectivamente. Os autores concluíram que embora exista um risco de perder um ou mais implantes quando somente quatro, ao invés de seis, são instalados para suportar uma prótese fixa, a probabilidade de manutenção por dez anos mostrou-se semelhante para ambos os grupos. Portanto, reconstruções protéticas podem ser realizadas com quatro implantes com grande previsibilidade de manutenção.

Bernard *et al.*, em 1995, realizaram um estudo clínico onde avaliaram a aplicabilidade de inserir implantes Branemark de acordo com o protocolo cirúrgico de um estágio, através da instalação de cicatrizadores, ao invés de cover screws, após a colocação de implantes em mandíbulas edêntulas. Além disso, avaliaram também a previsibilidade de osseointegração assim como o potencial de estabilização destes implantes após reabilitá-los com overdentures. Para tal, cinco pacientes edêntulos receberam dois implantes Branemark na região de caninos inferiores, os quais receberam cicatrizadores transmucosos logo após a cirurgia. No pós-cirúrgico, os pacientes foram orientados a não utilizar qualquer prótese no arco inferior por uma semana e foram instruídos em relação a higienização. Três meses após, avaliações clínica e radiográfica foram realizadas no intuito de se confirmar a osseointegração antes de instalar os attachments tipo bola sobre os implantes, e conseqüentemente, realizar a captura dos cilindros protéticos na overdenture já pronta para instalação. Novas avaliações clínicas e radiográficas foram conduzidas após um ano de instalação dos implantes e, conseqüentemente, nove meses após o carregamento funcional dos mesmos. Os resultados mostraram que após três meses de controle todos os implantes apresentaram-se perfeitamente estáveis, assintomáticos e livres de qualquer radiolucidez periimplantar, indicando que a osseointegração havia ocorrido. Após um ano de avaliação, e nove meses da instalação da prótese, nenhum dos pacientes

apresentou qualquer sintoma em relação aos implantes, assim como não foi notada perda óssea inicial significativa (<1.5mm) ao redor dos implantes em um ano de controle. Os autores concluíram que, dentro das limitações de seu estudo, incluindo o número de pacientes avaliados, a utilização do protocolo de estágio único pode ser realizada, simplificando a terapia com implantes osseointegráveis, questionando-se, portanto, se a questão do desenho dos implantes criado para a técnica de dois estágios cirúrgicos não deve ser alterada para um desenho transmucoso que simplifica esta técnica.

Becker *et al.*, em 1997, realizaram um estudo multicêntrico longitudinal no qual avaliaram o índice de sucesso em reabilitações realizadas através de um único estágio cirúrgico. Para tal, 135 implantes foram instalados em indivíduos parcial ou totalmente edentados, sendo que 45 destes implantes foram instalados em maxilas e 90 em mandíbulas. Dos pacientes utilizados, 53 eram parcialmente edentados, e 12 eram completamente edêntulos (10 na mandíbula e 2 na maxila). Após a instalação dos implantes, avaliou-se o nível da crista óssea vestibular através do uso de sonda periodontal, e transmucosos foram posteriormente instalados. Períodos de cicatrização de 170 dias para a maxila e de 147 para a mandíbula foram aguardados para a instalação dos pilares intermediários. Radiografias, posteriormente digitalizadas, foram tomadas no momento e após um ano da instalação dos pilares intermediários, com a finalidade de se avaliar, de maneira comparativa, os níveis da crista óssea mesial e distal ao redor dos implantes. Os resultados mostraram que a instalação dos implantes não provocou alterações significativas no nível das cristas ósseas maxilares e mandibulares, assim como não houve alterações significantes para as análises radiográficas do nível ósseo méso-distal dos implantes após instalação dos pilares e acompanhamento de um ano. O estudo concluiu, portanto, que a colocação de implantes em apenas um estágio cirúrgico proporcionam excelentes resultados clínicos quando colocados em ossos com boa quantidade e qualidade.

Moberg *et al.*, em 2001, compararam dois sistemas de implantes, Branemark (dois estágios cirúrgicos) e ITI (estágio cirúrgico único), por três anos. Quarenta pacientes desdentados mandibulares foram divididos em dois grupos de vinte e tratados com os diferentes sistemas. Todos receberam próteses fixas aparafusadas de arco completo, em resina acrílica e dentes artificiais, variando o número de implantes instalados de quatro a seis. Parâmetros protéticos e biológicos, complicações, índice de sobrevivência, eficácia clínica e satisfação dos pacientes foram avaliados. Nenhuma diferença foi encontrada em relação ao acúmulo de placa, índice de sangramento e complicações durante o período de preservação. O sistema Branemark mostrou sulco periimplantar mais profundo, menor faixa de gengiva inserida e maiores valores para o Periotest. Nenhuma complicação protética foi relatada para os dois sistemas de implantes. Após três anos, o índice de sucesso cumulativo não apresentou diferença estatística significativa entre os diferentes sistemas. Houve satisfação do paciente de uma maneira geral, a não ser pelo fato de metade dos pacientes que receberam implantes Branemark reclamarem das etapas cirúrgicas. O tempo de tratamento foi similar para os dois sistemas, podendo os autores concluir que ambos possuem requisitos atuais para o tratamento com implantes de mandíbulas edêntulas.

Duyck *et al.*, em 2001, avaliaram a aplicação de carga estática e dinâmica em implantes Branemark de 10mm instalados bicorticalmente em tíbias de coelhos a fim de investigar a resposta óssea marginal ao redor dos implantes. Os implantes foram estaticamente carregados com uma força transversal de 29.4N aplicada a uma distância de 1.5mm a partir do topo do implante, resultando em um momento de flexão de 4.4N/cm. O carregamento dinâmico foi realizado com uma força transversa de 14.7N aplicada em uma distância de 50mm a partir do topo do implante, resultando em um momento de flexão de 73.5Ncm, com 2.520 ciclos no total, com frequência de 1 Hz. Um implante não foi carregado para servir de controle. O carregamento foi realizado por quatorze dias. Cortes

histológicos foram realizados para a análise dos resultados. Os resultados mostraram que as imagens foram semelhantes para o grupo controle (sem carga) e com carga estática, apenas com aumento da espessura da cortical óssea lamelar marginal e apical dos implantes de extremidade. Já no carregamento estático, houve a formação de defeitos ósseos na crista marginal, com uma ligeira redução de densidade nestas regiões.

Engquist *et al.*, em 2002, também realizaram um estudo longitudinal comparando dois sistemas de implantes, Astra Tech e Branemark, em relação ao nível de perda óssea marginal e o conseqüente índice de sobrevivência, já que o primeiro sistema apresenta macro e micro diferenças no design em relação ao segundo. Foram incluídos 68 pacientes neste estudo, divididos em dois grupos com probabilidades equivalentes de receber implantes Astra Tech ou Branemark. Radiografias intra-orais foram realizadas no momento da instalação do implante, após a conexão com o pilar intermediário, após a instalação da prótese, além do acompanhamento de após um e três anos. Os resultados mostraram que o padrão de perda óssea marginal foi diferente para os dois sistemas de implantes, mas que não houve diferenças estatísticas significantes em relação à quantidade de perda óssea marginal.

Engquist *et al.*, em 2002, também propuseram a utilização do conceito “*All-on-four*” em reabilitações de um estágio, no intuito de encurtar o tempo e os custos para a paciente. Para tal, 82 pacientes foram tratados com quatro implantes Branemark, dois mediais e dois mais distalizados na região dos primeiros pré-molares, reabilitados com peças protéticas através do Sistema Procera® *All-in-one* Bridge, dividindo-se em três grupos experimentais: A, C e D. O grupo B foi usado como controle. Os mesmos eram compostos por: A) um estágio cirúrgico associado à instalação imediata de pilares intermediários, B) dois estágios cirúrgicos, para colocação de pilares intermediários após oito semanas (grupo controle) e C) um estágio cirúrgico através da utilização de implantes de

estágio único (conexão cônica). Estes três grupos foram reabilitados após doze semanas. Um quarto grupo, Grupo D, foi obtido com um estágio cirúrgico e reabilitado após duas a três semanas. Os resultados obtidos para os grupos A, C e D foram comparados aos do grupo controle B. O acompanhamento de um ano dos casos foi realizado neste estudo. Os resultados mostraram que a manutenção do osso marginal aos implantes foi similar para os implantes de um estágio, seja com implante único ou acoplado a pilar intermediário. As alterações na crista óssea foram similares para implantes de um ou dois estágios. Os autores concluíram que o uso de quatro implantes em reabilitações fixas mandibulares foi suficientes para suportar a prótese, e que um maior tempo de acompanhamento seria melhor para relatar os resultados do grupo D.

Bruyn & Collaert, em 2002, avaliaram o sucesso em três anos em função de implantes Branemark de superfície lisa ou não tratada carregados precoce ou imediatamente com reabilitações fixas de 12 elementos. No total, 184 implantes foram instalados em 36 pacientes: 30 deles com osso maduro e 6 com alguns dentes remanescentes que foram extraídos simultaneamente com a instalação dos implantes. As próteses provisórias foram instaladas de zero a cinquenta dias depois. Os resultados mostraram que dos 153 implantes instalados em osso maduro, apenas um falhou após 13 semanas da instalação da prótese. No entanto, 12 dos 31 implantes instalados simultaneamente com extrações falharam, após 14 semanas em função. Os autores concluíram que quatro a seis implantes com superfície lisa podem ser carregados precocemente ou imediatamente com próteses fixas de arco todo em tecido ósseo já maduro, que garante estabilidade primária, mas não podem ser carregados quando instalados após extração dental. Os autores sugerem maiores estudos que esclareçam se o risco de perda de implantes instalados após extração dental pode ser minimizado com o tratamento de superfície.

Maló *et al.*, em 2003, diante do conceito da “função imediata” em reabilitações fixas implanto-suportadas estar se tornando aceitável em mandíbulas edêntulas, propôs um estudo onde desenvolveram um protocolo cirúrgico e protético mais simples para a “função imediata” em mandíbulas através de quatro implantes Branemark, utilizando o conceito “*All-on-four*”. Para tal, realizaram um estudo clínico onde 44 pacientes receberam 176 implantes na região anterior da mandíbula, os quais, em número de quatro por paciente (dois na região anterior e dois mais posteriores, inclinados em 30° graus para distal, mas de forma anterior ao forame mentoniano) receberam próteses fixas em acrílico; 24 destes 44 pacientes receberam, de forma adicional, 62 implantes de reserva não incorporados na prótese imediata, mas quatro a seis meses depois. Avaliação de perda óssea marginal era realizada de forma periódica através de radiografias periapicais. Os índices de sobrevivência para o grupo com apenas quatro implantes utilizados para suportar a reabilitação e aquele com a incorporação posterior de implantes foram de 98,2% e 96,7%, respectivamente. O índice de sobrevivência para as próteses foi de 100% e a média de reabsorção óssea marginal foi baixa. A explicação para um índice mais baixo para o grupo com implantes adicionais incorporados na prótese foi a localização inadequada dos mesmos, provocando falhas, confirmando que apenas quatro implantes bem fixados e posicionados, com os dois deles mais distalizados e inclinados, já são suficientes para uma reabilitação inferior tipo protocolo com até doze dentes incorporados e um curto cantilever (um molar).

2.2 Assentamento passivo em próteses sobre implantes

Jemt & Lie, 1995, afirmaram que distorções tridimensionais durante a confecção de próteses implanto-suportadas podem gerar estresse nos implantes e comprometer a osseointegração. Devido a isso, os autores realizaram um estudo com o objetivo de medir a adaptação de próteses parciais fixas implanto-suportadas no modelo mestre, antes da inserção das mesmas na boca, a fim de

avaliar a precisão da estrutura. O estudo utilizou-se de 15 pacientes com maxila ou mandíbula edêntulos, tratados com cinco a seis implantes, que após estarem osseointegrados sofreram uma moldagem de transferência para obtenção dos respectivos modelos mestres. Mensurações com relação ao comprimento e curvatura dos arcos foram efetuadas. Foram confeccionadas próteses superiores e inferiores, todas com estruturas em liga de ouro tipo III, de acordo com os protocolos cirúrgico e protético. As estruturas foram revestidas por dentes de estoque e resina acrílica. A técnica fotogramétrica foi utilizada para medir e comparar a orientação tridimensional dos cilindros de ouro das estruturas em relação aos modelos de trabalho obtidos. As diferenças entre modelo e estrutura foram dados através de comparação com um ponto central dos eixos x,y e z entre os cilindros e os análogos, como também pela relação tridimensional de cada cilindro individualmente. O teste estatístico comparou próteses superiores com inferiores. Os resultados obtidos mostraram que a maior distorção tridimensional (média de 74 μ m) foi encontrada nas próteses maxilares, em comparação com as mandibulares (média de 42 μ m). A razão para isso pareceu ser o fato de que os implantes são colocados numa disposição em curva mais acentuada na maxila. Tanto nas próteses maxilares como nas mandibulares foram observadas maiores variações no plano horizontal (eixo x e y). No plano vertical (eixo z), a média dos valores obtidos para orientação angular dos cilindros das estruturas superiores e inferiores não mostraram diferenças estatísticas significantes (51 μ m para próteses inferior e 70 μ m para prótese superior), e quando comparadas com os valores do plano horizontal, estes últimos tiveram valores absolutos bastante superiores. Os estudo concluiu que as próteses podem apresentar distorção em relação ao modelo mestre, porém quando esta alcança valores menores que 150 μ m pode ser considerada clinicamente aceitável devido ao fato de poucas complicações serem relatadas com este nível de desadaptação.

Em 1996, Jemt *et al.*, avaliaram a validade e a aplicabilidade de 4 métodos computadorizados de mensuração de adaptação de próteses fixas

implanto-suportadas, comparando os dados coletados entre si. Todos eles utilizam como método de formação de dados o “método centróide”, o qual localiza o centro dos componentes e seu longo eixo. As análises de desadaptação são feitas pela sobreposição dos pontos centróides dos pilares e dos respectivos cilindros, e a distância entre eles é o “gap” de desadaptação. Dentre estes métodos estavam o Sistema Mylab de mensuração, o Sistema da Universidade de Washington, o método fotogramétrico e o método da Universidade de Michigan, que utiliza um sistema de digitalização a laser. Os resultados do estudo mostraram que os quatro métodos apresentaram resultados em análise tridimensional semelhantes entre si, com variação de 40 a 80 μ m. No entanto, o Sistema Mylab apresentou o menor desvio padrão. O método fotogramétrico foi o único que pode coletar dados intra-orais. O estudo também mostrou a importância da calibração para um teste de mensuração, a fim de que o mesmo se torne aplicável e possua reprodutibilidade.

Kan *et al.*, em 1999, discutiram a adaptação passiva de próteses implanto-suportadas e revisaram vários métodos clínicos sugeridos para a avaliação da adaptação da infra-estrutura da prótese. Os autores observaram que os níveis de adaptação clínica aceitáveis sugeridos por alguns autores eram de até 275 μ m, mas que outros estudos não mostravam correlação entre desadaptações de até 400 μ m e perda óssea marginal ao redor do implante ou outras complicações. No entanto, vários métodos de avaliação da desadaptação das próteses foram citados, como o da “pressão digital alternada” nas extremidades da peça, “visão direta com explorador e sensibilidade tátil” durante o assentamento da peça, “tomadas radiográficas periapicais”, “teste do aperto do parafuso único” em uma extremidade, e o “teste da resistência do parafuso”, no qual uma peça teria um assentamento passivo quando 10 ou 15 N fossem obtidos apenas com um giro de meia volta do parafuso, adicional à primeira resistência do mesmo durante o aparafusamento da peça, assim como aparelhos específicos, como o de fotogrametria tri-dimensional. Os autores salientaram, no entanto, a

importância dos clínicos combinarem os métodos de avaliação para minimizar a ocorrência de instalações de próteses com desadaptações exageradas.

Wee *et al.*, em 1999, fizeram uma revisão de procedimentos estratégicos avançados que visavam melhorar o assentamento passivo de próteses sobre implantes. Os autores relataram o fato de que as distorções provocadas pelos procedimentos laboratoriais de confecção das peças geram uma deformação permanente das mesmas, mas que se a soma das distorções colocadas em uma equação de distorção for igual a zero, o assentamento passivo da peça sobre os respectivos pilares é alcançado. As técnicas sugeridas pelos autores são direcionadas a métodos de indexação intra-oral para a obtenção de modelo mestre, onde um “index” ou guia pode ser confeccionado de forma a verificar a fidelidade do modelo em relação à cavidade oral, previamente à confecção da estrutura e de instalação das próteses. Na fase de confecção das estruturas, métodos como soldagem a laser de estruturas fragmentadas, cimentação ou soldagem de cilindros também auxiliam na obtenção de uma boa adaptação da peça. Quando um modelo mestre é preciso podem ainda ser utilizados métodos de soldagem a laser de componentes pré-fabricados de titânio, eliminando o processo de fundição, ou o uso da eletroerosão dos cilindros das estruturas. Os autores sugerem que o clínico faça a opção dentre estas técnicas de acordo com a situação clínica.

Sahin & Çehreli, em 2001, defenderam o conceito de que, apesar do fato dos procedimentos clínicos e laboratoriais não serem ideais para promover um assentamento absoluto dos componentes e peças protéticas sobre implantes, e diversos métodos de compensação destas distorções estarem sendo desenvolvidos, o efeito da falta de passividade é questionável. Os autores relatam que a passividade absoluta não pode ser alcançada, e que a quantidade de estudos longitudinais que reportem falhas especificamente atribuídas à desadaptação da peça protética é quase nula. Os autores colocam em discussão se realmente é importante a busca por uma adaptação absoluta entre os

componentes do sistema e colocam em dúvida qual seria uma adaptação aceitável. No entanto, recolocam que uma adaptação aceitável não é sinal de assentamento passivo. Os autores citam outros trabalhos onde pacientes que utilizaram próteses desadaptadas após cinco anos não apresentavam sinais de perda de osseointegração nem perda óssea marginal (por exemplo, Kallus & Bessing, 1994). Relatam também que existem três eixos de distorção para uma estrutura protética (x,y e z), sendo que a distorção mais pronunciada é no plano horizontal, principalmente em peças curvas. Os autores citam que por este motivo, métodos de soldagem a laser de componentes na horizontal induzem maior distorção que a soldagem vertical. Também colocam em questionamento o fato de que os métodos de determinação de passividade *in vivo* ainda não são práticos.

2.3 O uso do titânio e da solda a laser na Odontologia

Gordon & Smith, em 1970 relataram propriedades básicas, experiências e vantagens do uso da soldagem a laser em próteses parciais fixas e próteses removíveis com encaixe de precisão. A existência de trabalhos pioneiros na utilização da solda a laser, desde 1967, realizados pela união de restaurações em bloco fundidas em ouro tipo III e com espaço entre elas de 0,005 polegadas, foi relatada pelos autores, observando resultados bastante promissores. Nestes primeiros trabalhos, os níveis de energia utilizados pelo equipamento desenvolvido pelo Dr T.E.Fisher, da escola de Odontologia da Universidade do Alabama, variavam entre 6 a 12 joules, com um pulso de aproximadamente quatro milissegundos, podendo este aumentar para 8 milissegundos após a primeira seqüência de soldagem, e já era percebido que existia um relacionamento direto entre quantidade de energia utilizada e o tamanho do ponto de solda. Em dezembro de 1968, eram realizadas em 19 pacientes as primeiras soldagens práticas a laser em próteses parciais fixas de quatro elementos e próteses parciais removíveis com encaixes de precisão, onde as partes das infra-estruturas metálicas eram fundidas separadamente e depois unidas pelos pontos de solda. Os resultados mostraram ser bastante satisfatórios, mas posteriormente o nível de

energia utilizado aumentou para 11 a 16 joules, com pulso de oito milissegundos, o que permitiu a obtenção de trabalhos com bastante sucesso, sem qualquer falha dos pontos de solda durante o uso normal das peças pelo paciente. Os autores concluíram que a soldagem a laser promovia uma melhor adaptação das peças na boca, reduziam o tempo de trabalho laboratorial, ao mesmo tempo em que não eram encontradas falhas nos pontos de solda, o que garantia a resistência das peças quando em função.

Parr *et al.*, em 1985 introduziram aspectos importantes do titânio e suas ligas na Odontologia, relatando que as características de suas ligas, principalmente Ti-6Al-4V, em relação à propriedades físicas e mecânicas, são excelentes, como leveza, resistência à fadiga e à corrosão. A biocompatibilidade também é uma importante característica do titânio. Embora seu módulo de elasticidade de 16,5psi seja maior quando comparado ao osso (2,4psi) ainda está bem mais próximo do que outros metais, que chegam a apresentar 85.0psi. Já o titânio c.p possui um módulo de elasticidade bem menor, por volta de 15.0psi. Estas propriedades lideram uma melhor distribuição de tensões na interface implante/osso. A questão da resistência à corrosão, dada pela formação da camada de óxido de titânio, também deve ser considerada, pois alguns trabalhos laboratoriais avaliaram a influência de tensões produzindo efeitos mecânicos sobre o implante, alterando as propriedades da camada do óxido e conseqüentemente liderando à falha mecânica do sistema. O titânio c.p teoricamente é mais susceptível a este problema quando comparado à sua liga, que contém alumínio e vanádio. Estes últimos formam com o titânio componentes que aumentam a resistência à corrosão.

Em 1988, Sjogren *et al.*, realizaram um estudo no qual utilizaram o titânio comercialmente puro na confecção de infra-estruturas de próteses sobre implantes associado à soldagem a laser, por ser um material altamente biocompatível, além do seu custo ser mais acessível quando comparados às ligas de ouro tipo III. O objetivo do trabalho foi avaliar a resistência à flexão, à aplicação

de tensões e alongação dos pontos de solda efetuados em titânio através de soldagem a laser, a fim de verificar a aplicabilidade da mesma em próteses dentárias, comparando o titânio com liga de ouro tipo III unidas por brasagem. Para isso, foram confeccionadas grupos com oito barras de titânio cada, variando espessuras de 2mm (Grau 1) e 5 mm (Grau 2), com 70 mm de comprimento, posteriormente comparados com grupos equivalentes, porém com barras seccionadas em sua porção central e unidas novamente através de soldagem a laser. Nos grupos onde eram realizadas as soldagens a laser, utilizaram-se variações no nível de energia, duração do pulso e frequência durante a realização do procedimento. Os resultados obtidos foram comparados com os valores correspondentes de outros grupos de oito barras em liga de ouro tipo III (inteiras e seccionadas), com 5 mm de espessura, porém unidas por brasagem. Fotografias em microscopia eletrônica também foram efetuadas durante os testes. Os resultados mostraram que, durante o teste de flexão, todas as amostras de titânio soldadas a laser fraturaram no centro do ponto de solda, enquanto que as amostras em ouro unidas por brasagem fraturaram cruzando o ponto de união, e as amostras inteiras fraturaram por volta do centro das mesmas. Os valores de alongação captados durante o teste, tanto para o titânio como para a liga de ouro, mostraram uma redução da mesma pela soldagem a laser, enquanto que a resistência à flexão variou para mais ou para menos, assim como o teste de resistência a tensões, dependendo das variáveis na soldagem. As fotografias das regiões das fraturas das barras mostraram que o grau de deformação foi maior para aquelas inteiras. No entanto, os grupos soldados mostraram maior número de poros como defeitos. Os autores concluíram que a quantidade de poros e o risco de fratura dos pontos de solda em titânio dependeram das variações aplicadas durante a soldagem, e sugeriram mais estudos para definir uma melhor qualidade para o ponto de solda.

Os estudos com relação ao emprego do titânio continuaram a ser realizados, e Jemt & Linden, em 1992, verificaram que o número de reabilitações

em indivíduos tratados com implantes osseointegrados vinha crescendo, e que seria racional considerar o uso de partes de estruturas pré-fabricadas em titânio para a fabricação destas próteses, como uma alternativa às estruturas fundidas convencionalmente. Diante desta consideração, um estudo foi realizado em 583 pacientes edêntulos mandibulares tratados com próteses sobre implante na clínica Branemark no período 1987 a 1990, onde a maioria recebeu próteses com infra-estruturas confeccionadas pelo método convencional de fundição. No entanto, 86 destes pacientes receberam próteses com infra-estruturas de titânio soldadas com componentes pré-fabricados de maneira que se subdividiam em dois grupos: Titânio 1-infra-estrutura fabricada através da soldagem a laser de cilindros a componentes de barra pré-fabricados, através de pontos de solda verticais; Titânio 2- infra-estrutura fabricada através da soldagem a laser horizontal de cilindros em uma supra-estrutura, todos pré-fabricados. Radiografias foram realizadas antes e após a instalação das próteses, e todos os pacientes foram acompanhados por um ano. Nenhum dos 486 implantes carregados foram perdidos durante o período de observação, assim como nenhuma das próteses, a não ser dois do grupo de Titânio 2, por fratura da estrutura onde a barra estava fina. Nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada entre Titânio 1 e Titânio 2. No entanto, os autores sugerem o uso de estruturas do tipo Titânio 2 devido à menor possibilidade de fratura, pois as soldas são feitas de maneira mais favorável, no sentido horizontal.

Lautenschlager & Monaghan, em 1993, comentaram a indicação do titânio e suas ligas em Odontologia, em virtude de suas características desejáveis de baixo peso, alta resistência, baixo módulo de elasticidade, resistência à corrosão e biocompatibilidade. No entanto, os autores relataram que maior número de pesquisas devem ser realizadas no desenvolvimento de revestimentos e sistemas cerâmicos compatíveis com o titânio.

De acordo com Bergendal & Palmquist, em 1995, a soldagem a laser vinha sugerindo o uso do titânio em reabilitações sobre implantes. Diante disso, os

autores realizaram um estudo onde avaliaram comparativamente a performance clínica de próteses fixas implanto-suportadas em titânio soldadas a laser, em um estudo prospectivo de dois anos, com outro grupo já tratado com próteses fixas implanto-suportadas em estruturas convencionais de ouro, porém avaliado retrospectivamente. Foram confeccionadas 100 próteses com estruturas de titânio soldadas a laser através do Sistema Procera (partes de estrutura pré-fabricadas) da Nobelpharma, em 93 pacientes. Dezenove protesistas realizaram os procedimentos clínicos para a confecção das estruturas, e também avaliaram clinicamente as próteses após sua instalação. O grupo controle, previamente tratado através de estruturas convencionais em liga de ouro, foi obtido por métodos similares nos mesmos centros clínicos. Ambos os grupos tiveram suas estruturas revestidas por dentes e resina acrílica, na maioria dos casos. As estruturas de titânio foram medidas em relação à altura e comprimento e após sua instalação, e foram registradas informações sobre adaptação, anatomia, cor, oclusão e comportamento do tecido mole como “excelentes ou aceitáveis”, de acordo com a opinião pessoal dos profissionais, além de realização de radiografias. Os pacientes foram examinados nos períodos de 3 meses, 1 ano e 2 anos. Os resultados obtidos mostraram que a performance clínica em 2 anos das estruturas em titânio soldadas mostrou resultados promissores, e que em 81 % dos casos tiveram classificação “excelente” no quesito adaptação. Algumas complicações como fratura da estrutura, perda de implante, fratura de dentes ou da resina acrílica, foram observadas nas próteses de titânio, mas o padrão de complicação foi similar para os dois grupos. Houve uma maior tendência de fratura de dentes e/ou material acrílico e mais complicações de tecido mole no grupo de estruturas em titânio, mas estatisticamente não foram significativas, assim como o nível de perda óssea marginal. Os autores concluíram que apesar de o número de fratura de dentes/resina ter sido maior no grupo de estruturas em titânio, isto pode ser atribuído às macro-retenções nestas estruturas, deixando pouco espaço para o material de revestimento. Também o fato dos técnicos de laboratório não

estarem familiarizados com confecção de estruturas em titânio contribui para estes resultados.

Berg *et al.*, em 1995, verificaram que o uso do titânio na Odontologia possuía algumas vantagens, como resistência, biocompatibilidade e baixo custo. Diante disso, compararam as propriedades mecânicas de barras de titânio c.p. grau dois forjado e fundido, antes e após secção e união através de soldagem a laser, com barras de liga de ouro tipo IV fundidas, antes e após secção e união por brasagem, devido ao fato destas últimas possuírem características clínicas conhecidas e satisfatórias. Para a realização deste estudo foram confeccionadas 13 barras de dimensões padronizadas para cada material e métodos de união, obtendo-se assim os grupos de titânio fundido e titânio forjado, antes e após soldagem, e um grupo de barras fundidas de forma convencional em liga de ouro tipo IV, antes e após brasagem. Dez barras de titânio fundido e outras dez de titânio forjado foram seccionadas e soldadas com 0.95kV/7.5ms, correspondendo a um nível de energia de 15 joules. As barras de ouro foram seccionadas e unidas por brasagem de maneira convencional. Os pontos de união de cada material foram usinados, posteriormente, a fim de uniformizar o diâmetro dos mesmos antes da submissão dos grupos de barras aos testes de resistência a flexão, resistência de campo de 0,2%, e percentual de alongação em uma máquina universal de teste de tensão (Instron Corp., Canton, Mass.). Microscopia eletrônica de varredura foi realizada em amostras selecionadas a fim de observar as superfícies das fraturas. Os resultados mostraram que no teste de resistência a flexão os diferentes grupos de titânio apresentaram valores de resistência menores (25%) do que da liga de ouro submetido a brasagem (58%). No entanto não houve diferença significativa entre os grupos de titânio forjado e fundido. Os resultados de resistência de campo a 0,2%, os valores entre os diferentes grupos foram equivalentes. O estudo também mostrou que a ductibilidade do titânio forjado foi duas vezes maior que aquela das ligas fundidas de ouro e titânio. Dentre as barras unidas, aquelas fundidas em ouro mostraram maior fragilidade. O

fator de maior importância observado na região das fraturas foi à presença de poros, que provavelmente devem ter influenciado a ocorrência das fraturas nas áreas correspondentes. As amostras de titânio fundidas e não soldadas mostraram uma superfície da fratura com poucos poros, porém com bastante rugosidade produzida pela fase alfa. Nas barras de titânio soldadas onde o equipamento de solda foi regulado em 0.95kV/7.5ms houve a formação de poros maiores, enquanto que barras soldadas com 1.2kV/7.5ms geralmente mostrou menores poros. As amostras de barras em liga de ouro não submetidas a brasagem tiveram grande ductibilidade e baixa porosidade. Aquelas unidas por brasagem foram menos dúcteis e apresentaram maior quantidade de poros. Os autores concluíram que os diferentes tipos de união reduziram de maneira significativa a ductibilidade dos materiais. No entanto, a resistência do titânio soldado a laser igualou-se àquela da liga de ouro unida por brasagem, o que sugeriu que as restaurações dentárias feitas em titânio forjado ou fundido poderiam satisfazer as necessidades clínicas.

Rubeisntein, em 1995, apresentou resultados de um estudo onde utilizou infra-estruturas de titânio obtidas através de união de partes de titânio pré-fabricados através do Sistema Procera (Nobelpharma) por soldagem a laser, a fim de comparar sua performance com a das infra-estruturas convencionais obtidas através da técnica da cera perdida. Para isso, 10 pacientes desdentados mandibulares foram tratados com uma média de cinco implantes de 3,75 de diâmetro (Nobelpharma) na região anterior mandibular. Após a obtenção do modelo mestre, foram confeccionadas as referidas infra-estruturas através da técnica de união de partes de titânio fabricados pelo Sistema Procera unidos por soldagem a laser. Após a união vertical destas partes de titânio, uma barra era adaptada no contorno da estrutura e soldada no sentido horizontal. O material de revestimento para todas as estruturas foi resina acrílica. Os resultados deste estudo mostraram que, após um ano de acompanhamento, nenhuma perda óssea foi observada em todos os pacientes, e também foram verificadas boa higiene oral

e saúde gengival. A grande estabilidade dos parafusos de ouro utilizados para a instalação das próteses mostrou uma performance bastante satisfatória para as próteses confeccionadas pelo Sistema Procera associado à soldagem a laser. No entanto o autor sugere estudos com maior tempo de acompanhamento, assim como ressalta a importância da fidelidade do modelo mestre para a realização desta técnica.

Henry *et al.*, em 1997, avaliaram a adaptação de próteses parciais fixas fabricadas em titânio ou liga de ouro tipo III instaladas sobre implantes colocados em regiões desdentadas posteriores de cães, imediatamente após a realização das extrações, confeccionadas através de moldagens realizadas na primeira etapa cirúrgica, após estabilização dos implantes. Para a realização do estudo foram utilizados seis cães, previamente preparados para o experimento, os quais sofreram extrações de dentes posteriores bilaterais, substituídos por implantes odontológicos do tipo Branemark na mesma etapa cirúrgica. Um implante de 3,75 mm X 7,00 mm e dois de 3,75 mm X 8,5 mm foram colocados em cada lado da mandíbula. A moldagem bilateral da mandíbula foi obtida em moldagem única através de transferentes unidos com resina Duralay e um material elastomérico. Dois tipos de próteses parciais fixas foram confeccionadas nos diferentes lados dos animais: em um lado foi fabricada uma estrutura em titânio soldada feita através do Sistema Procera (NobelBiocare) parafusada diretamente sobre os implantes, e do outro lado, foi fundida uma estrutura em liga de ouro tipo III, parafusada sobre pilares Miruscone. Este delineamento experimental permitiu a comparação de próteses parafusadas diretamente nos implantes com próteses adaptadas sobre pilares intermediários. Cada prótese teve sua interface estrutura/pilar ou estrutura/implante avaliada em microscopia eletrônica (Nippon Kogaku K.K., Japan) em cada implante, nas faces mesial, distal, vestibular e lingual, através da fixação da prótese sobre o modelo mestre por um parafuso fixado somente no implante central. As médias dos valores obtidos foram calculadas. Após três meses, foi realizado o segundo estágio cirúrgico, no qual

foram instaladas as próteses, através da aplicação de torque de 20 N naquelas feitas em titânio, e 20 N para os pilares e 10 N para os parafusos nas próteses fundidas em liga de ouro. Seis meses depois, os cães foram sacrificados, e foram seccionados blocos de implante com osso adjacente para análise, juntamente com tomadas radiográficas. Os resultados mostraram que a moldagem no primeiro estágio cirúrgico depende diretamente da estabilidade primária dos implantes, e que as próteses obtidas tiveram adaptações equivalentes na boca e no modelo mestre. As discrepâncias marginais foram maiores para as próteses fundidas em liga de ouro, devido provavelmente ao próprio processo de fundição, do que para as estruturas em titânio.

Riedy *et al.*, em 1997, avaliaram comparativamente a adaptação entre estruturas de próteses fixa implanto-suportadas confeccionadas em titânio pelo método de fundição em monobloco e o método de obtenção de estruturas através de soldagem a laser de peças usinadas pelo Sistema Procera, sobre um modelo que simulava uma mandíbula humana. Cinco implantes foram instalados na região interforames desta mandíbula confeccionada em resina acrílica. Foram efetuadas dez moldagens individuais para a confecção de dez modelos mestres, vazados em gesso pedra. Estes modelos foram divididos em dois grupos, de forma aleatória: 1- estruturas confeccionadas pela técnica de fundição em monobloco, e 2- estruturas confeccionadas através do escaneamento e posterior usinagem de seções de estruturas pelo sistema Procera, unidas por soldagem a laser. O método de videografia a laser foi utilizado para medir a precisão da adaptação entre os pilares e os componentes das estruturas. Este sistema combina um digitalizador a laser com um programa de computação gráfica a fim de obter observações visuais e numéricas dos dados lineares coletados, através da determinação dos pontos centrais dos pilares e dos cilindros das estruturas, já sobrepostos, a fim de avaliar a posição em 3D de referência entre eles. Os resultados mostraram que o grupo 2 mostrou melhor adaptação quando comparado ao grupo um, obtendo uma média

de desadaptação menor que 25 μ m nas interfaces protéticas, principalmente no eixo vertical (z) das leituras.

Jemt *et al.*, em 1998, baseados em resultados de estudos anteriores que mostraram os bons resultados do uso de estruturas em titânio, usinadas em partes pelo Sistema Procera e unidas por soldagem a laser, em reabilitações de mandíbulas edêntulas, realizaram um estudo prospectivo onde avaliaram a performance clínica de próteses fixas implanto-suportadas em maxilas edêntulas, comparando os resultados clínicos e radiográficos deste grupo com outro formado por estruturas fundidas de liga de ouro de maneira convencional. Os pacientes receberam no mínimo cinco implantes na região maxilar, sendo que destes, no mínimo quatro possuíam comprimento maior de 7mm. A dentição antagonista deveria ser no mínimo até segundo pré-molar, com dentes naturais, com ou sem PPR associada. Durante a etapa de moldagem final, os pacientes foram divididos de forma aleatória em dois grupos: 1- pacientes que receberam estruturas em titânio usinadas em partes e soldadas a laser e 2- pacientes que receberam estruturas em ouro fundidas em monobloco. Ambos os grupos receberam revestimento estético em resina acrílica e dentes de estoque. Todas as peças de titânio foram confeccionadas por apenas um laboratório. As peças em ouro foram feitas por vários laboratórios, porém, seguindo uma mesma técnica. Após a instalação das próteses, os pacientes foram agendados para manutenções anuais nos primeiros dois anos. Os resultados mostraram que houve perda de implantes em um número bastante semelhante entre os grupos, sem diferença estatística significativa. Nos dois anos de avaliação, houve um índice de percentual de sobrevivência de 96,4% para o titânio e de 96,7% para o grupo em ouro. Fratura da resina foi observada em 24% dos pacientes, com frequência semelhante nos dois grupos. A média de perda óssea marginal foi de 0,6 mm em dois anos, sem diferença estatística entre os grupos. O estudo mostrou que a familiarização dos técnicos de laboratório em trabalhar com o titânio diminuiu o número de fraturas

nas peças e que estas ocorrem em menor quantidade nas próteses maxilares, provavelmente pelo reforço metálico e menor extensão posterior.

Ortop & Jemt, em 1999, realizaram um estudo onde justificaram comportamentos biomecânicos distintos em próteses fixas implanto-suportadas tipo protocolo e próteses parciais. O objetivo dos autores foi relatar a performance clínica de destas últimas em um grupo de 383 pacientes parcialmente edêntulos tratados com estruturas de titânio soldado a laser (58) e estruturas convencionais em ouro fundidas em monobloco (325). Os pacientes foram submetidos a avaliações clínica sistêmica e odontológica completas. As estruturas de titânio foram fabricadas com componentes pré-fabricados do Sistema Procera e soldagens verticais. A maioria das peças foi revestida com porcelana de baixa fusão, com exceção de algumas que foram em resina acrílica e dentes de estoque. Após sua confecção, as próteses foram instaladas e ajustes oclusais foram realizados de forma que fossem estabelecidas guias do tipo canino, sempre que possível, ou em grupo, quando os caninos também faziam parte da reabilitação. Os pacientes foram acompanhados por um período de 5 anos através de exames clínico e radiográfico. Os resultados deste estudo mostraram que nenhuma fratura foi verificada no grupo de pacientes tratados com estruturas em titânio soldado. No entanto, fratura do material de revestimento foi freqüente (13%). A perda óssea marginal, em média, no período de 5 anos, foi de 0,4 mm. Este valor foi semelhante ao de outros estudos, relatando que não houve diferença estatística significativa entre a perda óssea e o tipo de estrutura. De maneira interessante, pacientes usuários de medicação para tratamento de problemas cardiovasculares apresentaram maior perda de implantes. Os autores concluíram que o número de implantes perdidos no período de cinco anos estava mais relacionado com o número de implantes pilares e localização das próteses no arco do que com o metal da estrutura, e que as estruturas em titânio apresentaram resultados semelhantes aos das estruturas convencionais, em

indivíduos parcialmente dentados. A porcelana de baixa fusão também apresentou bons resultados quando comparada à porcelanas convencionais.

Ortop *et al.*, em 1999, também avaliaram a aplicabilidade do titânio em reabilitações sobre implantes osseointegrados comparando a performance clínica entre próteses fixas implanto-suportadas em mandíbulas edêntulas fabricadas através de estruturas de titânio soldadas a laser, com um grupo controle de estruturas convencionais fundidas em liga de ouro. Foi conduzido um estudo de cinco anos de acompanhamento clínico e radiográfico onde 824 pacientes receberam cerca de quatro a seis implantes na região anterior da mandíbula e foram tratados, em sua maioria, com as próteses parafusadas fundidas em liga de ouro. Destes pacientes, 155 foram, de forma aleatória, tratados com próteses fixas obtidas através de duas diferentes técnicas de fabricação de estruturas de titânio, formando dois subgrupos: Ti 1 e Ti 2. O grupo Ti 1 foi obtido por pacientes que receberam estruturas de titânio construídas através de cilindros soldados a laser à partes de estruturas de titânio pré-fabricadas. O grupo Ti 2 foi obtido através de estruturas formadas por componentes de titânio pré-fabricados soldados a uma barra intacta, também de titânio. Ambos os grupos testados tiveram suas estruturas revestidas por resina acrílica e dentes de estoque. Após a instalação das próteses, todas foram controladas anualmente. Os resultados mostraram que as estruturas de titânio soldadas a laser tiveram uma maior incidência de fratura de metal. A perda óssea marginal foi de 0,5mm durante o período de estudo, com nenhuma diferença significativa entre os grupos. Fratura de resina foi a complicação mais comum, principalmente no grupo Ti 2, onde havia menor espessura de resina em função do desenho da estrutura. Os autores concluíram que as estruturas de titânio só mostraram melhor desempenho quando os técnicos se familiarizaram com a técnica de fabricação, e que as mesmas parecem ser viáveis como alternativa às fundições convencionais em ouro.

Jemt *et al.*, em 2000, continuaram a avaliar a utilização do titânio na fabricação de estruturas de próteses implanto-suportadas, e realizaram um estudo

onde compararam, clínica e radiograficamente, a performance de estruturas de titânio soldadas a laser com a de estruturas convencionais em monobloco fundidas em liga de ouro. Dois grupos foram tratados neste estudo; o primeiro foi feito através de um modelo experimental tipo “splith-mouth”, onde pacientes implantados bilateralmente (Cl I de Kennedy) receberam de um lado do arco próteses parciais fixas com estrutura de titânio (Procera, Nobel Biocare) soldadas a laser, revestidas por cerâmica de baixa fusão, e do outro lado, próteses parciais fixas “veneers” feitas com estruturas convencionais em liga de ouro e porcelana de alta fusão. O segundo grupo já havia recebido próteses com estruturas convencionais há um ano, mas que naquele momento seriam substituídas por peças em titânio soldadas a laser e comparadas entre si. Os pacientes foram agendados para controles anuais. A adaptação das peças foi avaliada através de notas nos valores de 1 a 4, de acordo com a melhora crescente de adaptação verificada através do assentamento do parafuso e volta do torquímetro. Radiografias intra-orais foram tomadas no período de 1, 3 e 5 anos. Os resultados mostraram que a maioria das estruturas teve uma adaptação de menos de $\frac{1}{4}$ de volta no assentamento da peça. Houve poucas diferenças entre peças convencionais e de titânio, no grupo 1, com relação à adaptação e perda óssea marginal. Houve, porém, uma perda óssea maior no grupo de estruturas de titânio substituídas, mas explicada pela remodelação óssea ocorrida após de 1 ano da colocação dos implantes neste grupo. Com relação à fratura de porcelana, as peças de titânio apresentaram um maior número de ocorrências, mas não foram significantes, ao mesmo tempo em que foram justificadas pelo fato de as porcelanas de baixa fusão possuírem maior risco de fratura. Os autores concluíram que o comportamento clínico de estruturas de titânio foi bastante similar ao das estruturas convencionais fundidas em ouro.

Silva, em 2001, avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão, através da análise do

assentamento passivo com o teste do parafuso único. As amostras foram divididas em: G1- 10 estruturas fundidas em monobloco e G2- 10 estruturas previamente seccionadas em 4 pontos, fundidas e submetidas à soldagem laser. O assentamento passivo do pilar tipo UCLA/infra-estrutura foi avaliado antes e após eletroerosão dando-se um torque de 10 Ncm no parafuso de titânio do implante da extremidade, aferindo-se as discrepâncias marginais no implante mais central (IC) e no distal (ID) em microscopia óptica. Os resultados G1 (IC 170 μ m e ID 472 μ m), G1+EDM (IC 56 μ m E ID 154 μ m), G2 (IC 65 μ m e ID 155 μ m) , G2+EDM (IC 28 μ m e ID 59 μ m) mostraram a efetividade da eletroerosão, mas também puderam mostrar que não houve diferença significativa entre G1+EDM e G2, enfatizando, também o bom resultado da soldagem a laser.

Kleine, em 2002, avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. Para isso, dez estruturas foram confeccionadas para cada grupo. As mensurações foram realizadas em microscopia óptica de precisão, e os resultados mostraram que, tanto para a posição central (desajuste médio de 25,60 \pm 12,54 μ m) como para a distal (29,17 \pm 16,16 μ m) o desajuste médio foi menor para o grupo cimentado em relação ao grupo soldado (99,06 \pm 50,47 μ m e 70,21 \pm 56,70 μ m, respectivamente). A técnica do cilindro cimentado foi a que apresentou melhores resultados.

Watanabe *et al*, em 2002, também avaliaram a resistência à fratura de pontos de solda realizados em barras de titânio de 0,5 e 1,0mm, variando a amperagem (180 a 300 A), duração do pulso e diâmetro do feixe do laser. Os autores verificaram que não havia diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura nas peças de 0,5mm soldadas em 240, 270 e 300 A em relação às barras controle não soldadas. Resultados semelhantes também ocorreram para as barras de 1,0mm.

Takahashi & Gunne, em 2003, compararam a precisão de adaptação entre pilares e cilindros de infra-estruturas fabricadas pelo sistema Procera (escaneamento e posterior usinagem de partes de estrutura, soldadas a laser) ou fundidas em monobloco em liga de ouro. Um total de dezenove estruturas, quatorze feitas através do sistema Procera e cinco fundidas em liga de ouro, três réplicas do espaço entre pilar e infra-estrutura do modelo mestre foram obtidas para cada amostra através da interposição de silicone leve interposto entre os pilares e a peça. Estas réplicas foram avaliadas com relação à espessura em microscópio de precisão nas superfícies vestibulares, linguais, mesiais e distais. Os valores de desadaptação para cada grupo mostraram, no total, médias de 26,9 um para o grupo Procera e de 46,8um para o grupo fundido em liga de ouro, concluindo, portanto, que a adaptação de infra-estruturas confeccionadas pelo sistema Procera foi significativamente melhor do que aquelas fundidas convencionalmente em liga de ouro.

Sousa, em 2003, avaliou a adaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas a eletroerosão. As amostras foram divididas em 04 grupos: G1- 5 estruturas fundidas em monobloco, G2- 5 estruturas fundidas em monobloco e submetidas a eletroerosão, G3- 5 estruturas pré-fabricadas, soldadas a laser e G4- 5 estruturas pré-fabricadas e soldadas a laser, submetidas a eletroerosão. A adaptação da interface pilar/infra-estrutura foi avaliada em todos os grupos, através do teste do parafuso único, aferindo-se as discrepâncias nos implantes centrais (IC) e nos distais (ID). Os resultados indicaram que as estruturas fundidas em monobloco apresentaram maior interface (IC 182um e ID 326um) que as soldadas a laser (IC 103um e ID 159um). Nos grupos submetidos a eletroerosão houve melhora significativa no desajuste cervical independente da técnica empregada, havendo diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas monobloco após eletroerosão (IC 146um e ID 214um) e soldagem a laser após eletroerosão (IC 65um e ID 92um), sendo os melhores resultados para a técnica

de soldagem a laser. O autor pôde concluir que os processos de eletroerosão e soldagem a laser são eficazes na obtenção de adaptação marginal, principalmente se forem associados.

Baba & Watanabe, em 2004, avaliaram o efeito das condições do feixe do laser (voltagem e diâmetro) na profundidade de soldagem em ligas para fundição odontológica. Fundições de 3.0mm x 8.00 x 50mm foram preparadas a partir de diferentes ligas: Titânio c.p. (CP Ti), Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, liga de cobalto-cromo (Co-Cr) e liga de ouro Tipo IV. Duas fundições em bloco de cada metal foram alinhadas uma contra a outra através das superfícies de 8.0mm x 50mm. Os grupos tiveram então suas partes soldadas sob as seguintes condições: voltagem de 160-340 V, em incrementos de 20 V, diâmetro do feixe de 0.4-1.6mm, em incrementos de 0.2mm e duração de pulso de 10ms. Após a soldagem a laser em apenas um lado dos blocos, os blocos foram separados e a profundidade de penetração da solda foi avaliada para cada liga através de sistema fotográfico computadorizado. A profundidade da soldagem era avaliada de forma vertical desde a superfície do metal até o ponto mais profundo onde o laser afetou a união. Os dados foram analisados pelo teste ANOVA. Os resultados mostraram que conforme a voltagem aumenta e o diâmetro do feixe diminui a profundidade de soldagem é maior. Para as ligas de titânio este fenômeno foi observado quando o diâmetro do feixe foi menor que 1.2mm. No entanto, para ligas de Co-Cr e ouro Tipo IV, isto só foi observado em valores de diâmetro abaixo de 1.0mm.

Hart & Wilson, em 2006, diante das falhas precoces de estruturas soldadas a laser na prática clínica, propuseram uma investigação da resistência e durabilidade de secções de titânio soldadas em cantilever. Para tal, sessenta estruturas implanto-suportadas de titânio com 12mm de cantilever foram confeccionadas em quatro grupos de 15 peças usando três diferentes protocolos de soldagem a laser (com nenhum fio de preenchimento, com 1 e 2 fios, e pela técnica de soldagem com gás tungstênio). Dez estruturas de cada grupo eram

testadas em relação à resistência flexural com o carregamento dos cantileveres, e as outras cinco eram testadas através de carga mastigatória simulada de 200N até a falha da solda ou até completar um milhão de ciclos (a força média de mastigação gerada em próteses sobre implantes é de até 144N). Os resultados dos testes estatísticos mostraram diferenças significantes entre os quatro grupos em relação à resistência flexural e ao carregamento cíclico, sendo que a técnica de soldagem com fios de preenchimento promove maior resistência à fadiga e flexural às extensões em cantilever, assim como a soldagem realizada com gás de tungstênio promove a mais alta resistência nos pontos de solda.

2.4 Pilares intermediários em próteses sobre implantes

Binon, em 1996, avaliou o efeito da desadaptação entre hexágono externo do implante e o respectivo hexágono interno do pilar intermediário no afrouxamento do parafuso, durante um teste de simulação de função. Dez conexões unitárias foram testadas em uma máquina de carregamento cíclico que aplicava cargas nos conjuntos enquanto os mesmos sofriam movimentos giratórios de 360° fora de seus eixos, no intuito de se avaliar se os diferentes graus de liberdade (desadaptação rotacional) existentes entre os componentes e o implante teriam comportamentos semelhantes na duração da pré-carga e conseqüente afrouxamento do parafuso e/ou movimentação do pilar. Os resultados mostraram que existe uma direta correlação entre a desadaptação rotacional entre os hexágonos e o afrouxamento do parafuso. Quanto maior esta desadaptação ou quanto maior o grau de liberdade entre os hexágonos, maior a probabilidade do afrouxamento. Além do mais, o autor concluiu que tal desadaptação não pode ser maior que 2° para que haja maior garantia de estabilidade na conexão pilar/implante.

Jansen *et al*, em 1997, consideraram importante avaliar o aspecto da microinfiltração marginal bacteriana entre pilares intermediários e implantes, em virtude de que esta microbiota pode induzir risco de inflamações teciduais e conseqüentes danos à interface osso/implante. Os autores consideraram que, apesar da existência de desadaptações entre os componentes serem inevitáveis, as tentativas em se obter conexões herméticas (Ankylos, ITI e Frialit-2, por exemplo) mostram a importância em se considerar este aspecto na implantodontia. Através de um experimento microbiológico com penetração de *Escherichia coli*, por um período de 14 dias, os autores avaliaram se interfaces de treze combinações de implante/pilar, em nove sistemas de implante (dentre eles, Branemark, Calcitek, Astra, IMZ, Ankylos, Bonelit HI, Frialit-2) poderiam prevenir a penetração microbiana. De maneira adicional, os autores mediram os níveis de desadaptação através de microscopia eletrônica. As diferenças entre as conexões variavam desde conexões internas ou externas até variações de pilares de peça única ou de peças múltiplas unidas por parafusos. Os resultados do estudo mostraram que apesar de as conexões apresentarem-se com boa adaptação vertical (média menor que 10µm), muitas vezes desadaptações horizontais (sub ou sobrecontorno) existentes entre as conexões não previnem microinfiltração marginal. Somente no sistema Frialit-2 com banho de silicone, a infiltração foi menor.

Byrne *et al.*, em 1998, questionaram o número insuficiente de informações a respeito de adaptação de pilares intermediários aos implantes, e realizaram um estudo onde avaliaram comparativamente pilares calcináveis e pré-fabricados nos quesitos adaptação pilar/implante e adaptação entre a superfície inferior da cabeça do parafuso protético com a respectiva base de assentamento do mesmo. Seis combinações de pilares e implantes foram estudadas comparando-se pilares pré-fabricados com pilares calcináveis fundidos e posteriormente retificados laboratorialmente através de kit específico de correção de irregularidades da base do cilindro e da base de assentamento do parafuso

protético. Os resultados mostraram que os pilares fundidos apresentam maiores discrepâncias marginais verticais entre as superfícies de união implante/pilar, assim como entre a porção inferior do parafuso e sua base de assentamento, mesmo aqueles submetidos ao sistema de retificação laboratorial, e que os pilares pré-fabricados são melhores.

Rubeinstein & Ma, em 1999, considerando a importância da interface de relacionamento entre componentes protéticos na fabricação de reabilitações sobre implantes, durante o processo de transferência da relação dos implantes para o laboratório e vice-versa, e com o surgimento crescente de novas tecnologias para a fabricação de próteses implanto-suportadas, resolveram realizar um estudo onde comparava estas interfaces de contato entre componentes protéticos que são utilizados para a confecção de próteses em estruturas de titânio soldadas a laser, com outros componentes utilizados para a fabricação de próteses obtidas pela fundição convencional de liga de ouro, cujos resultados já haviam sido determinados em estudo anterior realizado pelos mesmos autores em 1997. Para tal, as mensurações foram obtidas entre as interfaces para as diferentes seqüências de combinações entre componentes de cada grupo testado (transferentes de moldagem, cilindros ou peças de titânio e pilares). Estas mensurações eram realizadas através da determinação dos “centros” dos componentes justapostos, após a determinação dos valores médios da circunferência externa de cada componentes, de forma a se obter, em um plano horizontal, a relação dos mesmos entre si. Os resultados mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os cilindros de ouro e as peças de titânio na interface com seus respectivos pilares. Também não houve diferença comparativa entre as partes de titânio e os transferentes de impressão na sua interface com os análogos de aço inoxidável. No entanto, as interfaces comparadas entre as outras combinações de componentes apresentaram diferenças significantes. Esta investigação mostrou que diferenças estatísticas existem na interface de relacionamento entre componentes associado com a

transferência de informações da boca para o laboratório. A interface entre os componentes deve ter uma tolerância que não impeça a adaptação entre os mesmos, pelo contrário, deve permitir uma “micromovimentação”. Deve ser considerado, portanto, que diante do potencial de melhora na precisão promovida pela soldagem a laser, variações da interface de relacionamento entre os componentes protéticos podem comprometer a adaptação final da estrutura, pois se a soldagem for feita sobre um modelo mestre não fiel, o trabalho fica comprometido. Os autores sugeriram que o “grau de liberdade” existente entre os componentes seja revisado pelos fabricantes, e que o mesmo deveria ser dado após o término da confecção da peça, antes de sua instalação, a fim de permitir uma micromovimentação funcional.

Merz *et al.*, em 2000, compararam a mecânica de conexão cônica tipo cone-morse com 8 graus de inclinação com uma conexão tipo hexágono externo em união implante/pilar. Modelo de elemento finito tridimensional foi criado para comparar os dois princípios de conexão sob iguais condições. A configuração do carregamento foi modelada de acordo com os testes utilizados atualmente. O primeiro teste era feito após simulação do torque aplicado aos pilares, equivalente a 35 N/cm. De maneira interessante, os valores de pré-carga obtidos nesta fase era de 53N para a conexão cônica e de 358N para a de hexágono externo, pois 91% do torque era requerido para sobrepor a fricção na conexão cônica, deixando somente uma limitada tensão que deve ser absorvida pelas roscas. Para a segunda parte do teste, um cilindro ou coping era simulado sobre os pilares. Cargas de 380 N foram aplicadas sobre o coping em inclinações de 0, 15 e 30 graus em relação ao longo eixo do implante durante o teste cíclico de carregamento. Os resultados do estudo mostraram que na fase de aperto dos pilares, houve formação de tensões na área correspondente à interface de conexão pilar/implante, principalmente ao nível das primeiras duas roscas. Estas tensões foram significativamente maiores para a conexão tipo hexágono externo. Após a aplicação de carga, os padrões de tensões mostraram-se diferentes para

os dois tipos de conexão, devido a seus diferentes princípios mecânicos, e a conexão cônica mostrou resultados mecânicos superiores, o que explica a estabilidade clínica em longo-prazo do sistema.

Schwarz, em 2000, relatou que a maior incidência de complicações mecânicas em próteses sobre implantes, como afrouxamento ou fratura de parafusos protéticos ou do pilar, davam-se em conexões do tipo hexágono externo, e que este tipo de problema estava sendo bem contornado com a utilização do sistema cone Morse 8 graus da ITI, da conexão com o pilar ter uma retenção friccional e um grau de liberdade de quase zero grau de rotação. Além do mais, como se trata de um pilar sólido para prótese cimentada, não possui parafuso protético. Fratura do implante também pode acontecer, principalmente em regiões posteriores da arcada, em próteses suportadas por um ou dois implantes, com cantilever associado, com sobrecarga oclusal ou bruxismo, e está relacionada com o tempo do carregamento e fadiga do metal. Os índices de fratura com implantes ITI são pequenos, e geralmente associados com implantes de plataforma estreita.

Cibirka *et al.*, em 2001, avaliaram diferenças nos valores de destorque de pilares parafusados após teste de fadiga quando dimensões entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar foram alteradas ou a forma do hexágono externo do implante foi eliminada. Três grupos de implantes foram avaliados: (1) hexágono externo padrão (2) hexágono modificado com redução das dimensões e (3) hexágono usinado e transformado em uma plataforma circular. Pilares intermediários angulados em 25° foram fabricados pelo sistema Procera de forma divergente para oclusal para ponto de aplicação de carga. As dimensões do hexágono interno dos pilares era padrão. Os pilares foram parafusados sobre os grupos de implantes com torque de 32N/cm. Cortes verticais foram realizados no conjunto pilar/implante para permitir avaliação da interface de conexão. Após teste cíclico de fadiga com aplicação de forças que variaram de 20

a 200N, equivalente à aproximadamente cinco anos de mastigação “*in vivo*”, avaliações macroscópica e radiográfica foram realizadas na interface pilar/implante. Os pilares foram removidos e valores de destorque também foram registrados. Os resultados mostraram que não houve afrouxamento ou desalojamento longitudinal dos pilares. Os valores de destorque foram semelhantes entre os grupos 1 e 2, e maiores para o grupo 3. Os autores concluíram que independente da altura do hexágono externo do implante ou da existência do mesmo, ou seja, do contato entre as superfícies de conexão, os valores de destorque obtidos para os três grupos não se mostraram significativamente diferentes após o teste de fadiga, podendo os mesmos não influenciar na perda da pré-carga obtida durante o aperto inicial dos parafusos.

Silva, em 2003, avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas utilizando pilares UCLA e esteticone, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem a laser, antes e após eletroerosão, através de análise de discrepâncias marginais. Para isso, quarenta infra-estruturas foram confeccionadas a partir de um modelo mestre com cinco implantes e fundidas em titânio comercialmente puro. As amostras foram divididas em quatro grupos: G1 UCLA: estruturas fundidas em monobloco; G2 UCLA: estruturas fundidas em monobloco, seccionadas e soldadas a laser; G1 ESTETICONE: estruturas fundidas em monobloco; G2 ESTETICONE: estruturas fundidas em monobloco, seccionadas e soldadas a laser. Após avaliação de discrepância marginal em microscopia óptica de precisão através do teste do parafuso único, todos os grupos foram submetidos à eletroerosão e posteriormente foram novamente mensurados. Os resultados mostraram que os valores de desadaptação obtidos para os pilares do tipo UCLA foram menores quando comparados ao esteticone, provavelmente devido ao próprio formato do pilar e a influência disto no processo de fundição. Além disso, quando as peças fundidas em monobloco, para ambos os tipos de pilares, eram seccionadas e soldadas a laser obtiveram significativa redução do nível de desadaptação. Após a aplicação

de eletroerosão, todos os grupos mostraram grande redução no nível de desadaptação, e, estatisticamente, não houve diferença entre o G1 + eletroerosão e o G2.

Hansson, em 2003, avaliou a hipótese de que a reabsorção óssea ao redor de implantes pode ser influenciada pelo nível da interface pilar/implante em relação à crista óssea, em conexões cônicas. Para tal utilizou-se de análise de elemento finito, onde dois modelos de implante de titânio rosqueáveis osseointegrados foram criados: (1) bi-componente, implante/pilar, com interface de conexão cônica localizada ao nível da crista óssea marginal; (2) implante monocomponente, onde a interface cônica de união estava localizada a 2mm supraósseo. Ambos os implantes possuíam paredes com espessura de 0,6mm. Uma força axial de 100N foi eventualmente distribuída sobre os implantes. A análise de tensões no osso foi realizada através do método de elemento finito assimétrico, e os resultados encontrados mostraram que para conexões cônicas ao nível da crista óssea (1), o pico de tensões resultante de carga axial tem uma direção mais apical no osso. Já para a interface supra-óssea (2), este benefício desapareceu, aumentando o pico de tensões na crista óssea. Dentro das limitações da análise de elemento finito, a interface de conexão cônica ao nível da crista óssea promove um pico de tensões bem menor do que o mesmo obtido para interfaces localizadas mais coronariamente.

Çehreli *et al.*, em 2004, avaliaram de forma comparativa a resistência à fadiga dinâmica de pilares para conexão tipo cone-morse em peça única (sólidos) ou em duas partes. Para tal, dezesseis implantes ITI foram inseridos em dois modelos metálicos e divididos em dois grupos, um com pilares compostos por duas partes, e o outro com pilares sólidos, ambos torqueados sobre os implantes. Cada implante recebeu uma coroa cimentada. Cargas cíclicas axiais e laterais (500,000 ciclos) com picos de 75N foram aplicadas sobre os conjuntos, em angulação de 20°, simulando um hábito parafuncional. A cada 100,000 ciclos,

valores obtidos pelo perioteste foram mensurados para avaliação da integridade de união pilar/implante. Os valores de destorque para cada pilar também foram medidos. Os resultados mostraram que todos os pilares e implantes foram não mostraram qualquer sinal de mobilidade clínica ou falha mecânica. Os valores do perioteste para ambos os pilares foram similares e a diferença entre os grupos foi insignificante. Os valores de destorque foram significativamente maiores para os pilares sólidos. Os autores concluíram que a estabilidade em longo prazo pode ser atingida tanto pelos pilares sólidos como também pelos compostos por duas partes em restaurações cimentadas, pois ambos apresentaram alta resistência à fadiga. No entanto, os primeiros possuem maior resistência ao destorque que os segundos.

Bozkaya & Müftü, em 2004, avaliaram a eficiência das conexões cônicas por fricção em implantes dentários, desenvolvendo fórmulas que analisassem a mecânica deste tipo de conexão. Em particular, a força de inserção, a resistência à mesma e a profundidade da interface de conexão, que causa a deformação plástica, foram analisadas. Foi notado que a força de inserção está em função do grau de conicidade, da profundidade de contato, dos coeficientes estático e cinético de fricção e do módulo de elasticidade do material do implante e do pilar. Foi notado que o uso de uma conexão com menor conicidade e com maior profundidade de contato aumenta a força de inserção.

Hecker *et al*, em 2006, avaliaram as alterações de adaptação entre cilindros de ouro de próteses implanto-suportadas sobre pilares intermediários que sofreram ciclagem funcional com novos pilares, substituídos após a ciclagem. Isto simularia uma situação clínica onde um pilar danificado pelo tempo de uso é substituído. Quinze estruturas foram confeccionadas sobre uma matriz com cinco implantes. A ciclagem de 200.000 ciclos foi realizada de maneira anterior, unilateral e bilateral em relação ao carregamento oclusal. Análise de desadaptações entre cilindro/pilar foi realizada após o carregamento. Na

seqüência, os pilares foram substituídos por novos, e a análise de desadaptação foi repetida nos mesmos pontos de referência utilizados anteriormente. Os resultados mostraram que embora as alterações de adaptação entre os componentes tenham sido encontradas isoladamente, o teste estatístico não mostrou diferença significativa entre as duas situações testadas.

2.5 Fotoelasticidade

Em 1949, Nooman introduziu o método de análise fotoelástica na odontologia restauradora através da realização de um estudo onde executou a aplicação de forças sobre restaurações de amálgama realizadas em diferentes preparos cavitários feitos em blocos de resina fotoelástica (Bakelite), sob luz polarizada, a fim de determinar a forma de preparo que gerava menor quantidade de tensões, e verificou que as amostras que possuíam preparos com ângulos arredondados induziram a menor concentração de tensões no material.

Glickman *et al.*, em 1970, ressaltando a importância do padrão das forças oclusais na destruição óssea periodontal, realizaram um estudo onde avaliaram as tensões induzidas por dentes molares e pré-molares, individualmente, antes e após tornarem-se pilares de próteses parciais fixas, através de aplicação de cargas axiais e oblíquas. Os dentes foram imersos separadamente em modelos confeccionados em material fotoelástico a base de silicone (Sylgard 182, DowCorning), de forma de que nestes modelos foi obtido o padrão normal individual de tensão para cada dente, e também num mesmo bloco, simulando um espaço para pântico entre eles, onde avaliaram o padrão de tensão individual após os mesmos terem se tornado pilares de prótese parcial fixa, através de preparos intracoronários. Todos os modelos foram fotografados prévia e posteriormente à aplicação de cargas na superfície oclusal, medida por um dinamômetro. Os resultados mostraram que houve uma distribuição mais adequada de tensões ao redor dos dentes após a utilização dos mesmos como pilares de prótese fixa, convertendo forças oblíquas em axiais, impedindo a

produção de tensão na região mesial cervical do molar quando este dente fica isolado.

Haraldson, em 1980, realizou um estudo onde avaliou, através de análise fotoelástica, as tensões induzidas por parafusos de 3mm de diâmetro que simulavam implantes rosqueáveis e lisos em três diferentes tipos de ancoragem: completa ancoragem óssea, perda óssea vertical e perda óssea horizontal. Os parafusos foram imersos em resina Araldite (Ciba-Geigy, HY956) e, após sua completa polimerização, foram submetidos a cargas verticais e horizontais com valores máximos de 490 N e 378 N, respectivamente. As imagens das tensões induzidas no modelo, quando posicionadas no equipamento específico para análise, puderam ser visualizadas e fotografadas. Os resultados mostraram que no carregamento vertical aplicado sobre os implantes rosqueáveis houve uma distribuição de tensões ao longo das superfícies das roscas, diferentemente do implante liso, no qual houve uma maior concentração de tensões no ápice do implante, mostrando que o implante de rosca distribuiu de maneira melhor a carga. O carregamento horizontal foi muito mais nocivo que o vertical, principalmente em relação aos tipos de ancoragem, onde foram observadas maiores concentrações de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. O autor concluiu que os implantes rosqueáveis são mais favoráveis, do ponto de vista de distribuição de tensões, que os implantes lisos.

Kinni *et al.*, em 1987, avaliaram a produção de tensões características de dois sistemas de implantes, Branemark e Core-Vent Corporation, de diferentes formatos, através de análise fotoelástica. Para tal, os implantes foram inseridos em blocos de resina fotoelástica PL-2, da Measurement Group, com dimensões de 5x5x2 cm, sendo confeccionados dois blocos para cada implante avaliado (um Branemark e dois tipos do Core-Vent). Os implantes receberam cargas de 40 lbs axialmente e em 25° de inclinação. Os resultados foram fotografados em campo de um polariscópio circular. Os resultados mostraram que quando a carga era aplicada axialmente, a maior concentração de tensões dava-se no ápice dos dois

sistemas, porém de maneira mais intensa para Core-Vent, cujo design não possui roscas do terço médio para o ápice. Esse comportamento manteve-se e tornou-se mais intenso quando os implantes foram carregados em ângulo, onde se notou uma maior concentração de franjas isocromáticas no ápice, com aspecto significativamente maior para o sistema Core-Vent. Os autores concluíram que existe uma relação entre número de roscas do implante e a distribuição/formação de tensões, ou seja, que as tensões surgem no ápice de maneira mais severa em implantes com poucas roscas ao longo de seu comprimento, o que pode gerar pequenas deformações. Neste caso o sistema Core-Vent mostrou-se de maior risco para a questão da osseointegração, ao contrário do sistema Branemark, que mostrou um potencial de formação de tensões mais aceitável biologicamente.

Clelland & van Putten, em 1997, compararam estruturas de titânio convencionais de próteses tipo protocolo Branemark com outras confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado, em relação às tensões geradas na interface implante/tecido ósseo, através da mensuração das tensões induzidas pelo apertamento dos parafusos. Para isso, confeccionaram um modelo em resina PL-2 (Measurement Group), com cinco implantes de 3,75 X 10 mm (Nobel Biocare) na região interforames. Medidores de tensão em rosetas foram inseridos na região vestibular dos dois implantes de extremidade. Três estruturas fundidas em monobloco e três estruturas confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado, todas em liga de ouro-paládio-prata, foram fabricadas sobre um único modelo mestre. Após a confecção das mesmas, todas foram testadas sobre o modelo mestre através do aperto dos parafusos de ouro (10N/cm) com a mesma seqüência para todas: implante central, extremo esquerdo, extremo direito, mediais esquerdo e depois direito. O teste foi repetido três vezes para cada estrutura enquanto os sensores mediam as tensões. Os resultados mostraram uma diferença estatisticamente significativa entre as tensões induzidas pelas estruturas convencionais e aquelas produzidas pelas estruturas confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado. Os autores verificaram uma diminuição na

magnitude das tensões com as estruturas com cilindro cimentado, pois o cimento interposto entre os cilindros e suas respectivas estruturas compensava a desadaptação das mesmas.

Waskewicz *et al.*, em 1994, realizaram um estudo onde compararam o padrão de tensões produzidas ao redor de implantes entre infra-estruturas de adaptação passiva e não passiva, utilizadas na confecção de próteses fixas tipo protocolo Branemark, através da análise fotoelástica. Os autores confeccionaram um modelo obtido através de um bloco de material fotoelástico CP5-4290 (Hysol, Olean, NY). A superfície do modelo recebeu cinco implantes com dimensões de 3.75X10 mm (Branemark System, Nobelpharma, Chicago, IL), dispostos de forma eqüidistantes, fixados ao modelo através de resina epóxi (Duro, Loctite). Pilares protéticos de 4,0 mm de altura foram adaptados sobre os implantes com um torque de 20 Ncm. Cilindros de ouro pré-fabricados foram utilizados para o enceramento de uma infra-estrutura, posteriormente incluída e fundida em liga de Au-Pd (Allabond 60, Heraeus). A estrutura foi avaliada em relação à passividade de adaptação através da técnica do parafuso único, onde foi verificada a não existência de boa adaptação entre a mesma e os pilares, sendo tal estrutura considerada não passiva. Esta estrutura foi analisada através do método fotoelástico em um polariscópio circular por meio de sua fixação aos pilares do modelo com torque de 10N/cm, através de três seqüências de aperto de parafuso, determinadas pela posição dos implantes (1-2-3-4-5; 5-4-3-2-1; 3-2-4-1-5). Cada seqüência de aperto testada foi repetida por cinco vezes, a fim de comparação, e fotografada apenas na última repetição. O padrão de tensões induzidas pela estrutura não passiva foi analisado de acordo com o número e a concentração de franjas formadas ao redor dos implantes. Após esta análise, a mesma estrutura foi seccionada em pontos intermediários entre cada pilar, sendo as partes relacionadas e unidas através de resina acrílica Duralay. Foram, então, realizados os pontos de solda e feita nova avaliação da interface estrutura/pilar. A estrutura foi novamente fixada ao modelo com torque de 10Ncm, nas mesmas seqüências

testadas anteriormente, onde foi submetida à nova análise fotoelástica. Os resultados mostraram que o aperto da estrutura não passiva sobre os pilares, nas três seqüências de aperto testadas, gerou uma concentração de tensões ao redor dos implantes. Em relação à seqüência de aperto dos parafusos, todos os implantes mostraram tensões, concentradas principalmente nos seus terços médios. No entanto, os implantes de extremidade (1 e 5) foram os que mostraram maior quantidade de tensões. Em contraste, os autores notaram que quando a estrutura foi seccionada e soldada, um relacionamento passivo em relação aos pilares foi obtido sem indução de tensões aos implantes.

Millington & Leund, em 1995, realizaram um estudo laboratorial utilizando um revestimento fotoelástico para investigar o relacionamento entre magnitude e localização de desadaptações e a quantidade e distribuição de tensões superficiais em uma supra-estrutura protética. Os autores basearam seu experimento no fato de que tensões eram induzidas quando estruturas protéticas eram conectadas aos implantes, principalmente em função do aperto de parafusos protéticos. Outro fator considerado era a geração de tensão estática causada pela falta de adaptação entre estrutura e pilares intermediários. Quando estas tensões eram submetidas às cargas funcionais poderiam causar falha do sistema prótese/implante. Entretanto o nível de desadaptação aceitável sempre foi muito controverso, chegando em torno de valores de 30 a 150 μ m no máximo de desadaptação. Para a realização do experimento, uma estrutura protética foi confeccionada em ouro tipo IV sobre uma matriz em forma de mandíbula, a qual alojava quatro réplicas de implantes de 10mm tipo Branemark (A,B,C, e D). A peça foi aparafusada com torque de 10Ncm sobre pilares intermediários e estes últimos a novas réplicas de implantes. Este conjunto foi fixado em outros orifícios da matriz com resina Araldite, de forma a simular uma adaptação passiva. O efeito da desadaptação era dado em um pilar através da colocação de uma cunha metálica nos três pilares remanescentes e aplicando o torque necessário. Para garantir

este nível de desadaptação a superfície da estrutura e a base do pilar foram mantidas em controle de deslocamento linear antes e após a introdução da cunha metálica. O quarto parafuso era então apertado no local da desadaptação. Para avaliar a indução de tensões um polariscópio de reflexão foi utilizado para se medir tensões em doze pontos ao longo da estrutura. Os padrões de tensões foram registrados através de fotografias dos padrões de franjas. Desadaptações de 6,17,27,40,55,68,81,91 e 104 μ m foram testadas separadamente nos pilares C e D. Os resultados mostraram uma relação positiva entre a magnitude de desadaptação e tensão na estrutura. No entanto, o aumento das tensões não mostrou-se linear com os aumentos de desadaptações.

Wang & Hobkirk, em 1996, realizaram um estudo onde investigaram a distribuição de carga em implantes pilares de uma infra-estrutura de prótese tipo protocolo Branemark, através de diferentes combinações de número, localização e distanciamento entre os implantes utilizados. Para isso, seis implantes padrões de 10 mm de comprimento com formato de raiz (Nobelpharma) foram colocados na região interforames de um modelo confeccionado em acrílico representando uma mandíbula desdentada. Os mesmos foram carregados com uma infra-estrutura simétrica, fundida em liga de ouro tipo IV, com 90 mm de comprimento e secção transversal de 6 x 3,8 mm. A estrutura possuía 17 mm em cantilever distal, e foi adaptada de forma passiva sobre os pilares de 5 mm de altura devidamente fixados com torque de 20 N/cm sobre cada implante. Quatro medidores de tensão foram instalados entre as superfícies externas de cada pilar, de forma que dois desses medidores ficassem em posição oposta aos outros dois, fechando um circuito de microtransdução conectado a um amplificador multicanal que, após calibração, puderam ser usados para a medição de forças de compressão e tração provocadas pelos pilares carregados. A aplicação de força de 20 N/cm foi realizada de forma vertical, por equipamento específico, com duração de 20 segundos, sobre as regiões em cantilever em diferentes distâncias entre os pilares terminais (5,10 e 15 mm), de forma bilateral e alternada, combinando diferentes

número, localização e distanciamento entre implantes pilares da estrutura. Cada carregamento foi repetido por dez vezes, e as médias dos valores de força foram obtidas para cada teste. Os resultados do estudo mostraram que a magnitude da força sobre os implantes era diretamente proporcional à extensão do cantilever. Forças aplicadas em um lado da estrutura carregaram intensamente os implantes extremos deste lado, promovendo torque da estrutura na linha média e carregando os implantes do lado oposto do fulcro. Os autores concluíram também que as tensões induzidas aos implantes dependeram da combinação do número, localização e distanciamento entre os pilares.

Kenney & Richards, em 1998, compararam o padrão de tensões gerado ao redor de implantes entre dois sistemas de retenção para overdentures sobre implantes: o'ring/bola e barra/clipe, através do uso da análise fotoelástica. A metodologia dos autores foi desenvolvida através da confecção de um modelo fotoelástico em formato de mandíbula humana desdentada obtido a partir de um bloco de CP5-4290 (Hysol Corp.). Dois implantes de 3,75X18 mm em formato de raiz (Nobel Biocare) foram ancorados neste modelo, de forma a não induzir tensões no mesmo. Pilares protéticos padrões de 4,0 mm de altura foram instalados sobre os implantes com torque de 20 Ncm. Foi confeccionada uma overdenture sobre implantes para cada sistema, sendo que, para o sistema barra/clip, uma barra em liga de ouro foi fundida, seccionada e soldada e o clipe para retenção era metálico. Para o sistema o'ring/bola, a captura das cápsulas foi feita através de resina acrílica autopolimerizável. A prótese foi reembasada com um material resiliente à base de material de moldagem a fim de simular a mucosa oral. Cargas verticais e oblíquas foram aplicadas unilateralmente sobre a região dos primeiros molares, variando de 10 a 200 libras. Os resultados da distribuição de tensões para cada sistema foram fotografados e avaliados e mostraram que, diante de cargas verticais, o sistema o'ring/bola transferiu mínimas tensões para ambos os implantes, enquanto que o sistema barra/clip proporcionou tensões imediatas de grande magnitude e concentração para os dois implantes. Após a

aplicação de forças oblíquas, os resultados mostraram padrões de tensões similares para ambos os sistemas, com uma formação sutilmente maior para a overdenture sobre barra/clip. Dentro dos limites do estudo, os autores concluíram que o sistema de retenção o'ring/bola transferiu menor tensão aos implantes quando comparado com o sistema barra/clipe, principalmente quando o modelo fotoelástico foi carregado com forças verticais.

Watanabe *et al.*, em 2000, investigaram as tensões produzidas ao redor dos implantes de estruturas de próteses fixas parafusadas fabricadas através de quatro diferentes métodos, antes e após diferentes seqüências de aperto de parafusos. A metodologia deste estudo envolveu a confecção de um bloco de poliuretano de 30 X 40 X 30cm, em cuja região central foram instalados três implantes do sistema IMZ (4,0 X 13 mm). Seis sensores de tensão foram colocados estrategicamente na superfície do bloco com um milímetro de afastamento um do outro, de forma a registrar as tensões induzidas durante o teste. Os implantes foram numerados (1, 2 e 3) e dezesseis estruturas de prótese fixa foram colocadas sobre os mesmos, obtidas a partir de quatro diferentes grupos: G1: estruturas em liga de ouro fundidas em monobloco; G2: estruturas fundidas em liga de ouro em monobloco e posteriormente seccionadas e soldadas; G3: estruturas fundidas em liga de ouro em partes separadas posteriormente unidas com solda, e G4: estruturas fundidas em titânio confeccionadas através da técnica do cilindro cimentado ou do assentamento passivo. As estruturas foram instaladas com torque de 14,5N/cm sobre os implantes, e foi verificada também a influência da ordem de três diferentes seqüências de aperto de parafusos sobre a distribuição de tensões ao redor dos implantes (2-1-3; 1-2-3; 1-3-2). Os resultados mostraram que em G4, a ordem do aperto dos parafusos influenciou pouco a produção de tensões. Já as tensões produzidas pelas estruturas do G2 mostraram ser bastante influenciadas pela ordem do aperto, sendo que a melhor seqüência foi 2-1-3. Comparando os diferentes grupos entre si, os autores observaram que as estruturas do G4 mostraram as menores tensões (50µe), seguidas do G3

(154 μ e), G1 (366 μ e) e por último do G2 (737 μ e). Os autores concluíram, portanto, que quando a soldagem foi utilizada nas peças fundidas em partes, o grau de contração foi menor, comparado ao mesmo procedimento realizado posteriormente à secção de peças previamente fundidas em monobloco, e que embora a adaptação visual pareça estar favorável, tensões são produzidas ao redor dos implantes quando do aperto de parafusos, e incentivaram a utilização da técnica do assentamento passivo.

Rubo & Souza, em 2001, discutiram sobre os diversos recursos existentes para análise e solução de problemas complexos encontrados no tratamento de pacientes com dentições comprometidas. Dentre estes recursos os autores citaram, dentre outros, a análise fotoelástica, o método de elementos finitos e a extensimetria. Foram relatadas as aplicações desses procedimentos na resolução de carregamento de próteses sobre implantes. No entanto, os autores concluíram que existem vantagens e desvantagens inerentes a cada procedimento e observaram que nenhuma das formas de análise possui total preponderância sobre a outra, resultando em um consenso entre pesquisadores de que as mesmas se complementam, no intuito de uma validar a outra.

Dalle Piagge, em 2002, analisou o comportamento das tensões no rebordo edentado, sob overdenture implanto-suportada, apoiada sobre barra de estabilização e retida por encaixe extracoronário tipo ERA, com ou sem apoio de magneto na região distal do rebordo, através da análise fotoelástica. Para tal, foram fixados quatro análogos de implantes na região anterior de um modelo de gesso, de forma equidistante entre si, além de dois outros análogos na região dos segundos molares inferiores direito e esquerdo. Um modelo fotoelástico com implantes correspondentes do sistema Steri-Oss e Dyna foi obtido com resina PL-2. Foram avaliados dois tipos de overdentures: uma portando um magneto na região posterior e outra não, ambas utilizando uma barra, associada ao sistema ERA (Extra Resiliente Attachment). As próteses totais superiores antagonistas, assim como as overdentures, foram confeccionadas através de montagem dos

modelos em articulador semi-ajustável e, após acrilizadas, remontadas no articulador com o respectivo modelo fotoelástico com a finalidade de realizar o ajuste oclusal. Após a captura das cápsulas do sistema ERA e magnetos nas bases das próteses, o modelo fotoelástico foi inicialmente analisado sem aplicação de carga, a fim de verificar se havia formação de franjas. Posteriormente, cargas de 1kg, 3.5kg, 7kg e 10kg foram aplicadas sucessivamente. Os resultados deste estudo mostraram que a utilização do magneto nas regiões posteriores do rebordo mostrou melhor distribuição de tensões entre os implantes e o rebordo residual, em contraste com uma maior concentração de tensões nos implantes anteriores encontrada no par de próteses em que não se utilizou o magneto nas overdentures.

Fernandes *et al.*, em 2003, conduziram um estudo a fim de demonstrar a efetividade da fotoelasticidade reflexiva como uma técnica para monitoramento “*in vivo*” da distribuição de tensões promovidas por próteses em função. Os autores selecionaram sete indivíduos para este estudo, divididos em três grupos, de acordo com o desenho das próteses. As superfícies vestibulares das próteses testadas foram revestidas com uma resina birrefringente com espessura de 2 mm. Através da utilização de um polariscópio de reflexão, os padrões de franjas foram documentadas em uma fita de vídeo, durante a padronização dos carregamentos “*in vivo*”. Níveis de tensões foram calculados a partir da determinação da ordem das franjas isocromáticas. A variabilidade intra-examinador na contagem da ordem das franjas e na determinação do nível de precisão na fotoelasticidade reflexiva também foi estudada e seus resultados foram comparados com valores obtidos através de medidores de tensões também utilizados. Os resultados mostraram que as áreas revestidas pela resina fotoelástica onde normalmente a incidência de luz é acessível produziram mapas da distribuição das tensões durante o uso das próteses. Diferenças significativas foram encontradas entre os diferentes desenhos das mesmas, e o teste de variabilidade intra-examinador mostrou que não houve ocorrência de diferença estatisticamente significativa na contagem de

ordem de franjas. Os valores de tensões obtidas com a fotoelasticidade reflexiva mostraram um alto índice de correlação com os valores obtidos através da utilização de medidores de tensão, podendo ser considerada um método válido, aplicável e preciso em estudos de comportamento biomecânico “*in vivo*”.

Meirelles, em 2003, realizou um estudo em que analisou a distribuição de tensões pela simulação de esforços mastigatórios em torno de implantes dentários cilíndricos rosqueáveis com hexágono externo e interno. Foram recortados blocos de policarbonato PSM-1 (Photoelastic Inc, Realeigh, USA) com dimensões de 35 x 25 x 6,1 mm, nos quais foram instalados os implantes dentários. Foram utilizados dois implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento com hexágono externo e interno (Master Screw e Máster Connect AR, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil). O carregamento de 10 kgf foi aplicado por um dispositivo mecânico acoplado a uma célula de carga com 15° de inclinação em relação ao implante. Cada implante foi levado individualmente ao polariscópio circular para a visualização e interpretação das franjas fotoelásticas, de forma que foram obtidos valores numéricos que correspondiam à ordem da franja para cada ponto traçado ao redor do implante sobre a imagem obtida. Foi possível observar padrões de distribuição de tensões distintos quanto à região entre os implantes. O implante com hexágono externo apresentou valores maiores na primeira rosca e na região cervical, enquanto que o implante com hexágono interno apresentou valores maiores na região apical do mesmo. Nas demais regiões, os valores encontrados foram similares.

Ochiai *et al.*, em 2003, avaliaram se a seleção do tipo de pilar intermediário afeta a transferência de carga em próteses instaladas sobre dente e implante através da fotoelasticidade. Para isto dois implantes de 3.75 x 13mm (3i Implant Innovations, Palm Beach Gardens, Fla.) foram instalados em um modelo de mandíbula humana onde havia ausência do primeiro e segundo molares esquerdos. Duas próteses parciais fixas de três elementos foram confeccionadas em liga de ouro-paládio, unindo dente (pré-molar) e implantes, alternando-se

pilares tipo UCLA e pilares cônicos (3i). A simulação de carga foi aplicada sobre prótese unindo dente e dois implantes e dente a um implante, sendo esta última obtida através da remoção do pilar intermediário do implante do primeiro molar. A análise de tensões foi realizada em um polariscópio circular com células de carga verticais apoiadas em diferentes variações de carregamento em pontos oclusais marcados nas próteses. A aplicação de carga foi utilizada em função de promover uma situação clínica real. A avaliação das tensões foi realizada através da observação visual das ordens de franjas. Os resultados mostraram que a distribuição de tensões e magnitude para a prótese apoiada sobre dente e dois implantes foi parecida para ambos os pilares utilizados. Para a situação protética apoiada sobre dente e implante distal, a situação também foi parecida para os dois tipos de pilares avaliados, com uma distribuição não-axial de tensões para o pilar UCLA, quando comparada ao pilar cônico.

Bernardes, em 2004, relatou que implantes osseointegrados vêm apresentando limitações desde sua concepção. Uma delas seria a perda óssea marginal crônica. Tal fenômeno seria justificado por cargas mastigatórias que levariam a concentrações de tensões junto à crista óssea. Ao longo dos anos o autor relata que foram sugeridas modificações buscando minimizar tal perda, por exemplo, o desenvolvimento de novas junções pilar/implante e até mesmo implantes com pilares em peça única. Dentre as várias vantagens citadas das junções internas sobre o tradicional hexágono externo, estaria a capacidade das primeiras em distribuir melhor as tensões, de maneira com que impedissem concentrações excessivas na crista óssea. O trabalho do autor objetivou analisar qualitativamente e quantitativamente as tensões geradas em modelos fotoelásticos decorrentes de cargas aplicadas em peças simulando implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo das junções: hexagonal externa (HE), hexagonal interna (HI), cônica interna (CI) e um implante sem junção (peça única, PU). Essas peças foram inseridas em blocos fotoelásticos e submetidas a dois tipos de cargas compressivas, uma axial (carga I) e outra 6,5mm fora do

longo eixo (carga II). Foram analisados diversos pontos de tensão ao longo de quatro corpos de cada espécie (46 para carga I e 61 para carga II), nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima. Os pontos analisados geraram gráficos que a partir dos quais foram determinadas áreas individuais para cada uma das duas situações de carga em todo o corpo do implante e apenas para a região de pescoço do mesmo. Depois de aplicados os testes de Kruskal-Wallis, U de Mann-Whitney, t de Student e ANOVA, de acordo com a necessidade de cada análise, não foi encontrada diferença significativa ($p < 0,05$) em nenhuma das duas situações propostas para carga I. Entretanto, para carga II, quando avaliando todo o corpo do implante, os de hexágono interno apresentaram diferenças significantes ($p < 0,05$), com os menores valores, em relação aos outros grupos (hexágono externo, cônico interno e peça única). Da mesma forma, para a análise da região de pescoço sob a carga II, o grupo de implantes HI mostrou ser estatisticamente diferente ($p < 0,05$) dos grupos HE e PU, porém HI e CI não apresentaram diferenças, bem como HE, PU e CI. Quando realizando conclusões baseadas nos valores encontrados, em porcentagem, observou-se que, para a carga I, o grupo CI apresentou os menores valores de tensão cisalhante máxima para todo o corpo, seguido pelo grupo PU, 0,45% maior e após estes os grupos HI com 2,02% e HE com 3,33% maiores que o primeiro. Nesta situação de carga quando analisando a área de pescoço da peça, foram encontrados menores valores para o grupo PU, seguido pelo HI com 1,69% maior, CI, 3,15% e HE, 3,82% maiores que o primeiro. Quando para carga II, o grupo HI apresentou os menores valores para todo o corpo da peça, seguido pelo CI com 10,9%, PU e HE com o mesmo valor de 12,93%. Na situação de carga II, para a região de pescoço do implante, a ordem encontrada foi a seguinte: com menor valor o grupo HI, seguido pelo CI com 9,45%, PU com 15,20% e HE com 17,36%.

Ueda *et al*, em 2004, propuseram um trabalho onde avaliaram comparativamente, através de análise fotoelástica, a dissipação de tensões em uma prótese fixa com três implantes paralelos entre si com a dissipação de

tensões na mesma prótese com e existência do implante central angulado. Dois modelos fotoelásticos foram confeccionados para o experimento. Verificou-se a indução de tensões após o aperto dos parafusos e após carregamento com 2kg, 5kg e 10kg, em um mesmo ponto central da prótese. Os resultados mostraram que durante o aperto dos parafusos pouca tensão foi induzida em ambos os modelos. Após a aplicação de carga no modelo com implantes paralelos a dissipação seguiu os longos eixos. No implante angulado, houve menor quantidade de franjas, ficando estas acumuladas ao redor da região apical dos implantes laterais. Os autores consideram a limitação de seu estudo como sendo de caráter qualitativo e indicam o método de elemento finito ou uso de medidores de tensões (strain gauges) para quantificar as tensões.

Cehreli *et al.*, em 2004, relatou que a magnitude de forças aplicadas sobre os implantes depende do desenho do implante e propriedades mecânicas da interface de conexão, cujos efeitos biomecânicos não foram estudados de forma compreensiva até então. Diante disto, propôs um estudo onde se avaliasse as características de transferência de força de conexões com hexágono externo e cone-morse, utilizando-se de análise fotoelástica e do uso de strain-gauges, também denominados de medidores de tensão. Para tal, modelos fotoelásticos com implantes isolados foram obtidos através de uma duplicação direta de matriz. Os implantes utilizados foram Branemark, ITI e Astra Tech. Foram feitos dois modelos para cada marca de implante. Forças verticais e inclinadas de 100 e 150N de 20° foram aplicadas separadamente sobre os implantes, momentos nos quais foram analisadas as ordens das franjas fotoelásticas na região cervical dos implantes em polariscópio circular. Após a análise fotoelástica, foi realizada a avaliação por meio dos strain gauges através da cimentação dos mesmos de forma estratégica sobre a superfície da resina e realizados os cálculos estatísticos. Os resultados mostraram ordens de franjas isocromáticas similares entre as marcas de implantes avaliadas sob ambas as condições de carregamento. No entanto, os resultados com strain gauges mostraram menor quantidade de tensão

ao redor dos implantes Branemark, seguidos pelo Astra Tech e ITI. Estes últimos apresentaram resultados bastante parecidos com relação à magnitude de tensão, embora a tensão ao redor do Astra Tech tenha se mostrada mais baixa sob carga vertical. Os autores concluíram que as conexões tipo hexágono externo e cônicas têm similar características de distribuição de forças, e que a interface implante/pilar intermediário não é fator decisivo na magnitude de stress e tensão induzidas sobre os implantes.

Torres, em 2005, realizou estudo onde investigou a correlação entre desadaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco e em diferentes ligas através da fotoelasticidade. Para tal um modelo fotoelástico com cinco implantes na região inter-forame foi utilizado para a avaliação de 15 estruturas. Estas foram divididas em grupos, de acordo com o metal utilizado para fundição (titânio c.p, liga de Co-Cr, e liga de Ni-Cr-Ti). As estruturas foram avaliadas em relação à desadaptação em microscopia óptica de precisão, tanto através do teste do parafuso único como também com o aperto de todos os parafusos. Após, foram submetidas à análise fotoelástica quantitativa das tensões correspondentes à região da crista óssea marginal, através do método de compensação de Tardy. Após análise estatística, os resultados dos testes de passividade mostraram adaptação superior do Ti cp em relação às ligas de Co-Cr e Ni-Cr-Ti. A liga de Co-Cr mostrou maiores níveis de tensão aos implantes. Foram aplicados testes de correlação entre desajuste marginal e tensões geradas, e verificou-se que, de modo geral, não foram verificadas correlações entre valores de adaptação marginal e tensões geradas aos implantes.

Barbosa, em 2006, avaliou o ajuste do pilar UCLA sobre implantes assim como a tensão gerada ao redor dos mesmos após procedimentos de fundição em monobloco, antes e após soldagem a laser de infra-estruturas confeccionadas em diferentes metais e ligas metálicas. Para tal, doze peças tipo

protocolo Branemark foram enceradas sobre uma matriz metálica e fundidas em monobloco, subdividindo-se em 3 grupos de acordo com o material utilizado: G1-titânio comercialmente puro (Talladium, Brasil); G2-cobalto-cromo (Dentaurum, Alemanha) e G3-níquel-cromo- titânio (Tilite, Talladium, Brasil). Após fundição, foram avaliados os desajustes verticais e horizontais, através de microscopia óptica, primeiramente por meio do teste do parafuso único e após através do aperto de todos os parafusos com torque de 20 Ncm. Em seguida, foi confeccionada, a partir de um modelo de gesso, uma matriz fotoelástica, sobre a qual as peças foram instaladas e analisadas com relação às tensões através da leitura do número de ordem das franjas formadas. O mesmo foi realizado após secção e soldagem a laser das peças. Os resultados foram submetidos à análise estatística, tanto microscópica quanto fotoelástica. Observou-se que os grupos não diferiram entre si quanto ao nível ajuste em ambas as etapas (monobloco e solda a laser), porém todos apresentaram melhora significativa no desajuste vertical após a soldagem. No desajuste horizontal, o G1 apresentou melhor comportamento em fundição monobloco. Os autores concluíram que a passividade melhorou após a solda, porém as infra-estruturas ainda geravam tensão ao modelo fotoelástico, gerando maiores níveis de tensão na região equivalente à crista óssea. Os autores sugerem que estas tensões provavelmente estão relacionadas aos desajustes horizontais do que aos verticais.

Kleine, em 2006, avaliou a distribuição de tensões em infra-estruturas implanto-suportadas tipo protocolo Branemark confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado ou soldado a laser. Para tal, seis estruturas foram confeccionadas em titânio e divididas em dois grupos: I- cilindros cimentados com cimento resinoso e II- cilindros soldados a laser. Foram feitas mensurações dos níveis de desadaptação através de um microscópio mensurador por meio do teste do parafuso único. A estrutura mais bem adaptada de cada grupo foi submetida à análise de tensões, após seu aparafusamento com torque de 10N/cm em cada parafuso protético, sobre um modelo confeccionado em resina fotoelástica. Três

seqüências de aperto de parafuso foram utilizadas (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). Os resultados mostraram melhores níveis de adaptação para o grupo de cilindros cimentados. A análise de tensões indicou maior formação de tensões para a seqüência de aperto 1/2/3/4/5, em ambos os grupos. A seqüência 3/2/4/1/5 mostrou menor quantidade de tensões para o grupo dos cilindros cimentados. A seqüência de aperto 5/4/3/2/1 apresentou melhores resultados para o grupo de cilindros soldados a laser.

Baboni, em 2006, avaliou a indução de tensões de infra-estrutura tipo protocolo Branemark fundida em titânio e soldada a laser antes e após eletroerosão. Sobre uma matriz metálica foram confeccionadas seis estruturas metálicas através do método de soldagem a laser dos cilindros. Após avaliação dos níveis de adaptação em microscopia óptica de precisão, a estrutura que apresentava melhor adaptação foi submetida à análise fotoelástica de tensões, após o aperto dos parafusos protéticos sobre modelo fotoelástico nas seqüências 1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5, antes e após ser submetida ao procedimento de eletroerosão. Os resultados mostraram menor formação e intensidade de tensões após o refinamento por eletroerosão em todas as seqüências de aperto dos parafusos protéticos, com acúmulo de tensões mais mediais na seqüência de aperto 3/2/4/1/5. Os autores concluíram que o processo de eletroerosão melhora a adaptação da infra-estrutura, sendo um método eficaz para a obtenção do assentamento passivo.

Bernardes *et al.*, em 2006, realizaram estudo onde compararam comportamento fotoelástico da união de pilares a implantes de hexágono externo e hexágono interno. Para tal, o conjunto pilar/implante para cada tipo de hexágono foi inserido em modelos fotoelásticos e submetidos a duas cargas compressivas: axial e deslocada de 6,5 mm do centro. Foram analisados pontos em toda a superfície do implante e também na região da plataforma, nos quais os valores de tensão cisalhante máxima foram determinados. Os resultados não mostraram

diferenças estatisticamente significantes para a carga axial nas duas regiões propostas e em ambos os tipos de implantes. Entretanto, para a carga não axial, houve diferença entre estas duas regiões analisadas, sendo que as mesmas mostraram maiores valores para implantes de hexágono externo.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar comparativamente, por meio de análise fotoelástica, a relação entre adaptação marginal e os padrões de distribuição de tensões induzidos por infra-estruturas de titânio implanto-suportadas, confeccionadas sobre quatro implantes, e instaladas sobre três diferentes pilares intermediários, após secção e soldagem a laser.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Confeção da matriz metálica

Para a realização deste estudo, foi confeccionada uma matriz em aço inoxidável com formato similar ao de um arco mandibular desdentado, com dimensões de 26 x 59 x 15 mm, através de usinagem mecânica de um bloco de aço-inoxidável 304 por uma fresadora F.T. V-2 ferramenteira e um divisor universal de relação de transmissão. Quatro orifícios foram realizados sobre a superfície superior da matriz, de forma equidistante entre si, com diâmetros de 4,1mm e profundidade de 16mm, a fim de alojar análogos de implantes Master Screw (Conexão - Sistemas de Prótese – São Paulo) de diâmetro regular. Estes análogos foram fixados nos orifícios da matriz através de adesivo a base de resina epóxi (Adesivo Epóxi Araldite Hobby- Huntsman). Desta maneira, a matriz simulava um arco mandibular desdentado com quatro implantes colocados na região interforames, convencionalmente numerados da esquerda para a direita como implantes 1, 2, 3 e 4 (Figura 1).

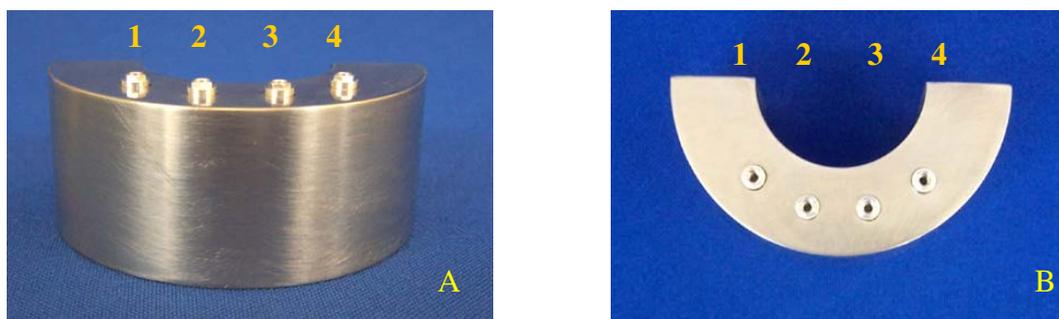


Figura 1: Matriz metálica vista frontal (A) e superior (B).

4.2 CONFEÇÃO DO MODELO FOTOLÁSTICO

Sobre os análogos de implantes Master Screw fixados na matriz metálica foram adaptados transferentes de moldagem quadrados (Conexão). Os

mesmos foram unidos através da fixação de pinos metálicos entre si e, posteriormente, revestidos por resina acrílica ativada quimicamente (Pattern Resin, Co.) (Figura 2).

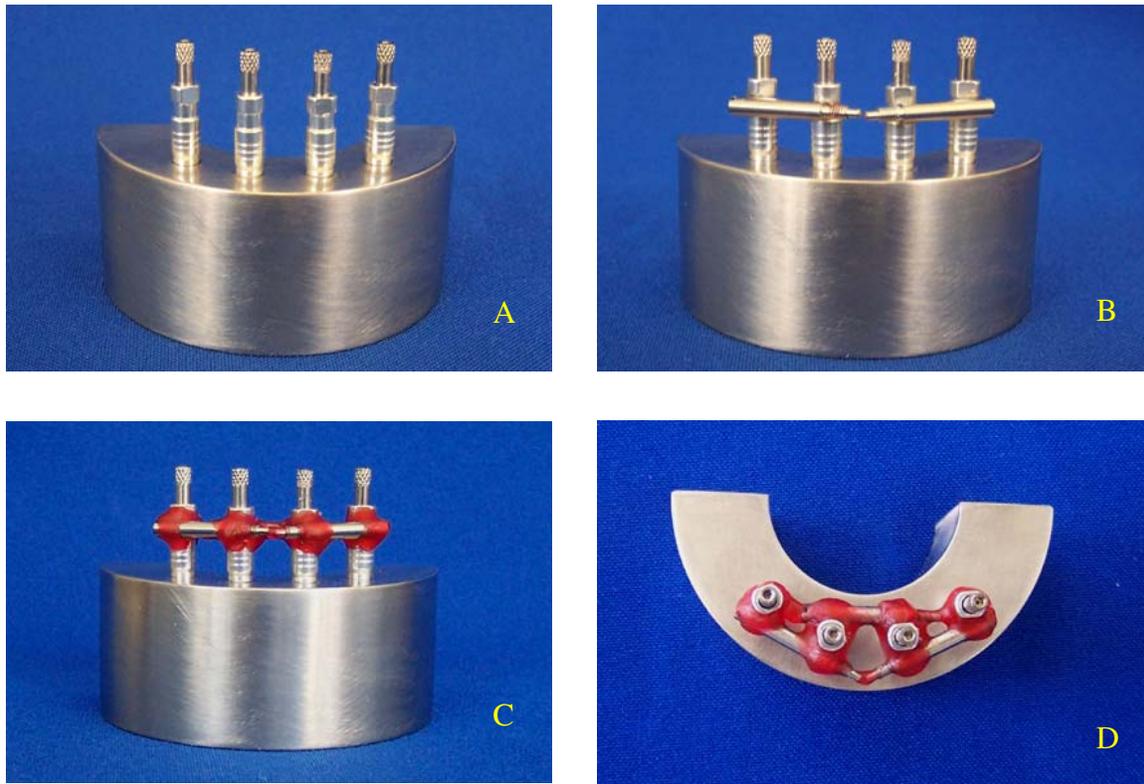


Figura 2: Transferentes de moldagem posicionados sobre os análogos de implantes (A), unidos entre si com pinos metálicos (B), e posteriormente revestidos com resina acrílica ativada quimicamente (C) e (D)

Para a obtenção do modelo fotoelástico, foi seccionado um anel de tubo de PVC com altura aproximada de 50mm, posteriormente fixado com cera utilidade (Clássico, Artigos Odontológicos) sobre a superfície de uma placa de vidro.

A matriz metálica com os transferentes unidos e parafusados sobre os análogos dos implantes foi posicionada no interior deste anel. Para a obtenção do

molde da matriz foi utilizado o material de moldagem Silibor (Clássico, Artigos Odontológicos) à base de silicone. Este material foi manipulado na proporção de 3 a 4 % de catalisador para cada porção de silicone dosada (350ml/12ml catalisador), a fim de proporcionar o completo preenchimento do anel. O preenchimento do anel foi realizado lentamente, de forma a prevenir a incorporação de bolhas de ar no material enquanto o mesmo estivesse sendo vertido no interior do anel (Figura 3).

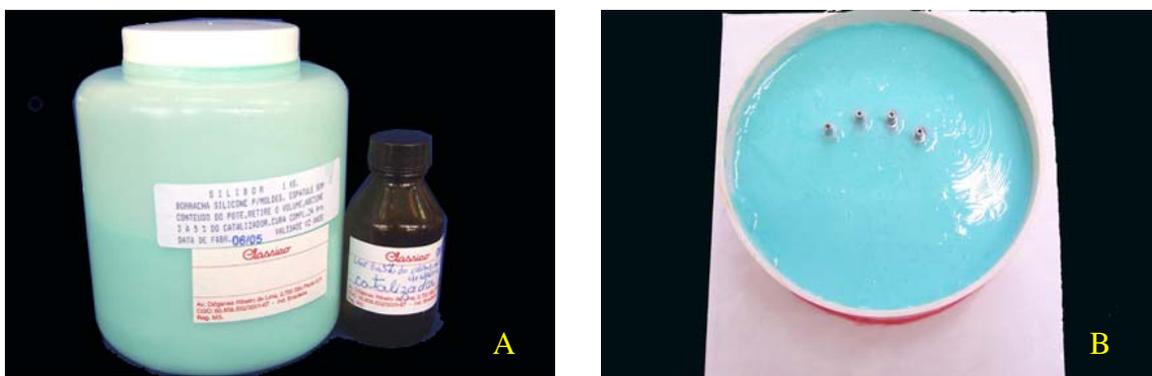


Figura 3: Componentes do Silibor (A) e o anel de PVC utilizado como moldeira individual durante a duplicação da matriz metálica posicionada em seu interior após o preenchimento do mesmo com o material duplicador (B).

Para a separação do conjunto molde/matriz foi aguardado o período de 24 horas, de acordo com a recomendação do fabricante (Figura 4). O molde obtido foi mantido dentro do anel de PVC a fim de facilitar seu manuseio e assentamento sobre uma bancada durante a fase seguinte de obtenção do modelo fotoelástico.

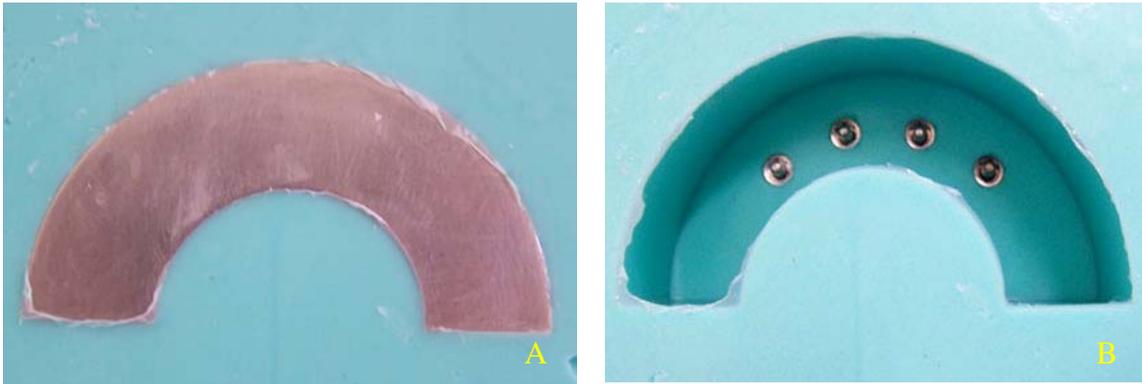


Figura 4: Vista inferior do molde da matriz metálica (A) e a impressão negativa da mesma após separação do conjunto molde/matriz.

Para a obtenção do modelo fotoelástico, implantes Master Screw (Conexão), de plataforma 4.0mm, com 13mm de comprimento, foram adaptados e parafusados sobre os transferentes, até que todos os quatro implantes estivessem posicionados no interior do molde (Figura 5).

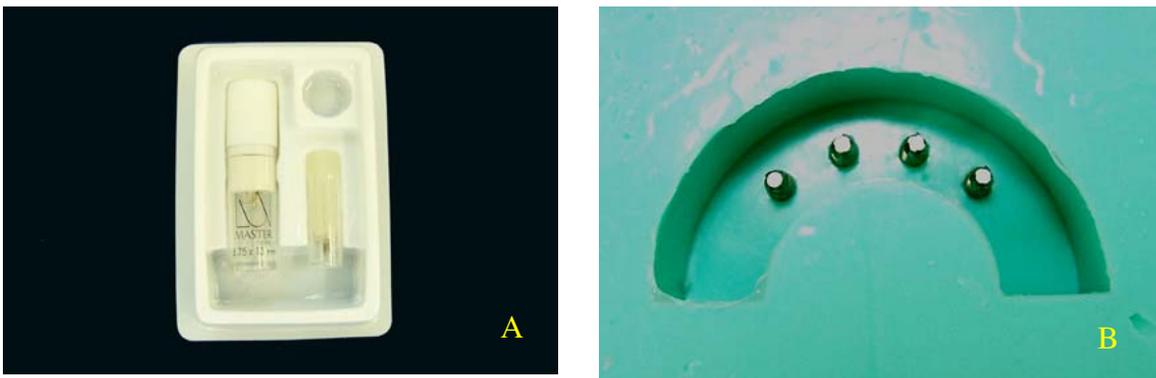


Figura 5: Implantes Master Screw (Conexão) utilizados (A) e sua adaptação nos respectivos transferentes do molde da matriz (B).

A confecção do modelo fotoelástico foi feita com a resina Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda – Hunstman) a qual possui dois componentes

líquidos, a GY-279 modificada, com diluído reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, e um endurecedor HY 2964 à base de amina cicloalifática, modificado, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio.

A cura deste material ocorre à temperatura ambiente por meio de um sistema endurecedor, o que possibilita a confecção de modelos de plástico fotoelástico, transparente, de alto brilho e sem exsudação. Os componentes devem ser armazenados a 18-25^o C e tempo de armazenamento de um ano (GY279 BR) e dois anos (HY 2964).

A quantidade de material utilizado foi previamente calculada de acordo com o tamanho da peça a ser modelada, de acordo com a proporção recomendada pelo fabricante de 100 partes de GY 279 para 48 partes de HY 2964.

Para este estudo, o modelo confeccionado necessitou de uma proporção de 40g de GY 279 /20g HY 2964.

As porções foram dosadas e posteriormente vertidas em um recipiente Becker, onde foram misturadas através de um bastão de vidro. Logo após, o recipiente foi levado à uma câmara acrílica hermeticamente fechada, acoplada a uma bomba a vácuo e um manômetro, para a eliminação de bolhas de ar incorporadas durante a mistura e manipulação dos componentes da resina. O manômetro permitia a regulação da pressão atmosférica no interior da mesma de zero a 750 mm HG, de forma intermitente. A mistura permaneceu nesta câmara por cerca de 20 minutos. Logo após, foi lentamente vertida no interior do molde de silicone, mantendo-se o Becker o mais próximo possível da superfície do molde até o seu completo preenchimento. Concluído o vazamento, o molde foi recoberto com filme de PVC para proteção de sua superfície contra a deposição de impurezas ou poeira em suspensão durante sua polimerização.

O tempo estimado para o modelo fotoelástico alcançar o estágio de recontorneamento é de 2 a 3 horas após o início da mistura, dependendo do tamanho, espessura e do ambiente de polimerização. Em nosso experimento, foi aguardado um período adicional de 72 horas para a remoção do modelo fotoelástico do molde, seguindo recomendações do fabricante (Figura 6).

Foi dado um acabamento manual no corpo e em sua base com lixa d'água de granulação fina (1500, 2000 – 3M do Brasil) para que o modelo tivesse um perfeito assentamento em superfície lisa e plana correspondente à base do aparelho de análise fotoelástica. Durante este procedimento, cuidados como refrigeração abundante com água e suavidade na pressão da lixa contra o modelo foram tomados de forma a não induzir a formação de tensões no mesmo, já que a presença inicial destas poderia confundir as imagens obtidas durante os testes propostos neste estudo por meio da análise fotoelástica do modelo.

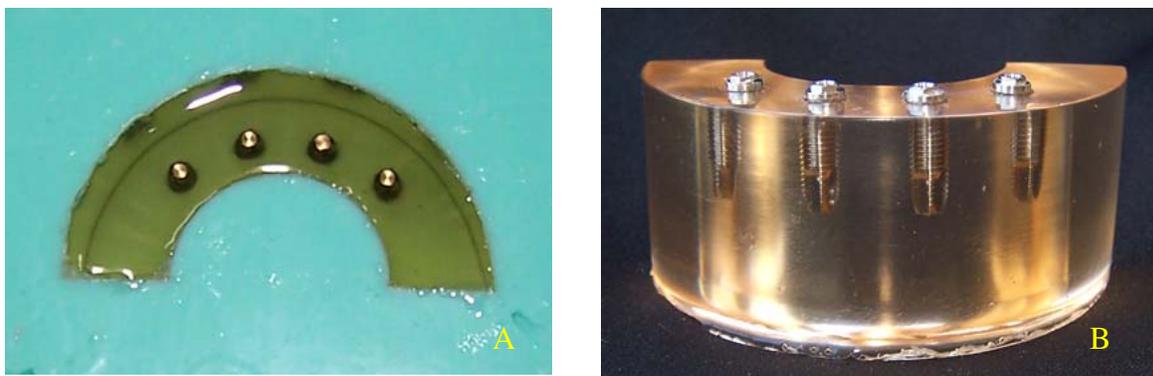


Figura 6: Resina Araldite vertida no interior do molde da matriz (A) e o respectivo modelo fotoelástico obtido após completa polimerização da mesma (B).

4.3 CONFEÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS

Foram obtidas três estruturas metálicas em titânio grau 2, na forma monobloco, variando em cada uma os pilares intermediários. As peças foram confeccionadas por um mesmo laboratório de prótese, a fim de que as fases de

enceramento, inclusão, fundição e acabamento fossem realizadas de maneira padronizada. A estrutura I foi confeccionada a partir de pilares calcináveis do tipo Ucla cuja interface de conexão dá-se diretamente com o implante. As demais estruturas foram confeccionadas sobre pilares usinados do tipo Esteticone (II) e Microunit (III), todos fornecidos pela Conexão (Figura 7). O enceramento das estruturas foi realizado através da união dos cilindros calcináveis por fios de cera para fundição de 4mm de diâmetro (Dentaurum JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha), unidos entre si através de cera PK Opaca (Kota Ind. e Com. Ltda). Após o enceramento, as estruturas foram testadas para análise visual da adaptação através do teste do parafuso único em uma de suas extremidades, de forma que fosse obtida a melhor adaptação possível ainda na fase de enceramento das mesmas. Foram adicionados a cada enceramento os respectivos fios de cera que posteriormente formariam os condutos de alimentação durante a fundição de cada estrutura.

As estruturas foram unidas a uma base de cadinho e posicionadas no interior de um anel metálico próprio para fundição. Um agente antibolhas foi aplicado sobre cada enceramento antes da inclusão em revestimento próprio para titânio (Rematitan Ultra, Dentaurum JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha).



Figura 7: Pilares Ucla (A), pilares esteticone (B) e pilares microunit (C) utilizados respectivamente para as estruturas I, II e III.

Após a presa, os blocos resultantes foram submetidos à ciclagem térmica específica para o revestimento utilizado. A fundição das estruturas foi

realizada em uma máquina específica para fundição de titânio (Rematitan; Dentauro JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) com pastilhas de 31g de titânio c.p (Tritan - Dentauro JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) em atmosfera pressurizada de gás argônio a 0,95-bar. Após a desinclusão das peças, os condutos de alimentação de cada estrutura foram seccionados com um disco de Carborundum (Dentauro JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha), e realizados os procedimentos de acabamento das peças.

Após a obtenção das três estruturas, as mesmas foram posicionadas sobre seus respectivos pilares na matriz metálica e a partir daí foram obtidas as médias de adaptação entre cada estrutura e pilares da matriz através de leitura em microscopia óptica em uma magnificação de x50 (STM; Olympus Optical Co, Tokyo, Japão) e precisão de 0,0005mm, através do aperto alternado do parafuso das extremidades com torque de 10N/cm, através de torquímetro manual. As adaptações eram mensuradas nos implantes 1 e 4, por vestibular e lingual, em um único ponto central para cada face, com 3 mensurações obtidas para cada ponto (Figura 8).



Figura 8: Leitura em microscopia óptica da interface vertical de adaptação.

As estruturas em monobloco foram posteriormente posicionadas no modelo fotoelástico, confeccionado a partir da duplicação da matriz metálica, com seus respectivos pilares (Figura 9), para visualização da ocorrência de possíveis

tensões após o aperto consecutivo e padronizado para cada parafuso protético, em uma seqüência de aperto que se iniciava dos implantes mediais 3 e 2, e finalizava com os implantes distais 4 e 1, através do uso de torquímetro manual de 10 N/cm. Esta visualização de tensões foi conduzida em polariscópio circular.



Figura 9: Estruturas metálicas fundidas em monobloco e posicionadas sobre seus respectivos pilares no modelo fotoelástico: (A) estrutura I obtida a partir de pilares Ucla, (B) estrutura II posicionada sobre pilares Esteticone, (C) estrutura III posicionada sobre pilares Microunit.

A visualização das tensões revelou intensa formação de franjas para as peças em monobloco (Figura 10) evidenciando a necessária padronização no assentamento das mesmas a fim de permitir a real avaliação da influência dos intermediários protéticos na formação das tensões.

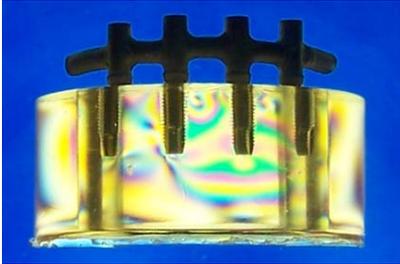
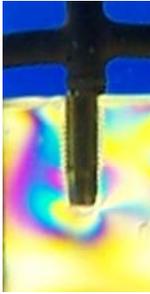
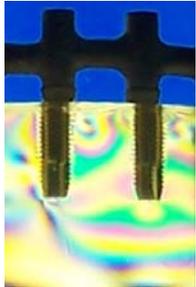
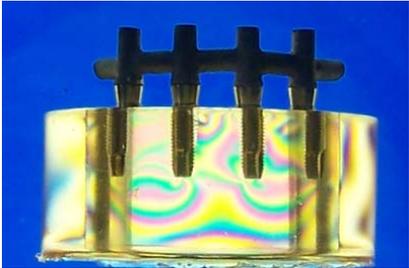
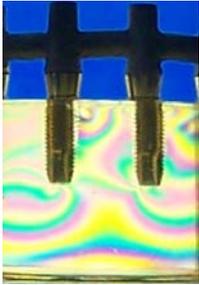
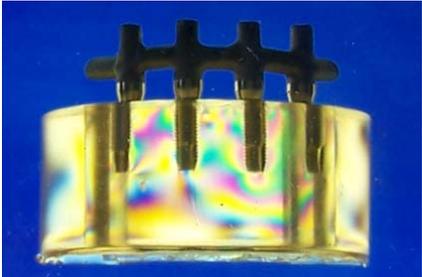
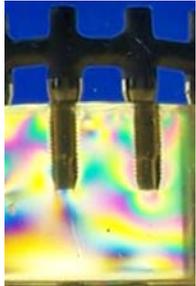
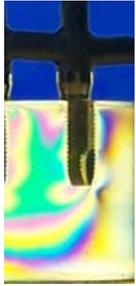
Pilares	A	B	C	D
Ucla				
Esteticone				
Microunit				

Figura 10: Imagem do modelo fotoelástico com as infra-estruturas ainda em monobloco aparafusadas: imagem frontal (A) e seus respectivos cortes aproximados lateral esquerdo (B), medial (C) e lateral direito (D), de acordo com seus respectivos pilares.

Para tal, as estruturas foram então seccionadas e submetidas ao método de obtenção de assentamento passivo por meio da soldagem vertical a laser. Este procedimento foi conduzido sobre a matriz metálica, onde as peças foram originalmente confeccionadas (Figura 11). Posteriormente as estruturas

foram reposicionadas no modelo fotoelástico e as tensões foram novamente analisadas na mesma seqüência de aperto que se iniciava dos implantes mediais 3 e 2, e finalizava com os implantes distais 4 e 1, através do uso de torquímetro manual de 10 N/cm.



Figura 11: Estruturas metálicas posicionada sobre seus respectivos pilares na matriz metálica onde foram submetidas à soldagem vertical a laser: (A) estrutura I obtida a partir de pilares UCLA, (B) estrutura II posicionada sobre pilares esteticon, (C) estrutura III posicionada sobre pilares microunit.

A análise fotoelástica nestas peças foi conduzida através da determinação das ordens de franja em pontos específicos ao redor dos implantes. A seleção destes pontos evitou as regiões cervicais dos implantes, pois ali o acúmulo de tensões era constante antes mesmo do posicionamento das peças, provavelmente ocorria devido à própria conformação do modelo fotoelástico. Portanto, a seleção dos pontos mediais e distais em regiões ao longo do corpo do implante pôde esclarecer de maneira real as diferenças entre o uso dos diferentes pilares intermediários (Figura 12).

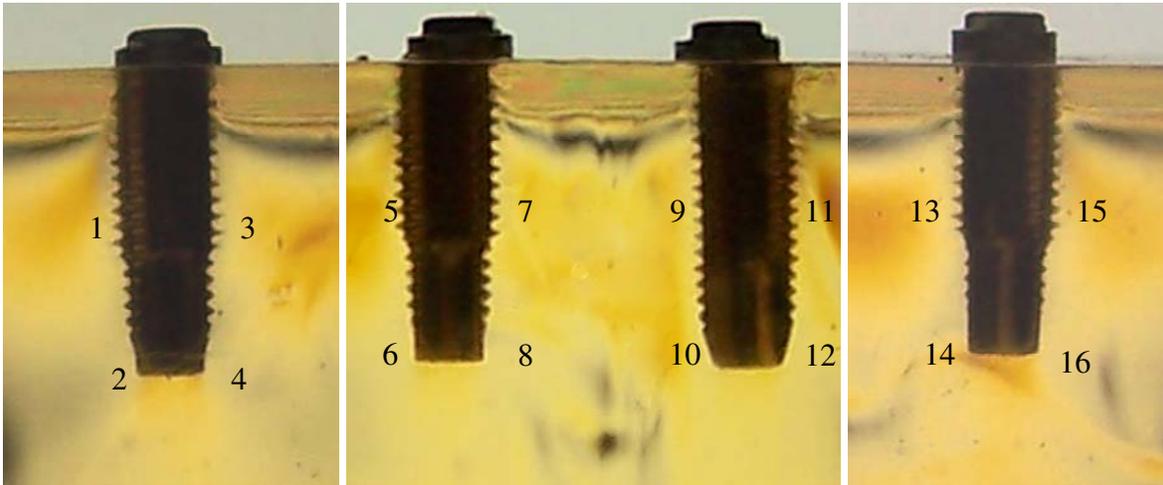


Figura 12- Áreas selecionadas ao redor de cada implante para a determinação da ordem de franjas inteiras (N).

Para a análise fotoelástica de todas as estruturas foi utilizado o método quase-tridimensional de análise fotoelástica. Este método foi selecionado baseado nos relatos de Dalle Piagge, em 2002, a qual faz referência à validade deste dentre os demais existentes na fotoelasticidade. Tal metodologia permite rápida análise qualitativa do estado de tensão, através da observação dos efeitos óticos em modelos tridimensionais.

4.4 METODOLOGIA DA ANÁLISE FOTOELÁSTICA

A técnica da fotoelasticidade é baseada na propriedade óptica de certos materiais plásticos transparentes que apresentam diferentes índices de refração (ou anisotropia ótica) quando submetido a um estado de tensão/deformação (Glickman e cols, 1970; Bernardes, 2004). O índice de refração de um material é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz no mesmo. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem na medida em que a tensão é aplicada. A associação de filtros dispostos entre o observador, a fonte luminosa e o modelo permitem a visualização deste fenômeno. Tais filtros compõem um aparelho denominado polariscópio que promove a polarização da

luz que o atravessa. A luz polarizada permite observação das tensões através da interpretação das imagens que compõem os parâmetros ópticos. As cores do espectro visível vão do vermelho com comprimento de onda entre 630 e 700 nm ao violeta com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca em polariscópio circular os efeitos ópticos se manifestam como franjas coloridas (isocromáticas), que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, através da conhecida "Lei Ótica das Tensões" (Bernardes, 2004)

As isoclínicas são os lugares geométricos dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais e estas coincidem com as direções de polarização do polariscópio. São curvas pretas (onde ocorre completa extinção da luz) que aparecem no analisador de um polariscópio plano e seu valor pode ser determinado, girando-se o conjunto polarizador/analisador em relação aos modelos. Elas são necessárias para a localização das tensões principais. As isocromáticas são os lugares geométricos dos pontos que apresentam o mesmo valor para as diferenças entre as tensões principais. Este parâmetro é facilmente identificado no polariscópio circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro da isoclínicas quando o polariscópio é ajustado para luz polarizada circular. Quando a fonte de luz é branca, as isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações, dependendo do número de ordem da franjas (N) (Bernardes, 2004; Glickman e cols, 1970).

4.4.1 DETERMINAÇÃO DAS FRANJAS ISOCLÍNICAS

As isoclínicas podem ser determinadas individualmente nos pontos de interesse para localização da direção das tensões principais.

4.4.2 DETERMINAÇÃO DAS FRANJAS ISOCROMÁTICAS

A ordem de franja em um ponto do modelo pode ser determinada fotografando ou traçando em papel as ordens de franjas inteiras que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda de luz utilizada. No caso de luz branca, o espectro observado no analisador apresenta colorações típicas para as ordens de franja:

- franja de ordem $N = 0$. Preta;
- franja de ordem $N = 1$. transição violeta/azul;
- franja de ordem $N = 2$. transição vermelho/verde.
- a partir deste ponto todas as franjas de ordens inteiras (N) são determinadas pela transição vermelho/verde.

A Figura 13, apresentada por Bernardes (2004), representa as colorações típicas observadas em uma análise fotoelástica com luz branca.

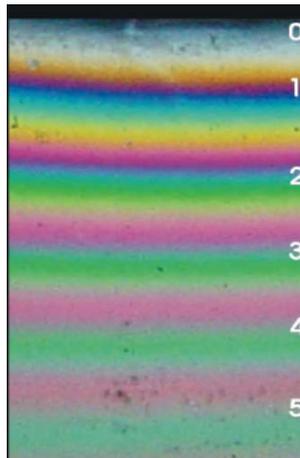


Figura 13. Ordens de franja isocromáticas inteiras*

* Bernardes, S.R. *Análise de tensões em implantes do tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade* [dissertação]. Universidade Federal de Uberlândia; 2004.

4.4.3 LEI DE BREWSTER:

Utilizando a técnica da fotoelasticidade, em termos de tensões principais, a relação é dada pela equação denominada “lei ótica das tensões” ou “Lei de Brewster”.

Meirelles, em 2003, apresentou em seu estudo figura e equação correspondente relatando que o estado de tensões em qualquer ponto do modelo fotoelástico pode ser relacionado com a retardação através da LEI DE BREWSTER (Figura 14):

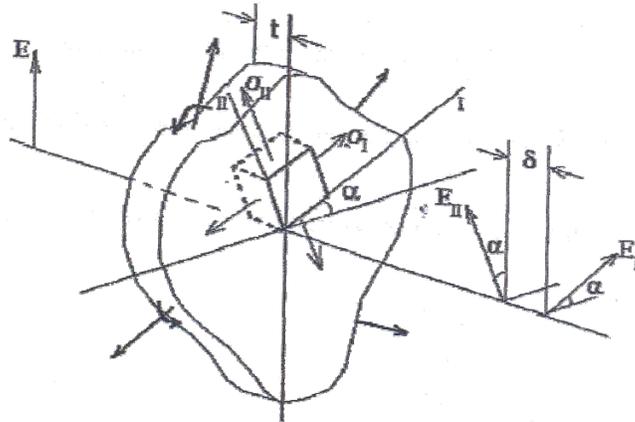


Figura 14- Retardação causada pelo estado das tensões (δ)

$$\sigma_1 - \sigma_2 = (\delta / \lambda) \times (1 / t) \times f_\sigma = (N / t) \times f_\sigma$$

onde : σ_1 e σ_2 são as tensões principais;

t é a espessura do material;

δ é a retardação linear provocada pelo estado de tensões;

λ é o comprimento de onda da luz utilizada;

f_σ é a calibração ótica do material para a luz utilizada;

N é o número de comprimento de onda que o vetor E_{II} foi atrasado em relação a E_I .

De acordo com a Lei de Brewster, identifica-se uma relação de proporcionalidade direta entre o estado de tensões e o comprimento de onda da luz utilizada, a qual é considerada constante, e o valor de ordem de franja (**N**).

Sendo assim, o resultado da análise comparativa de tensões para as estruturas soldadas avaliadas será discutido baseado na observação das cores das franjas isocromáticas e obtenção de seus respectivos valores (**N**) (Ochiai e cols, 2003; Fernandes e cols, 2003; Meirelles, 2003).

5 RESULTADOS

5.1 Análise em microscopia óptica

Os resultados da microscopia óptica da desadaptação linear vertical das estruturas avaliadas antes e após a soldagem a laser estão dispostos na Tabela 1 e Figura 15. Observa-se que as três estruturas avaliadas obtiveram melhora no nível de adaptação após a soldagem, respectivamente em 54% para a peça sobre pilares Ucla, 26% para a peça sobre pilares Esteticone e de 24% para a peça sobre pilares Microunit.

Tabela 1: Médias em micrometros da desadaptação linear vertical obtidas através do teste do parafuso único para as interfaces avaliadas antes e após soldagem vertical a laser.

Estrutura/Pilar	Antes da soldagem	Após soldagem	Melhora no desajuste
I - Ucla	323, 916	147, 916	54%
II - Esteticone	526, 083	389, 083	26%
III - Microunit	238, 166	179, 416	24%

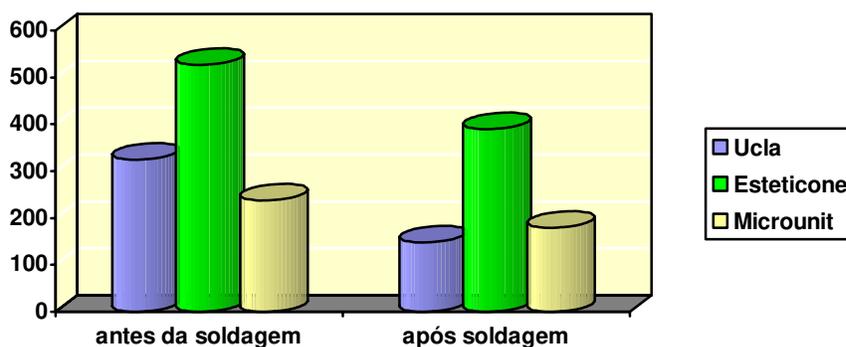


Figura 15: Ilustração gráfica da média em micrometros da desadaptação linear vertical para as interfaces avaliadas antes e após soldagem vertical a laser das estruturas.

5.2 Análise Fotoelástica

Todas as Imagens foram registradas em polariscópio circular por meio de fotografia digital (Kodak Easy Share 4.0) antes e após a soldagem vertical a laser.

Conforme dito anteriormente, a concentração de tensões nas bordas do modelo e região cervical dos implantes de maneira constante (ordem 3 ou 4) fez com que a análise comparativa entre os pilares fosse realizada em pontos mediais e distais em regiões ao longo do corpo do implante para esclarecer de maneira mais explícita estas diferenças.

Sendo assim, o resultado da análise comparativa de tensões para as estruturas soldadas posicionadas sobre diferentes pilares foi discutido baseado na observação das cores das franjas isocromáticas e obtenção de seus respectivos valores (**N**) por meio de classificação visual no polariscópio circular.

A Tabela 2 relaciona os valores de ordem de franja obtidos para os pontos selecionados nos diferentes tipos de pilares avaliados.

Tabela 2: Valores de ordem de franja (**N**) para os pontos selecionados ao redor dos implantes com diferentes pilares.

Pontos de Leitura	Ordem de franja (N)		
	Ucla	Esteticone	Microunit
1	0,30	0,07	0,35
2	0,06	0,1	0,26
3	0,33	0,79	0,03
4	0,01	0,16	0,42
5	0,61	0,52	0,13
6	0,02	0,99	0,38
7	0,96	0,94	0,50
8	0,37	0,84	0,46
9	1,40	0,95	0,17
10	1,11	1,06	0,73
11	1,31	0,54	0,87
12	0,75	0,57	0,74
13	0,34	0,42	0,16
14	0,16	0,37	0,05
15	0,71	0,83	0,04
16	0,31	0,53	0,18

5.2.1 Análise fotoelástica após soldagem

As imagens obtidas após o aperto dos parafusos protéticos das peças soldadas a laser registraram redução na concentração de tensões ao redor dos implantes para todas as peças. Estas imagens foram submetidas à análise qualitativa para determinação do número de ordem de franjas nos pontos selecionados, a fim de permitir uma análise comparativa entre os diferentes pilares para a técnica da soldagem a laser (Figura 16).

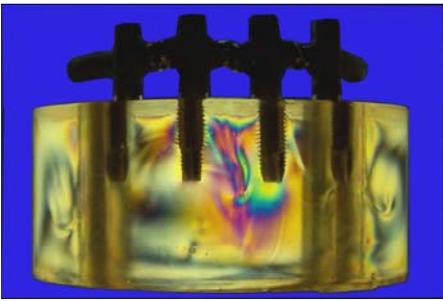
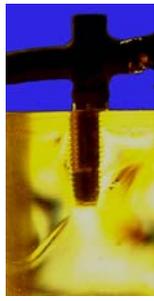
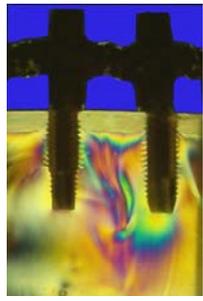
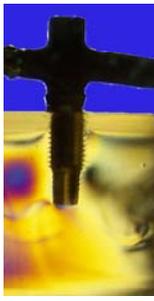
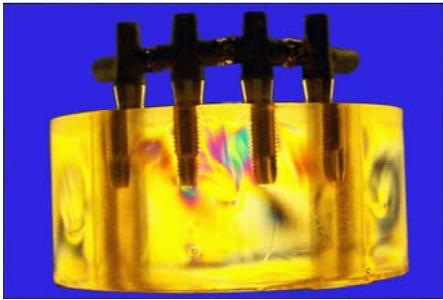
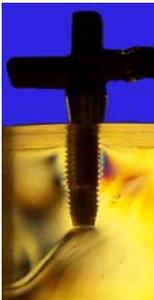
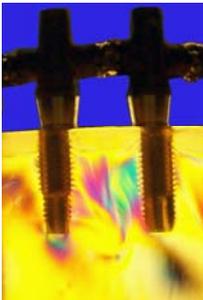
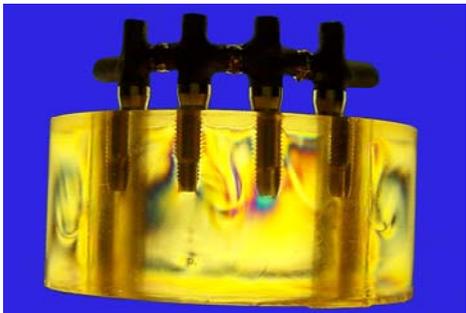
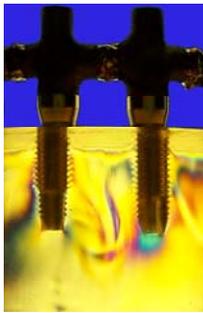
Pilares	A	B	C	D
Ucla				
Esteticone				
Microunit				

Figura 16: Imagem do modelo fotoelástico com as infra-estruturas soldadas a laser aparafusadas: imagem frontal (A) e seus respectivos cortes aproximados lateral esquerdo (B), medial (C) e lateral direito (D), de acordo com seus respectivos pilares.

As Figuras 17, 18 e 19 abaixo ilustram os valores de ordem de franja (N) para os pontos selecionados em cada implante para cada conjunto infra-estrutura/pilar após soldagem.

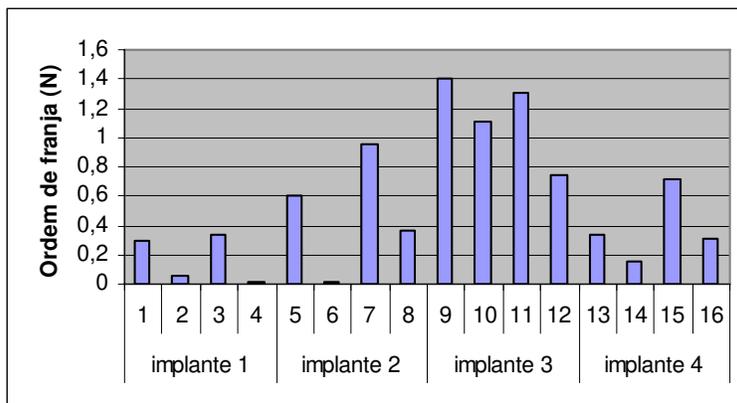


Figura 17: Valores de ordem de franja (N) para os pontos selecionados em cada implante para os pilares Ucla.

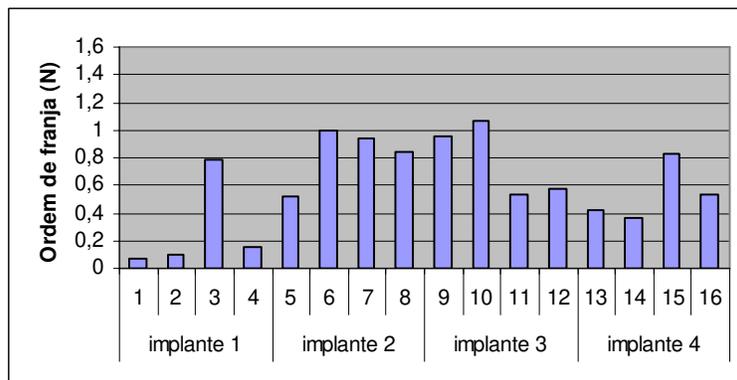


Figura 18: Valores de ordem de franja (N) para os pontos selecionados em cada implante para os pilares Esteticone.

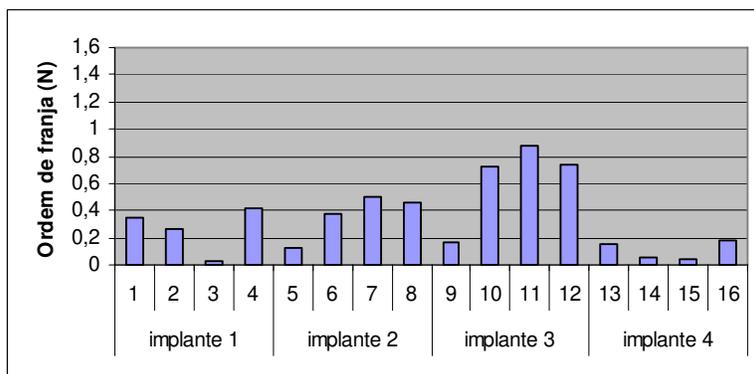


Figura 19: Valores de ordem de franja (N) para os pontos selecionados em cada implante para os pilares Microunit.

Os resultados da análise fotoelástica das infra-estruturas conduzidos na seqüência de aperto 3/2/4/1 do parafuso protético mostraram que a infra-estrutura confeccionada sobre pilares tipo Ucla, ou seja, parafusada diretamente sobre os implantes, apesar de apresentar a menor desadaptação no teste do parafuso único, apresentou os maiores valores de N, principalmente ao redor do implante número 3, ou seja, no implante que recebeu primeiro aperto do parafuso protético, e posteriormente no implante 2. Os valores de N para os implante 4 e 1 foram reduzidos progressivamente, de acordo com a seqüência de aperto.

Os resultados encontrados para a infra-estrutura parafusada sobre pilares Esteticone, a qual apresentou o maior valor de desadaptação no teste do parafuso único, mostraram valores de N mais proporcionais entre os implantes, relatando distribuição de tensões mais homogênea para os mesmos. Da mesma maneira que para a peça confeccionada sobre Uclas, os implantes 3 e 2 apresentaram maiores valores de N, seguidos respectivamente pelos implante 4 e 1. Vale considerar que os maiores valores de N encontrados para esta infra-estrutura foram menores que os correspondentes para a peça confeccionada sobre Ucla.

A análise de ordem de franjas para a infra-estrutura parafusada sobre pilares Microunit, a qual mostrava valor de desadaptação intermediário entre a peça parafusada sobre pilares Ucla e aquela sobre Esteticone pelo teste de parafuso único, evidenciou também melhor distribuição de valores de N ao redor dos implantes, em padrão bem parecido àquele da infra-estrutura sobre pilares Esteticone, porém, de modo geral, com menores valores para N. Os implantes mediais 3 e 2 continuaram apresentando os maiores valores de N, seguidos dos implantes 1 e 4.

6 DISCUSSÃO

Desde o surgimento dos implantes osseointegráveis na Odontologia, a utilização dos mesmos em indivíduos parcial ou totalmente edêntulos vem buscando respeitar os princípios biomecânicos inerentes ao uso deste sistema de reabilitação oral. Diversos estudos foram e ainda são conduzidos alertando sobre os cuidados adicionais a serem tomados não somente na reabilitação de elementos unitários, mas principalmente em próteses extensas e em curva quando da utilização de implantes dentários, pois sua ancoragem estritamente óssea associada à biomecânica complexa da cavidade oral podem comprometer o sucesso da reabilitação (Skalak, 1983; Rangert *et al.*, 1989; Weinberg & Kruger, 1985).

Com o avanço das pesquisas, algumas questões biomecânicas foram sendo desafiadas e o surgimento de novas propostas para utilização de sistemas de implantes foi sendo avaliado e aplicado, como, por exemplo, a realização de reabilitações em um só estágio cirúrgico, a instalação de próteses precocemente ou imediatamente após a cirurgia de implantes, além da utilização de número menor de implantes em reabilitações extensas em arcos totalmente edêntulos (Branemark *et al.*, 1995; Bernard *et al.*, 1995; Becker *et al.*, 1997; Moberg *et al.*, 2001; Engquist *et al.*, 2002; Bruyn & Collaert, 2002; Malo *et al.*, 2003).

A indicação do uso do titânio comercialmente puro na confecção das infra-estruturas metálicas também começou a ganhar espaço na Odontologia, principalmente com diversos estudos comprovando suas desejáveis características de biocompatibilidade e propriedades mecânicas (Parr *et al.*, 1985; Lautenschlager & Monaghan, 1993; Berg *et al.*, 1995). Além disso, o titânio apresenta baixo módulo de elasticidade (15psi) em comparação com outras ligas metálicas, sendo assim mais próximo do módulo do osso (2,4psi), o que, na teoria, proporciona melhor distribuição de tensões aos implantes (Parr *et al.*, 1985). Sendo assim, a introdução do titânio como liga alternativa nas reabilitações orais implanto-suportadas vem mostrando ter indicação sustentável e com isso infra-estruturas para peças tipo protocolo Branemark vêm sendo muito confeccionadas.

Porém, devido ao baixo peso específico do titânio, diversos autores relatam que os resultados após sua fundição mostram pobre adaptação marginal (Parr *et al.*, 1985; Lautenschlager & Monaghan, 1993; Berg *et al.*, 1995) e também maior comprometimento da passividade da peça.

Diante disso, com a utilização de métodos de avaliação de assentamento passivo (Jemt & Lie, 1995; Jemt *et al.*, 1996; Kan *et al.*, 1999), o surgimento de novos métodos de obtenção deste assentamento foram inevitáveis (Wee *et al.*, 1999). Dentre estes, o método da soldagem a laser (Gordon & Smith, 1970; Sjogren *et al.*, 1988; Jemt & Linden (1992); Bergendal & Palmquist, 1995; Rubeinstein, 1995; Berg *et al.*, em 1995; Riedy *et al.*, 1997; Jemt *et al.*, 1998; Ortop & Jemt, 1999; Wee *et al.*, 1999; Ortop *et al.*, em 1999; Silva, 2001; Kleine, 2002; Watanabe *et al.*, 2002; Takahashi & Gunne, em 2003; Sousa, 2003; Baba & Watanabe, 2004; Hart & Wilson, 2006) trouxe à Implantodontia referências para conduzir reabilitações orais com mais praticidade e segurança.

Neste estudo, a combinação da utilização de quatro implantes suportes e da técnica da soldagem a laser em infra-estruturas confeccionadas para reabilitações do tipo protocolo Branemark foram avaliadas através da utilização de diferentes pilares intermediários entre implantes e infra-estrutura protética.

O fato de este estudo ter trabalhado com quatro implantes para a confecção de infra-estruturas tipo protocolo Branemark também baseia-se em resultados promissores de estudos anteriores (Branemark *et al.*, 1995; Bernard *et al.*, 1995; Millington & Leund, 1995; Becker *et al.*, 1997; Moberg *et al.*, 2001; Engquist *et al.*, 2002; Bruyn & Collaert, 2002; Malo *et al.*, 2003) nos quais tal procedimento proporcionou altos índices de sobrevivência para os implantes. Com isto o uso de quatro implantes vem ganhando cada vez mais indicação na reabilitação de mandíbulas edêntulas.

Já em relação à soldagem a laser, este método foi aqui realizado primeiramente para permitir que as três estruturas obtivessem uma maior passividade no assentamento sobre os pilares antes da análise fotoelástica, para maior confiabilidade da influência dos pilares intermediários na indução de tensões

aos implantes (Waskewicz *et al.*, 1994). Em segundo lugar, a solda foi realizada no sentido vertical, haja vista que estudos prévios encontrados na literatura comprovaram que a soldagem horizontal de componentes induz maior distorção à peça que a soldagem vertical, já que pode aumentar tal discrepância horizontal geralmente ocorrida entre pilares intermediários e cilindros protéticos (Jemt & Lie, 1995; Jansen *et al.*, 1997; Watanabe *et al.*, 2000; Sahin & Çehreli, 2001; Barbosa, 2006) durante o processo de confecção das mesmas.

De maneira adicional, a opção pelo método da soldagem a laser ter sido aqui selecionado como método de obtenção de assentamento passivo foi em virtude dos técnicos de laboratórios já estarem bem familiarizados com o método e com as variações aplicadas durante a soldagem, obtendo um ponto de solda com satisfatória resistência à fratura e à elongação (Riedy *et al.*, 1997; Jemt *et al.*, 1998; Ortop e Jemt, 1999; Watanabe, 2002; Takahashi & Gunne, 2003; Baba & Watanabe, 2004; Hart & Wilson, 2006), ao contrário dos resultados encontrados em estudos anteriores (Sjogren *et al.*, 1988; Jemt & Linden, 1992; Bergendal & Palmquist, 1995).

Neste contexto, os resultados deste estudo comprovam estudos anteriores, onde a união de partes de titânio por soldagem a laser proporciona melhor interface de adaptação quando comparado a peças fundidas em monobloco (Gordon & Smith, 1970; Waskewicz *et al.*, 1994; Riedy *et al.*, 1997; Jemt *et al.*, 2000; Silva, 2001; Takahashi & Gunne, 2003; Sousa, 2003; Silva, 2003; Barbosa, 2006).

No entanto, quando falamos em obtenção de assentamento passivo, além do uso de métodos de compensação para a distorção da infra-estrutura, também é necessário avaliar os pilares intermediários utilizados entre esta e os implantes, pois os mesmos também podem influenciar na questão da adaptação e/ou indução de tensões, em função de seus diferentes formatos, interface de relacionamento e sistema de conexão (Rubeinstein & Ma, 1999; Merz *et al.*, 2000; Schwarz, 2000; Ochiai *et al.*, 2003; Cehreli *et al.*, 2004). Neste estudo verificamos que mesmo após a soldagem a laser, a utilização de pilares intermediários

Esteticone ou Microunit sob infra-estruturas implanto-suportadas proporcionou uma maior desadaptação destas quando comparada à infra-estrutura confeccionada sobre pilares Ucla, a qual é diretamente parafusada sobre implante. Este resultado também foi encontrado por outros autores (Henry *et al.*, 1997; Silva, 2003). Isto provavelmente ocorre devido à somatória de diferentes interfaces de relacionamento existentes entre implante/pilar e/ou pilar/cilindro protético quando da adição de outros componentes no sistema de conexão da infra-estrutura aos implantes. Com a redução destas interfaces na conexão direta com os implantes através do pilar Ucla, a adaptação conseqüentemente torna-se melhor (Rubeisntein & Ma, 1999). Outro fator que explica esta diferença de adaptação para os pilares é a própria forma dos mesmos, pois Esteticone e Microunit são pilares cônicos, e isto pode prejudicar o escoamento do titânio durante o processo de fundição. O formato cônico também implica em maior superfície de contato do pilar com a superfície interna do cilindro protético, proporcionando maior área de interferência ao assentamento da infra-estrutura (Silva, 2003).

Para a visualização de tensões geradas pelas infra-estruturas posicionadas sobre diferentes pilares após a realização da soldagem a laser, o método da análise fotoelástica foi utilizado, baseado em resultados promissores encontrados em outros estudos (Nooman, 1949; Glickman *et al.*, 1970; Haraldson, 1980; Kinni *et al.*, 1987; Yacoub *et al.*, 2002; Meirelles, 2003; Clelland & van Puten, 1997; Wasckewicz, 1994; Kenney & Richards, 1998; Rubo & Souza, 2001; Meirelles, 2003; Fernandes *et al.*, 2003; Ochiai *et al.*, 2003; Cehreli *et al.*, 2004; Torres, 2005; Barbosa, 2006; Bernardes *et al.*, 2006).

Através da fotoelasticidade, observamos que havia formação de tensões na área correspondente à interface de conexão osso/implante, principalmente próxima às duas ou três primeiras roscas, de forma bastante padronizada entre os implantes. Como já foi explicado anteriormente, isto provavelmente pode ter ocorrido devido ao próprio formato em curva do modelo, durante a polimerização da resina fotoelástica. Também o fato de outros autores observarem estas tensões em conexões do tipo hexágono externo (Merz *et al.*, 2000; Meirelles, 2003;

Bernardes, 2006), juntamente com o fato da interface de união pilar/implante estar localizada acima da superfície superior do modelo fotoelástico, e não ao nível desta superfície (Hansson, 2003), também podem ter influenciado na manutenção destas tensões cervicais durante o torque dos parafusos protéticos

Pelo fato destas tensões cervicais terem apresentado número de ordens de franja relativamente padronizadas entre os tipos de pilares utilizados, este estudo realizou a análise comparativa entre pilares ao longo do seus terços médio e apical.

Logo, a análise fotoelástica neste estudo foi realizada através da determinação de ordem de franja (N) em pontos selecionados ao redor de cada implante (Meirelles, 2003; Ochiai *et al.*, 2003; Fernandes *et al.*, 2003; Cehreli *et al.*, 2004; Barbosa, 2006) ao longo dos terços médio e apical. A soldagem a laser das infra-estruturas foi conduzida de forma a permitir a obtenção de passividade padrão entre as mesmas. A seqüência de aperto de parafusos protéticos do centro para as extremidades foi realizada em virtude de ser aquela mais utilizada na clínica diária.

Após esta determinação, nossos resultados mostraram um comportamento diferente de formação de tensões após o torque das infra-estruturas para os diferentes pilares avaliados. Todas as estruturas avaliadas geraram formação de tensões mais concentradas nos implantes centrais, provavelmente devido a estes implantes terem sido os primeiros a receber torque no parafuso protético. No entanto, os valores de N foram diferentes entre as peças, sendo que a infra-estrutura confeccionada sobre pilares Ucla alcançou os maiores valores, principalmente ao redor do primeiro implante que recebeu o aperto do parafuso. Isto poderia ser explicado devido ao fato do pilar Ucla permitir uma conexão direta sobre os implantes, e durante o aperto do parafuso protético a força axial aplicada pelo torque do mesmo não é amenizada por um pilar intermediário.

Os pilares cônicos Esteticone e Microunit produziram uma formação de tensões mais homogênea ao redor dos implantes e com menores valores de

ordem de franja (N), quando comparados ao pilar Ucla. Isto mostra que a desadaptação vertical não necessariamente significa maior indução de tensões aos implantes (Sahin & Çehreli, 2001). Dentre os pilares cônicos, o Microunit apresentou menores valores de N, provavelmente pela sua reduzida altura a qual reduz a quantidade de superfícies interferentes da conexão.

No entanto, para todas as infra-estruturas é importante considerar que a questão da desadaptação horizontal da peça pode também influenciar os resultados.

A seqüência de aperto dos parafusos protéticos do centro para as extremidades também não pode deixar de ser comentada, pois a mesma influenciou a distribuição de tensões ao longo do corpo dos implantes, deixando-as mais concentradas ao redor dos primeiros implantes submetidos ao aperto do parafuso, ou seja, dos implantes 2 e 3.

Torres, em 2005, já relatava que, de modo geral, não existe correlação entre valores de adaptação marginal vertical e tensões geradas aos implantes. O resultado da peça confeccionada sobre pilar Ucla em nosso estudo comprova isto, pois apesar de apresentar o menor desajuste dentre as peças avaliadas, apresentou os maiores valores de N. Da mesma maneira, a peça posicionada sobre os pilares Esteticone e Microunit apresentaram maiores valores de desadaptação vertical, e no entanto, apresentaram menores valores de N quando comparados à peça confeccionada com pilares Ucla.

Portanto, este estudo verificou que a utilização de pilares intermediários, apesar de interferir na adaptação da infra-estrutura, reduz a magnitude das tensões ao redor dos implantes, além de distribuí-las de maneira mais homogênea.

Dentro da limitação de nosso estudo como sendo de caráter qualitativo, devemos também salientar que existem outros fatores não abordados neste trabalho e que exercem importante influência no comportamento biomecânico de infra-estruturas protéticas com menor ou maior grau de passividade. Tais fatores podem ser desde as cargas oclusais, módulo de elasticidade do material de

revestimento estético, freqüência mastigatória e principalmente qualidade óssea ao redor dos implantes. Além disto, o fato do método da fotoelasticidade limitar o número de peças a serem avaliadas sobre um mesmo modelo em função do acúmulo de tensões residuais durante os testes também deve ser considerado. Desta maneira, qualquer extrapolação para âmbito clínico ainda pode ser considerada prematura, já que se trata de estudo “in vitro”.

Porém, de forma sugestiva, pode-se indicar o método da soldagem vertical a laser para melhorar a passividade em próteses fixas implanto-suportadas, assim como de pilares intermediários cônicos de reduzida altura, no sentido de reduzir a magnitude de tensões induzidas pelo aperto do parafuso protético e também de tornar sua distribuição mais homogênea ao redor dos implantes.

7 CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo permitiram concluir que:

- 1- A utilização de pilares intermediários Esteticone e Microunit em infra-estruturas implanto-suportadas promove uma melhor distribuição de tensões ao redor dos implantes;
- 2- A utilização de pilares do tipo Ucla promove a formação de tensões de maior valor nos implantes, apesar de apresentar a menor desadaptação;
- 3- O uso de pilares intermediários Esteticone e Microunit apresentou menores valores de tensões nos implantes;
- 4- A técnica da soldagem a laser mostra-se efetiva na melhora da passividade e na redução de tensões induzidas aos implantes,
- 5- Não existe relação direta de proporcionalidade entre interface de adaptação vertical e magnitude de tensões induzidas aos implantes.

REFERÊNCIAS*

Baba N, Watanabe I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG laser. *J Biomed Mater Res.* 2005; 72: 64-68.

Baboni, CR. Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de aperto de parafusos em infra-estrutura implanto-suportada [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Barbosa, GAS. Avaliação do ajuste pilar Ucla/implante e da tensão gerada ao redor dos implantes após procedimentos de fundição em monobloco e soldagem a laser de infra-estruturas confeccionadas em diferentes materiais [dissertação]. Ribeirão Preto: USP/FORP; 2006.

Becker W, Becker BE, Israelson H, Lucchini JP, Handelsman M, Ammons W *et al.* One-Step surgical placement of Branemark Implants: A prospective multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 454-462.

Berg E, Wagner WA, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(3): 250-7.

Bergendal B, Palmquist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prosthesis supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(2): 199-206.

Bernard JP, Belser UC, Martinet JP, Borgis SA. Osseointegration of Branemark fixtures using a single-step operating technique. A preliminary prospective one-year study in edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6: 122-129.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Bernardes SR, Araújo CA, Neto AJF, Gomes VL, Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *Implant News*. 2006; 3(4): 355-359.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(2): 149-160.

Bozkaya D, Muftu S. Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. *J Biomech Eng*. 2004; 126: 393-401.

Branemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*, 1995; 6: 227-231.

Bruyn H, Collaert B. Early loading of machined-surface Branemark implants in completely edentulous mandibles: healed bone versus fresh extraction sites. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002; 4(2): 136-142.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(2): 184-192.

Carter DR, Caler WE, Spengler DM, Frankel, VH. Fatigue behavior of adult cortical bone: the influence of mean strain and range. *Acta Orthop Scand*. 1981; 52: 481-490.

Çehreli M, Duyck j, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15:249-257.

Çehreli MC, Akça K, İplikçioglu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15: 459-465.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg, FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(3): 268-275.

Clelland NL, Van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants,* 1997; 12(6): 793-9.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy E, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(5): 541-548.

Dalle Piagge CSL. Análise fotoelástica do rebordo sob overdenture implanto-suportada, associada à barra de estabilização, encaixe Era e magneto [tese]. São Paulo: USP/FOUSP; 2002.

Duyck J, Ronold HJ, Oosterwyck HV, Naert I, Sloten JV, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experiment study. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 207-218.

Engquist B, Astrand P, Anzén B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H *et al.* Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw. A controlled prospective study. Part I: One-stage versus two-stage surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002; 4(2): 93-103.

Engquist B, Astrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Branemark System implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 30-37.

Fernandes CP, Glantz PJ, Svensson AS, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dent Mater.* 2003; 19: 106-17.

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Palmeijer JHN. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol.* 1970; 41: 30-5.

Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses – an initial report. *J Prosthet Dent.* 1970; 24(4): 472-6.

Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 286-293.

Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg. Suppl.* 1980; 14: 209-14.

Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2006; 96:25-32.

Hecker D, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent.* 2006; 95(1): 26-32.

Henry PJ, Tan AES, Uzawa S. Fit discrimination of implant-supported fixed partial dentures fabricated from implant level impressions made at stage I surgery. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(3): 265-70.

Jansen VK, Conrads G, Richter E-J. Microbial leakage and marginal fit of the implant/abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12 (4): 527-540.

Jemt T, Bergendal B, Arvidsson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B *et al*. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: A 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont*, 1998; 11(6): 551-7.

Jemt T, Henry P, Lindén B, Naert I, Weber H, Bergstrom C. A comparison of laser-welded titanium and conventional cast frameworks supported by implants in the partially edentulous jaw: A 3-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont*. 2000; 13: 282-8.

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw. *Clin Oral Implants Res*. 1995; 6: 172-80.

Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992; 12(3): 177-84.

Jemt T, Rubeinstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996; 75(3): 314-25.

Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(1): 7-13.

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(5): 559-64.

Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant devices. *J Oral Maxillofac Implants*. 1987; 2.

Kleine A. Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pela técnica do cilindro cimentado e soldado a laser [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.

Kleine, A. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993; 43: 245-253.

Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1988; 59(1): 59-63.

Maló P, Rangert B, Nobre M. “ All-on-four” immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 2-9.

Meirelles LAD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(4): 519-526.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part I: stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(6): 511-516.

Moberg LE, Kondell PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW. Branemark System and ITI Dental Implant System for treatment of mandibular edentulism. A comparative study: 3-year follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 450-461.

Noonan M. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child.* 1949; 16(4): 24-8.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(5): 495-502.

Ortop A, Jemt T. Clinical experiences of implant-supported prostheses with laser-welded titanium frameworks in the partially edentulous jaw: A 5-year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999; 1(2): 84-91.

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.* 1999; 12(1): 65-72.

Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent.* 1985; 84(3): 410-414.

Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989; 4(3): 241-247.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997; 78(6): 596-604.

Rubeinstein J, Ma T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14: 491-5.

Rubeinstein JE. Stereo laser-welded titanium implant frameworks: Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(3): 284-93.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à Bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev FOB.* 2001; 9(3/4): 97-103.

Sahin S, Çehreli, MC. The significance of passive fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10(2): 85-89.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11(Suppl): 156-158.

Silva TB. Análise da adaptação marginal de próteses fixa implanto-suportadas: uma comparação entre pilares Ucla e Esteticone [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Silva, TBP. Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1988; 46(4): 247-53.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-848.

Sousa, AS. Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio submetidas à eletroerosão [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(3): 256-60.

Torres, EM. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco-análise fotoelástica [dissertação]. Ribeirão Preto: USP/FORP; 2005.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Bras Oral Res.* 2004; 18(1): 45-52.

Wang S, Hobkirk JA. Load distribution on implants with a cantilevered superstructure: an in vitro pilot study. *Implant Dent.* 1996; 5(1): 36-42.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(4): 405-11.

Watanabe F, Uno I, Neuendorff G, Kirsch A, Hata Y. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(2): 209-18.

Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strenght of laser-welded titanium. *Dent Mater.* 2002; 18(2): 143-148.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider R. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(2): 167-78.

Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont.* 1995; 8: 421-433.