

GLÉCIO CLEMENTE DE ARAÚJO FILHO

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES GERADAS EM
IMPLANTES INTERCONECTADOS COM BARRA
DOLDER, APÓS SOLDA A LASER.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da
Universidade Federal de Uberlândia para obtenção do
Título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração
em Reabilitação Oral.

**Uberlândia
2007**

GLÉCIO CLEMENTE DE ARAÚJO FILHO

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES GERADAS EM
IMPLANTES INTERCONECTADOS COM BARRA
DOLDER, APÓS SOLDA A LASER.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração em Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes

Co-Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Prof. Dr. Gustavo Augusto Seabra Barbosa

Uberlândia

2007

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

A663d Araújo Filho, Glécio Clemente de, 1978-
Distribuição das tensões geradas em implantes interconectados com
barra dolder, após solda a laser / Glécio Clemente de Araújo Filho. -
2007.

103 f. : il.

Orientador: Vanderlei Luiz Gomes.

Co-orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários - Teses. I. Gomes, Vanderlei Luiz. II. Araújo, Cleudmar Amaral de. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.843

Elaborado pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e classificação



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado no Programa de Pós-Graduação em Odontologia, em sessão pública realizada em 26 de junho de 2007, considerou o candidato Glécio Clemente de Araújo Filho aprovado.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes (Orientador)

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Prof. Dr. Gustavo Augusto Seabra Barbosa

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Glécio e Selma**, por todo apoio, amor e carinho que me dedicam e pelo constante incentivo aos meus estudos e à minha profissão.

A minha irmã, **Priscila**, pela amizade, carinho e por sempre ter uma palavra de incentivo.

DEDICO ESTE TRABALHO.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por oferecer esta conquista em minha vida e guiar meu caminho.

Ao meu amigo e orientador **Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes**, agradeço os contínuos votos de confiança em mim depositados ao longo dos anos. Agradeço também pela oportunidade de tê-lo com orientador, pois a convivência com ele sempre brinda a oportunidade de um aprendizado. Trata-se de um verdadeiro mestre na odontologia, pelo seu vasto conhecimento, pela capacidade de comunicação e pela sabedoria com que lida com as relações humanas.

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo**, que apesar de lidar com assuntos de grande complexidade, sempre encontrou tempo e paciência para ensinar a um cirurgião-dentista os conceitos mais básicos de engenharia. Além disso idealizou e realizou grande parte do trabalho aqui presente.

Aos meus amigos e primeiros orientadores o **prof. Ms. Clesito Fachine** e os **prof(s). Dr(s). Eduardo Seabra e Tasso Gadelha**, pela atenção e confiança em mim depositados desde a graduação. Pessoas essenciais no meu caminho seguido.

AGRADECIMENTOS

Existem pessoas, **os Mestres**, que tem um impacto profundo nas nossas vidas. Ensinam-nos a vislumbrar a essência das coisas, nos inspiram a cultivar um amor duradouro por determinado assunto, e nos inserem ideais que nos acompanharão no restante de nossas vidas. Tive particularmente a sorte de ter mestres assim influentes em minha vida, pelos quais reconheço os sentimentos de amor e gratidão que suas lembranças evocam, pois me ensinaram a ser a pessoa que quero ser. Ainda existem aqueles amigos, professores, colegas que contribuíram de forma determinante na minha formação. Sua existência modificou a minha vida e me tornou uma pessoa melhor e a eles tenho uma eterna gratidão.

Aos **pacientes**, razão da existência deste estudo e da minha formação profissional.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia**, na pessoa de seu diretor, meu amigo e mestre que admiro; pessoa essencial na minha especialização e mestrado, o **prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto**.

Ao **departamento de prótese da FOUFU**, na pessoa do coordenador do curso de especialização, meu amigo e mestre que admiro; pessoa essencial na minha especialização e mestrado, o **prof. Dr. Adérito Soares da Mota**.

A **prof. Ms. Maria Helena Ribeiro Godoy**, amiga que admiro como pessoa, mãe, professora, sem falar que foi fundamental no desenvolvimento deste trabalho.

Ao **prof. Dr. Flávio Domingues Neves**, pelos conhecimentos em implantodontia e convivência amigável.

Ao **prof. Dr. Carlos José Soares** do **departamento de dentística da FOUFU**, pelos constantes incentivos na minha iniciação na carreira científica.

Ao **senhor Marco Aurélio Dias Galbiati**, dono do laboratório e amigo que coordenou meus trabalhos laboratoriais com dedicação e presteza.

Aos **prof(s). Dr(s). Ricardo Prado, Marlete, Luis Amuí** do **departamento de prótese fixa da FOUFU**.

Aos **prof(s). Dr(s). Luís Carlos, Célio, Simone** do **departamento de prótese removível da FOUFU**.

Aos **prof(s). do programa de pós-graduação do curso de odontologia da FOUFU**, pelo empenho no decorrer do mestrado.

Aos **funcionários dos setores de prótese fixa, removível, implantodontia e dentística da FOUFU**, nas pessoas de Alcione, Lindomar, Juliana, Flaviane e Abigail, amigos fundamentais na minha pós-graduação.

Aos **amigos prof(s). Dr(s). Gustavo Augusto Seabra Barbosa e Murilo de Souza Menezes**, meu muito obrigado pela amizade leal, companheirismo e pessoas fundamentais na minha ida a esta instituição.

Aos **amigos: Gentil, Tiago, André, Gabriel, Nadim, Alan, Márcio, Júlio, Daniel, Jonas, Marcelo**, pessoas muito importantes na minha passagem pela **UFU**.

Aos **colegas de pós-graduação e especialização**, meu muito obrigado pelos momentos inesquecíveis.

A **Universidade Federal de Uberlândia**, meu muito obrigado pelos conhecimentos a mim concedidos.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho e também na minha formação pessoal e profissional.

MEUS MAIS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

EPÍGRAFE

A DESCOBERTA CONSISTE EM
VER O QUE TODOS VIRAM E EM PENSAR NO QUE NINGUÉM
PENSOU.

ALBERT VON SZENT-GYORGYI

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	16
2.1- PASSIVIDADE E SOLDAS EM INFRA-ESTRUTURAS PROTÉTICAS	17
2.2- TÉCNICA FOTOELÁSTICA APLICADA À ODONTOLOGIA.....	34
3. PROPOSIÇÃO.....	43
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	45
4.1- CONFECÇÃO DO MODELO-MESTRE EM RESINA ACRÍLICA.....	47
4.2- CONFECÇÃO DA MATRIZ DE SILICONE.....	51
4.3- CONFECÇÃO DOS MODELOS DE CALIBRAÇÃO E FOTOELÁSTICOS.....	52
4.4- CALIBRAÇÃO DA RESINA FOTOELÁSTICA.....	53
4.5- SOLDAGEM DAS BARRAS.....	59
4.6- DESINCLUSÃO, ACABAMENTO E POLIMENTO DAS BARRAS.....	61
4.7- ANÁLISE DAS RADIOGRAFIAS.....	62
4.8- LEITURA DAS ORDENS DE FRANJAS.....	62
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	65
5.1- COMENTÁRIOS GERAIS.....	66
5.2- FOTOELASTICIDADE COMO METODOLOGIA PARA ANÁLISE DE TENSÕES.....	70
5.2.1- PROCEDIMENTOS DE ANÁLISE.....	72
5.3- LIGAS METÁLICAS UTILIZADAS NA OBTENÇÃO DAS INFRA- ESTRUTURAS FUNDIDAS.....	75

5.4- AVALIAÇÃO CLÍNICA E RADIOGRÁFICA DAS INFRA-ESTRUTURAS METÁLICAS.....	77
5.5- CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	79
6. CONCLUSÕES.....	82
REFERÊNCIAS.....	84
APÊNDICES.....	95

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Barra de resina acrílica	48
Figura 2	Modelo-mestre em acrílico	48
Figura 3	Torquímetro Neodent	48
Figura 4a	Modelo-mestre sendo radiografado	49
Figura 4b	Padronização da distância foco-filme	49
Figura 5a	Discos finos Dentorium	49
Figura 5b	Disco montado no mandril	49
Figura 5c	Corte da barra no lado oposto a marca	50
Figura 6a	Micromotor utilizado para corte das barras	50
Figura 6b	Corte da barra	50
Figura 7a	GC Pattern Resin	50
Figura 7b	Indexação da barra	51
Figura 7c	Barra seccionada e indexada	51
Figura 8	Borracha silicone: base e catalisador	51
Figura 9	Silicone sendo vertido na caixa	51
Figura 10	Molde de silicone contendo o conjunto implantes/pilares/barra	52
Figura 11	Moldes de silicone para obtenção dos calibradores	53
Figura 12	Resina Flexível para Brinde, base e catalisador	53
Figura 13	Moldes de silicone contendo resina fotoelástica em polimerização	53
Figura 14	Modelo esquemático do disco utilizado	54
Figura 15	Projeto de perfil acoplado ao conjunto do aparato experimental	56
Figura 16a	Célula de carga Kratos com ponta aplicadora	56
Figura 16b	Ponta aplicadora	56
Figura 17	Aplicação de carga	57
Figura 18	Franjas posicionadas no centro do disco	57
Figura 19	Reta de compensação dos valores de (P) em função de (N)	58
Figura 20	Modelo fotoelástico contendo implantes e pilares/barra desaparafusados	59
Figura 21a	Modelo 1 implante A	59
Figura 21b	Modelo 1 implante B	59

Figura 22	Inclusão das barras em modelos de gesso	59
Figura 23	Modelos recortados	59
Figura 24	Filetes de metal utilizados na soldagem	60
Figura 25	Máquina de solda a laser SISMA LM500	60
Figura 26	Processo de soldagem	60
Figura 27	Solda inicial	61
Figura 28	Solda finalizada	61
Figura 29	Soldagem efetivada em todos os modelos.	61
Figura 30	Radiografia do modelo 1	62
Figura 31	Desenho esquemático dos pontos analisados	64
Figura 32	Grade de leitura justaposta ao modelo	64
Figura 33a	Modelo 1, sem carga	73
Figura 33b	Modelo 1, com carga	73
Figura 34a	Valores de (τ) gerados no modelo 1, sem carregamento	73
Figura 34b	Valores de (τ) gerados no modelo 1, com carregamento de 2 Kgf	74
Figura 35a	Modelo 3, sem carga	74
Figura 35b	Modelo 3, com carga	74
Figura 36a	Valores de (τ) gerados no modelo 3, sem carga	75
Figura 36b	Valores de (τ) gerados no modelo 3, com carregamento de 2 Kgf	75
Figura 37	Médias de (τ) dos modelos 1, 2 e 3 (Ni-Cr) e 4, 5 e 6 (Pd-Ag), sem carga	76
Figura 38	Medias de (τ) dos modelos 1, 2 e 3 (Ni-Cr) e 4, 5 e 6 (Pd-Ag), com carregamento de 2 Kgf	76
Figura 39a	Lado A modelo 2	96
Figura 39b	Lado B modelo 2	96
Figura 40a	Lado A modelo 3	96
Figura 40b	Lado B modelo 3	96
Figura 41a	Lado A modelo 4	96
Figura 41b	Lado B modelo 4	96
Figura 42a	Lado A modelo 5	97
Figura 42b	Lado B modelo 5	97
Figura 43a	Lado A modelo 6	97
Figura 43b	Lado B modelo 6	97

Figura 44	Radiografia do modelo 2	102
Figura 45	Radiografia do modelo 3	102
Figura 46	Radiografia do modelo 4	102
Figura 47	Radiografia do modelo 5	102
Figura 48	Radiografia do modelo 6	102
Figura 49	Visão Frontal do modelo 1	103
Figura 50	Visão Frontal do modelo 2	103
Figura 51	Visão Frontal do modelo 3	103
Figura 52	Visão Frontal do modelo 4	103
Figura 53	Visão Frontal do modelo 5	103
Figura 54	Visão Frontal do modelo 6	103

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA	Associação Dentária Americana
a	Amplitude da luz
b	Espessura do modelo
c	Velocidade de propagação
C_{luz}	Velocidade de propagação da luz no vácuo
$^{\circ}\text{C}$	Graus Celsius
cm	Centímetros
D	Diâmetro
E	Amplitude do vetor luz
EDM	Usinagem por descarga elétrica
EDXA	Análise radiográfica de energia dispersiva
F (z-ct)	Movimento de onda positivo na direção z
g (z+ct)	Movimento de onda negativo na direção z
Gpa	Gigapascal
IBGE	Instituto brasileiro de Geografia e Estatística
ISO	Organização Internacional de Estandartização
$K\epsilon$	Constante ótica em termos de deformação
$K\sigma$	Constante ótica em termos de tensão
λ	Comprimento de onda
δ	Fase
$u\epsilon$	Magnitude de tensão
Kgf	Kilograma força
Kvp	Kilowatts potência

LASER	Luz amplificada por emissão de radiação estimulada
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mm	Milímetros
Mpa	Megapascal
MUSIR	Muco-suportada implanto-retida
μm	Micrometros
N	Ordem de franja
n_1	Ordem de franja menor
n_2	Ordem de franja maior
Ncm	Newton centímetro
Ni-Cr	Liga metálica à base de Níquel e Cromo
ONU	Organização das Nações Unidas
Pd-Ag	Liga metálica à base de Paládio e Prata
τ	Tensão cisalhante máxima
UCLA	Universidade da Califórnia Los Angeles
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
σ	Tensão normal
x	Eixo de propagação
y	Eixo de propagação
z	Posição ao longo do eixo de propagação
ZAC	Zona afetada pelo calor

RESUMO

RESUMO

Próteses implanto-retidas, necessitam de passividade e justeza no seu assentamento sendo considerados pré-requisitos para o sucesso da osseointegração. Para minimizar distorções e promover assentamento passivo utiliza-se o corte e solda das infra-estruturas metálicas. Este estudo investigou, por meio da fotoelasticidade, a distribuição de tensões geradas quando implantes são interconectados por barra metálica fundida, seccionada e soldada a laser. Foram obtidos, a partir de moldes de silicone, seis modelos fotoelásticos contendo os conjuntos implantes/pilares/barras metálicas indexadas, correspondendo à fase clínica de remoção para soldagem, com o objetivo de zerar as interferências anteriores ao processo de soldagem. Levando o conjunto ao polariscópio, observou-se ausência de tensões nos modelos. Posteriormente, as barras foram soldadas a laser em laboratório comercial e reposicionadas nos modelos fotoelásticos, avaliando-se vinte e cinco pontos ao longo dos corpos dos implantes e região inter-implantar, sob duas condições: após torque de 20 Ncm e sob carregamento de 2 KgF. Na primeira condição, os gradientes de tensão cisalhante máxima foram praticamente nulos em todos os pontos avaliados, havendo uniformidade nos padrões de franjas desenvolvidos nos seis modelos, sugerindo simetria na adaptação entre os componentes do sistema e que o processo de soldagem a laser pode influenciar positivamente no nível de tensões gerados, constituindo-se em procedimento técnico-sensitivo. Com aplicação de carga externa, observou-se que os padrões de tensão se distribuíram uniformemente, por não ter ocorrido tensão após o processo de soldagem a laser.

PALAVRAS-CHAVE: Implantes, Soldagem, Adaptação, Tensão, Fotoelasticidade.

ABSTRACT

ABSTRACT

The Implant-retained prostheses need passivity and justness in their settlement, which are considered prerequisites for the osseointegration success. To minimize distortions and to promote passive settlement it is used the cut and solder of the piece. This work investigated, through photoelasticity, the distribution of stress generated by implants interconnected with a laser welded, sectioned, molten and metallic bar. Six photoelastics models, which contain the implant groups/pillars/indexed and cut bars, were obtained from silicone molds avoiding supposed stress proceeded from dimensional alterations caused by the acrylic resin polymerization process, which is utilized bars indexation. Stress absence was observed In the models, on a polariscopic. Afterwardsds, the bars were soldered by laser in the laboratory and repositioned into the photoelastics models; twenty-five points, in the body of implants and inter-implant region, were evaluated under two conditions: after torque of 20 Ncm and under loading of 2 KgF. In the first condition, the maximum shear tension gradients were practically null in all evaluated points, the developed patterns of fringes- in all the models (1 to 6) - were uniform, suggesting symmetry among the system components during the adaptation process and some possible positive influence caused by the laser soldering process on the level of generated stress; it - the process – has been characterized as a technical-sensitive procedure. The uniform distribution of stress patterns was observed with the application of external loading because of stress absence after the laser soldering process.

KEY WORDS: Implants, Soldering, Adaptation, Stress, Photoelasticity.

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da osseointegração na Odontologia tem influenciado de maneira marcante e aumentado à perspectiva da Implantodontia, bem como, melhorado a qualidade de vida de muitos pacientes completamente edêntulos (BRÄNEMARK, 1983).

O reconhecimento da união biocompatível entre tecido ósseo e materiais aloplásticos criou um grande número de novas aplicações para a Odontologia. O uso de implantes para suportar e reter próteses dentárias tem demonstrado ser um procedimento clinicamente eficaz.

Embora a união osso-implante seja realidade confiável, complicações clínicas podem e tem ocorrido a nível protético. A rígida união entre osso, implante e prótese resultam na formação de uma estrutura que se comporta como unidade, ou seja, qualquer desajuste entre os componentes do sistema origina tensões internas na prótese, implante e/ou osso (Skalak, 1983). A sobreposição de cargas mastigatórias funcionais gera tensões adicionais que afetam todo o conjunto (Carlsson, 1994; Hussaini and Wong, 1997; Sahin and Cehreli, 2001; Wee, Aquilino and Schneider, 1999). Apesar do avanço tecnológico na confecção de estruturas metálicas, o “assentamento ideal”, livre de tensões, tido como um dos mais importantes pré-requisitos para a manutenção da interface osso-implante, ainda não pôde ser alcançado (Badaró Filho, 2004; Godoy, 2004).

A reabilitação total de mandíbula desdentada com prótese mucossuportada implantorretida (MUSIR) por implantes colocados em região de caninos, com distância aproximada de 18,0 a 20,0 mm, interconectados por barra fixa, tem demonstrado ser uma solução protética de excelente resolatividade funcional, estética, fonética, conferindo ainda grande retentividade associada à possibilidade de remoção da peça para higienização. Este é um aspecto importante a ser considerado, visto que a demanda por reposição de dentes advém, em grande parte, de pacientes idosos, muitos apresentando já dificuldades visuais e/ou psicomotoras. O sucesso em longo prazo desse tipo de tratamento, bem como a satisfação do paciente com relação à opção realizada, foram avaliados e publicados por Bergendal e Engquist, em 1998, na Suécia. Neste caso, 50 próteses foram avaliadas, tendo sido constatado, após 10 anos de uso, 100% de sucesso nos tratamentos para mandíbula e 75% para maxila. A avaliação feita pelos pacientes quanto à retenção, estabilidade, função, fonética e estética, foi considerada boa ou regular.

Hebel, Galindo e Gajjar (2000), também relataram vantagens com esta opção protética, tais como estética aumentada, facilidade de higienização, eliminação virtual dos movimentos melhorando função e fonética, redução da posição crítica do implante e possibilidade de remoção à noite para redução de parafunção.

A despeito das vantagens relatadas, verifica-se na literatura, número expressivo de trabalhos a respeito de tensões promovidas por implantes interconectados por barra fixa, que afirmam promover maior quantidade de forças ao redor do osso periimplantário, em relação aos implantes unitários e sistemas de retenção tipo *O'Ring* ou magneto (FEDERICK; CAPUTO, 1996; KENNEY; RICHARDS, 1998; MEIJER et al., 1992; MENICUCCI et al., 1998; THAYER; CAPUTO, 1979).

Problemas técnicos durante os procedimentos de confecção das próteses ainda não foram resolvidos, frustrando clínicos e pacientes. A literatura sugere que próteses dentárias, especialmente as implanto-suportadas, exibam assentamento passivo para prevenir complicações protéticas tais como fratura dos implantes e/ou dos componentes, desaperto dos parafusos, perda óssea, falência da osseointegração (Hussaini and Wong, 1997; Kan et al., 1999; Romero et al., 2000; Sahin and Cehreli, 2001; Wee, Aquilino and Schneider, 1999), além de associar o desajuste às complicações biológicas como desconforto e dor (Kan et al., 1999; Wee, Aquilino and Schneider, 1999).

Do ponto de vista prático, a obtenção de próteses pelo método da cera perdida, com assentamento completamente passivo, é impossível de ser alcançada (Carlsson, 1994; Goll, 1991; Huling and Clark, 1977; Hussaini and Wong, 1997; Kan et al., 1999; Romero et al., 2000; Sahin and Cehreli, 1999; Schiffleger et al., 1985; Badaró Filho, 2004). A sequência de procedimentos técnicos desenvolvidos clínica e laboratorialmente para obtenção da prótese acrescenta riscos de distorções a cada estágio. Assim, o alinhamento dos implantes, as alterações dimensionais dos materiais de moldagem, de enceramento, de inclusão e de fundição, os materiais e procedimentos de indexação e de soldagem, a extensão e configuração da prótese e até a experiência dos profissionais envolvidos influenciam na precisão do assentamento da peça (Goll, 1991; Kan et al., 1999; Romero et al., 2000; Saito, 1972; Wee, Aquilino and Schneider, 1999; Badaró Filho, 2004; Godoy, 2004). Vários métodos tem sido utilizados na tentativa de se obter o melhor assentamento possível da infra-estrutura protética sendo o procedimento de corte e solda, o mais comum.

GORDON & SMITH em 1970 fizeram um relato inicial sobre a soldagem à laser de próteses. Os autores citam que a primeira soldagem foi feita em 1968 em uma prótese parcial fixa de quatro elementos.

A busca de um procedimento na tentativa de se obter o melhor assentamento possível da infra-estrutura protética tem sido alvo de inúmeros estudos (Sjogren et al., 1988; Jemt & Linden, 1992; Roggensack et al., 1993; Yamagishi et al., 1993; Bergendal & Palmqvist, 1995; Berg et al., 1995; Wang & Welsch, 1995; Tambasco et al., 1996; Riedy et al., 1997; Wiskott et al., 1997; Chai & Chou, 1998; Nabadalung & Nicholls, 1998; Wang & Chang, 1998; Örtorp et al., 1999; Wee et al., 1999; Castilio et al., 2000; Bertrand et al., 2001; Bernardon, em 2001; Sahin & Çehreli, em 2001; Sousa, em 2001; Alves & Nobilo, em 2003; Simamoto Júnior, em 2004; Godoy, 2004).

O objetivo principal deste trabalho foi avaliar o gradiente de tensões gerado em sistemas de próteses do tipo *overdenture* suportada por barra tipo Dolder. Neste caso, foi avaliada a geração de tensões após procedimento de corte e solda a laser das referidas barras, utilizando a técnica experimental da fotoelasticidade de transmissão plana. Para fazer o estudo, seis barras tipo Dolder foram aparafusadas, cada uma, em dois em implantes fundidos em blocos de material fotoelástico. Adicionalmente, cargas externas foram aplicadas às barras, simulando forças mastigatórias, a fim de verificar a contribuição das tensões residuais do processo de soldagem no gradiente de tensões final. O modelo laboratorial escolhido (implantes interconectados por barra) para quantificar e qualificar as distorções inerentes à técnica de soldagem a laser, que vem sendo bastante utilizada nos laboratórios e ensinada nas escolas de Odontologia, pretende colaborar com conhecimentos que subsidiem a melhor reabilitação da saúde do paciente, quando a opção protética se incluir na área da Implantodontia.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Passividade e soldas em infra-estruturas protéticas

GORDON & SMITH em 1970, descreveram as características básicas, experiências e vantagens da soldagem a laser de próteses parciais fixas e próteses parciais removíveis de precisão. Relataram que o laser tem provido uma técnica precisa, econômica e rápida para a união de metais. Inicialmente os níveis de energia oscilavam entre 6 a 12J (joule) (0,016 a 0,0033 watts por hora) e depois se estabeleceu níveis de 11 a 16J (0,0030 a 0,0044 watts por hora), com um comprimento de onda de aproximadamente 4ms e após estudo preliminar determinou-se 8ms. Em 1968 foi realizada a primeira soldagem em próteses parciais fixas de 04 elementos. Eventualmente a sobreposição de pontos de solda era requerida. Dezenove pacientes receberam restaurações indiretas, envolvendo 104 unidades fixas e 03 próteses parciais removíveis de precisão. A soldagem foi um sucesso e nenhuma união falhou sob condições normais de uso pelos pacientes. Apenas dois critérios foram utilizados para avaliar o sucesso da soldagem. O primeiro foi a facilidade de assentamento e o segundo, se havia falha ou não da solda em uso, durante 06 a 20 meses. Os autores relataram que a soldagem a laser apresentava resistência compatível com a resistência inerente do metal base. Observaram também que a separação das superfícies a serem soldadas não devia ultrapassar 0,001 polegadas (0,0254mm ou 25,4 μ m) para uma penetração adequada da solda a laser. Houve uma superioridade na adaptação que resultava em vantagem anatômica e estética, não afetando a área interproximal. Segundo os autores foi possível soldar a laser sem prejudicar a coloração da porcelana ou resina acrílica, não causando distorções na estrutura. Grande ênfase foi dada ao fato da soldagem a laser induzir menor distorção quando comparada com a soldagem convencional.

HULLING & CLARK, em 1977, compararam a distorção ocorrida em próteses parciais fixas compostas de três elementos unidos por soldagem a laser, brasagem e fundidas em peça única (monobloco). Este estudo pretendeu fazer uma avaliação objetiva laboratorial da precisão e confiabilidade da soldagem a laser como técnica de união das fundições individuais em comparação a brasagem e fundição em monobloco. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, entretanto a soldagem a laser e as técnicas de fundição em monobloco, produziram significativamente menor distorção do que a brasagem. As medidas foram

registradas em μm (micrometros) por um microscópio com aumento de dez vezes e representaram a distorção linear e rotacional combinada, associada às três técnicas analisadas. A soldagem a laser foi a que menor distorção produziu no processo de união.

SKALAK, em (1983) publicou um artigo onde comenta que o sucesso da osseointegração vai depender da maneira como os estresses mecânicos são transferidos dos implantes ao osso. É fundamental que tanto o osso como os implantes não sejam submetidos a forças além daquelas que estão aptos a receber. Sendo o titânio mais rígido e resistente que o osso, é mais provável que uma possível falha ocorra no osso ou na união do osso com o titânio. Prótese e implante formam uma conexão rígida resultando em uma estrutura única, na qual prótese, implante e osso atuam como uma unidade; desta forma, qualquer desadaptação da prótese em relação ao implante resultará em um estresse interno da prótese, implante e osso. Segundo o autor esses estresses não podem ser detectados através de inspeção visual, porém podem ocasionar falhas mesmo sem a atuação de forças externas.

SJÖGREN et al., em 1988, afirmaram que os dados até então desenvolvidos sobre soldagem a laser de amostras confeccionadas em Ti c.p. não estavam relacionados com o ponto de vista Odontológico. Assim, os autores avaliaram a resistência à tração, resistência à flexão a 0,2% e porcentagem de alongamento de amostras em Ti c.p. soldadas a laser, considerando a sua exeqüibilidade em próteses dentárias. Foram utilizados espécimes de Ti grau 1 e 2 com 2 e 5mm de diâmetro, respectivamente e com 70mm de comprimento após a soldagem. Um aparelho laser YAG a base de Neodimium (Lasag AG) foi usado nos procedimentos de soldagem, em atmosfera de argônio soldando inicialmente num ponto e em seguida no outro lado da amostra. Os corpos de prova foram totalmente soldados ao redor, sobrepondo os pontos de solda. Para uma comparação, barras de Au também foram unidas. Cinco grupos de 8 amostras cada, foram confeccionados, procurando variar a energia (15, 18, 12, 30 e 18J), o tempo (5, 6, 6, 10 e 6ms) e a frequência (10,10, 10, 3 e 5Hz). Os resultados indicaram que o mecanismo geral de fratura das amostras não soldada foi similar aos espécimes soldados, que mostraram uma fratura do tipo dúctil, com poros e rachaduras na superfície de fratura variando em função da energia, tempo e frequência utilizada.

Em 1991, JEMT desenvolveu um estudo com o propósito de identificar problemas e complicações relacionadas ao tratamento protético de 380 maxilas e mandíbulas reabilitadas com próteses totais fixas implanto-suportadas. Verificou que o índice de sucesso para as próteses foi de 99,5% e 98,1% para os implantes. Embora o número de complicações tenha sido baixo, estas foram mais freqüentes na maxila. As complicações mais comumente encontradas foram: problemas de dicção (31,2%) sendo mais freqüente na maxila, mordida do lábio e bochecha (6,6%) sendo mais freqüente na mandíbula, irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístulas, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica em ouro (0,8%), sem ter havido fratura de nenhum dos componentes. Segundo o autor 271 próteses (69,3%) apresentaram estabilidade no parafuso de ouro ao primeiro exame (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados neste primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas 7 próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A diferença entre a distribuição de parafusos instáveis na maxila e mandíbula era estatisticamente significativa, sendo maior na maxila. O assentamento passivo das prótese proporcionam um grau satisfatório de estabilidade aos parafusos de ouro, diminuindo o risco de fratura dos componentes. O autor sugeriu um protocolo para avaliar a adaptação passiva de infra-estruturas metálicas suportada por cinco implantes. Estes cinco implantes devem ser numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Em seguida verifica-se a adaptação dos demais componentes. Repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso 5). Após verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, depois o mais intermediário e por fim os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de ½ volta (180°) é permitido para o aperto final da prótese. Outra maneira utilizada para avaliar a adaptação é pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro, quando mais de ½ volta era necessário para um aperto completo do parafuso, a estrutura era considerada mal ajustada e era seccionada e soldada, obtendo-se assim, um bom grau de passividade desta infra-estrutura sobre os implantes.

JEMT & LINDÉN (1992), selecionaram 86 pacientes para serem reabilitados com uma nova técnica de próteses sobre implantes. Eles utilizaram componentes pré-fabricados de titânio unidos por soldagem à laser para formar uma infra-estrutura protética. Os resultados após um ano indicaram a mesma incidência de falhas de uma prótese implanto-suportada com a infra-estrutura obtida através da convencional fundição do metal. Os autores comparam seus dados com os outros de 287 infra-estruturas de próteses sobre implantes fundidas. Apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano em função e exigiram algumas modificações. Novas técnicas usualmente envolvem problemas e complicações que não podem ser detectados antes de testados clinicamente. Os autores colocam que esta técnica dificulta um pouco a colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, e a prótese fica sobre-estendida buco-lingualmente. Exigindo o refinamento dos componentes de titânio pré-fabricados. Estudos ainda são necessários para verificar a efetividade desta técnica por um longo período de tempo, principalmente propriedades como resistência à fadiga.

Com base nos achados clínicos de que infra-estruturas protéticas comumente se fraturam na região da solda e nas afirmações de alguns autores sobre a correlação entre esse tipo de ocorrência e presença de defeitos e porosidades, identificados por meio de análise radiográfica, Gomes et al. (1993) propuseram-se a estudar imagens radiográficas de uniões soldadas em quatro ligas alternativas, utilizando os processos de soldagem a forno e convencional. Confeccionaram 120 pares de corpos de prova obtidos a partir da fundição em quatro ligas alternativas, soldados aos pares com dois tipos de solda e radiografados com aparelho de raios-X regulado para 125mA, 90 Kvp e distância foco/filme de 100 cm. A análise das radiografias foi realizada com auxílio de lupa com 10X de aumento. Os autores concluíram que a avaliação radiográfica é um excelente método para assegurar a qualidade das juntas soldadas, por ser simples, eficaz e de baixo custo. Destacaram ser surpreendente que a Odontologia não utilize rotineiramente esse método de avaliação, principalmente levando-se em consideração que várias outras áreas da metalurgia o fazem. O menor número de defeitos parece estar relacionado com a técnica empregada: a soldagem a forno apresentou uniões soldadas mais homogêneas. Os autores ressaltaram a necessidade do aparelho de raios-X possibilitar a regulação mínima de 70 Kvp, para que o feixe de radiação possa atravessar os pontos de solda.

ROGGENSACK et al. em 1993, investigaram as propriedades de dois métodos alternativos de união do Ti em Odontologia: soldagem a laser e soldagem de plasma. Na soldagem de plasma o arco é protegido pelo gás argônio e conduz um plasma de Ti. Foi necessária uma fenda de 500µm (0,5mm) entre as partes e a soldagem foi realizada manualmente. A dureza foi registrada para checar a influência do processo de soldagem na estrutura do metal, pois as alterações da microestrutura resultam em alterações na dureza. As propriedades mecânicas das uniões soldadas foram analisadas pelo ensaio de fadiga acima de 3000 ciclos. A área de aquecimento foi maior após a solda com plasma comparado com a solda a laser. Com relação ao ensaio de fadiga não houve diferença significativa. Até o momento, a solda a laser era a técnica mais adequada em Odontologia devido a sua baixa alteração térmica nas peças trabalhadas.

Em 1993, YAMAGISHI et al., analisaram as propriedades de placas de Ti c.p. soldadas a laser e compararam com placas de Ti c.p. original usando ensaio de dureza Vicker's e resistência de três pontos. Segundo os autores, várias tentativas têm sido realizadas para soldar o Ti. Relatam que o método de inclusão em revestimento era complicado e consumia muito tempo. Outras técnicas de soldagem incluem: solda elétrica, solda com raios infravermelhos e soldagem com plasma. Para soldar o titânio sem que ocorresse oxidação, a área a ser soldada devia ser isolada do ar. Em todos os métodos, a soldagem devia ser executada rapidamente e a liberação de calor no processo ficava restrita a uma pequena área. O aparelho utilizado no estudo foi o modelo ML-2220A, com potência máxima de 30J e distância focal de 70mm. Foi realizado um ensaio em atmosfera não controlada (ar livre) e controlada, usando um bocal que soprava gás argônio na área a ser irradiada. Uma inspeção radiográfica foi conduzida para eliminar peças defeituosas. Adicionalmente, a superfície foi analisada em MEV. Segundo os autores, um obstáculo para o êxito da soldagem a laser foi o controle da atmosfera de argônio, para isolar o Ti do ar e prevenir a oxidação. A MEV evidenciou rachaduras quando o processo foi executado ao ar livre e não quando o controle da atmosfera era feito. Quando a potência foi aumentada, a resistência diminuiu. Assim, segundo os autores, a soldagem a laser foi efetiva na presença da atmosfera controlada e com uma intensidade intermediária (15 a 20J ou 0,0041 a 0,0055 watts por hora). Concluem relatando que esse método oferece vantagens sobre os outros procedimentos, pois o laser pode ser direcionado numa pequena área, concentrando menos calor e consumindo menor tempo.

WASKEWICKZ et al. (1994), testaram a passividade de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes através da análise fotoelástica. Para analisar os padrões de estresses gerados ao redor de implantes em infraestruturas adaptadas e não adaptadas, foram fotografadas as franjas de tensões geradas quando do aperto dos parafusos de ouro. Foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva de uma mandíbula humana, contendo 5 implantes Nobelpharma (3,75mm X 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro. A este conjunto, foram posicionados cilindros de ouro que, após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável para a confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatado ausência de contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro, sendo a infra-estrutura sem adaptação passiva analisadas fotoelasticamente pelo aperto dos parafusos com torque de 10Ncm por 3 métodos diferentes. Após um registro inicial, a infra-estrutura foi então seccionada e soldada. O aperto dos parafusos na infra-estrutura sem adaptação passiva mostrou uma maior concentração de estresses ao redor dos implantes, sendo indiferente nos 3 métodos de aperto testado. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, porém os implantes mais distais (1 e 5) mostraram uma maior concentração de estresses no terço médio de cada implante e a menor na região apical e cervical. Na infra-estrutura soldada não foi observado presença de estresses. Devido à dificuldade de se avaliar clinicamente a passividade de infra-estruturas metálicas em próteses sobre implantes, os autores sugerem que a peça seja seccionada e soldada para que se possa assegurar um grau aceitável de passividade a estas próteses sobre implantes. Este estudo indicou que nenhum stress foi produzido em volta dos implantes após a peça ter sido seccionada e soldada.

APARICIO (1994) analisou o assentamento passivo em próteses cimentadas. O ajuste circunferencial passivo da prótese nos seus pilares foi avaliado por meio de três parâmetros clínicos: ausência de sensações de tensão ou dor durante a colocação; o fechamento final de todos os parafusos com volta máxima de um terço sem experimentar resistência; teste de ajuste da armação usando um parafuso único de ouro em uma posição distal e exame visual com lentes de aumento do assentamento dos pilares onde a altura da gengiva permitia, ou por radiografias intraorais quando a junção cilindro de ouro/pilar estava subgengival. O autor enfatiza que para manter a osseointegração, é essencial que haja passividade da prótese

sobre o implante, que é incapaz de adaptar-se a uma nova posição quando a prótese não estiver em estado de passividade devido a ausência de ligamento periodontal. A resistência da união cimentada é obviamente crítica. Por isso, a espessura deve ser mantida entre 0,1 a 0,3 mm. Discrepâncias maiores que estas, devem ser corrigidas por corte e soldagem ou por repetição da fundição.

BERG et al., em 1995, compararam as propriedades mecânicas do Ti c.p. fundido e forjado quando intacto e soldados a laser, com uma liga de Au do tipo IV. Os autores citaram três métodos usados para a confecção de próteses em Ti: coroas unitárias fabricadas pelo processo de eletroerosão, componentes torneados e soldados para formar uma estrutura implanto suportada, e a técnica da cera perdida. O Ti devido a sua biocompatibilidade e baixo custo, era um material bastante utilizado na Odontologia. Relataram também as dificuldades encontradas no processo de fundição e soldagem, dada pelo alto ponto de fusão, reatividade química e dificuldade de escoamento, devido o baixo peso específico. Hastes de Ti grau 2, semelhantes a um halteres foram obtidas a partir da fundição em ambiente controlado de gás argônio. As amostras a serem soldadas foram colocadas num dispositivo que mantinha o alinhamento e o contato. Utilizaram um aparelho laser a base de neodimium (Haas Laser 91114) com energia de 20J a 7,5ms. As hastes foram avaliadas numa máquina Instron, numa velocidade de 0,5mm/min. Em termos de resistência, não houve diferença entre os dois materiais a base de Ti (fundido e forjado). O Ti soldado foi tão resistente quanto o Au soldado. Relataram que o Ti trabalhado a frio era mais dúctil e a qualidade da solda pareceu ser o fator mais importante para a resistência, cujo processo depende das falhas e não das propriedades do metal na zona de solda.

WANG & WELSCH, em 1995, compararam o Ti c.p. e a liga Ti-6Al-4V, abrangendo três métodos de soldagem: aquecimento por irradiação de raios infravermelhos, soldagem com gás inerte e soldagem a laser, utilizando ensaios mecânicos (dureza Vicker's, resistência uniaxial à fratura e porcentagem de alongamento) e análise da microestrutura. Relataram que o uso do Ti c.p. na Odontologia, particularmente para implantes, próteses parciais fixas e removíveis, aumentou drasticamente devido a propriedades que incluíam: baixa densidade, biocompatibilidade, resistência à corrosão, alta proporção resistência/peso e condutividade térmica relativamente baixa. Relataram também problemas com o manuseio do Ti e suas ligas, como alto ponto de fusão (1670°C) e reatividade

química. Assim, devido a grande afinidade com o oxigênio em altas temperaturas, métodos convencionais de soldagem, que usam a chama de O₂ são indesejáveis para unir o Ti e suas ligas. Os métodos de soldagem nesse estudo utilizavam câmara protetora. A luz laser fornecia uma energia eletromagnética coerente, monocromática e colimada, sendo capaz de concentrar a energia num ponto localizado. Segundo os autores, as vantagens da soldagem a laser eram: soldagem precisa e bem definida, sem necessidade de contato direto, pequena zona de calor, o campo magnético não causava efeito danoso. A soldagem a laser era um método efetivo, contudo dependente da intensidade da irradiação. As hastes utilizadas tinham 3mm de diâmetro e 40mm de comprimento. Os espécimes controle tinham 3mm de diâmetro e 80mm de comprimento. Uma energia de 18J foi aplicada com 2Hz e 12ms. A carga necessária para fraturar as amostras foi registrada pela máquina Instron. A microdureza foi conduzida com uma carga de 500g por 15seg numa distância de 0,5, 1, 3, 5, 7, e 10mm do sítio de fratura. Os resultados indicaram que a liga Ti-6Al-4V foi a mais resistente em todos os métodos. Todos os espécimes soldados foram significativamente mais frágeis do que o grupo controle, com o gás inerte sendo superior à soldagem a laser e irradiação infravermelha. Todos os espécimes soldados a laser exibiram uniões incompletas, dadas pela pouca profundidade de penetração do laser. Por isso, o acabamento das uniões a laser deve ser evitado.

Em 1996, JEMT utilizou um método fotométrico computadorizado para avaliar a precisão de adaptação de próteses sobre implantes a partir de modelos , comparando os resultados com medidas obtidas na cavidade oral. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 7 com próteses na maxila e 10 com próteses na mandíbula, confeccionadas através de 2 métodos. Cinco fabricadas em titânio (Ti 3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e doze fundidas em liga de ouro em peça única. Todas as próteses foram clinicamente testadas e consideradas com adaptações aceitáveis. Porém, quando os modelos foram usados como referência, a média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro de ouro era de 37µm para as próteses mandibulares e 75µm para as próteses maxilares. No entanto, para as medidas intra-orais os valores obtidos foram de 90µm para as prótese mandibulares e 111µm para as próteses maxilares. A média tridimensional de distorção foi significativamente maior para as medidas realizadas na cavidade oral. Os resultados mostram que próteses com aparência

aceitável podem apresentar distorções de vários microns na interface entre as infra-estruturas e os implantes. Segundo o autor a adaptação de próteses implanto-suportadas pode apresentar resultados significativamente diferentes, dependendo se forem avaliadas no modelo ou cavidade oral e isto requer maiores investigações. Outras variáveis são relativas à fabricação da prótese, escolha das técnicas de impressão ou do metal para fundição.

O trabalho de TAMBASCO et al., em 1996 relatou como o laser era utilizado, seus efeitos sobre a superfície do metal, de que forma o calor era dissipado e reagido com a superfície da liga e a praticidade da soldagem a laser no laboratório. Foi mostrado passo a passo o processo para a soldagem de uma prótese parcial fixa e um grampo de prótese parcial removível. Segundo os autores, a luz produzida pela soldagem a laser não pode ser observada pelo olho humano devido ao longo comprimento de onda. A luz do laser difere de outras fontes luminosas pela coerência do feixe, podendo assim focalizar um pequeno ponto localizado e não afetando as áreas adjacentes com o calor. Vantagens e desvantagens foram abordadas. Dentre as vantagens os autores citaram: a) menor energia liberada reduzindo as distorções; b) pode ser realizada sobre o modelo de trabalho; c) permite a proximidade com porcelana e resina acrílica; d) a resistência da união é idêntica ao metal de origem; e) menor tempo é necessário; f) maior resistência à corrosão da união soldada. Dentre as desvantagens os autores citaram: a) custo inicial alto; b) espaço adicional para o equipamento; c) dificuldade inicial para determinar a qualidade da solda. Com relação à soldagem em metais como a prata, devido à reflexão, a soldagem ficava impossibilitada. Outros fatores como a sobreposição dos pontos de solda (costura) de forma circular e o método da interposição de uma lâmina de metal também foram abordados. Segundo os autores, o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração. Assim, uma penetração insuficiente resultará em uma união fraca. A penetração é controlada alterando-se a voltagem e não a duração do pulso. A penetração da solda também é afetada pelo ângulo em que o laser atinge a superfície do metal e a presença de fragmentos ou debris deve ser evitada. Concluem que a técnica de soldagem a laser constitui-se numa alternativa à soldagem convencional, principalmente em áreas que a resina acrílica e porcelana estão intimamente presentes na área a ser soldada.

HUSSAINI & WONG em 1997 descreveram um método para confecção de um modelo de trabalho preciso, utilizando gesso de impressão, e compararam os resultados com os obtidos através da técnica convencional. Preocupados com as desadaptações de infra-estruturas sobre implantes, decorrentes dos erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes, que freqüentemente levam a procedimentos repetidos de secção e soldagem das infra-estruturas. Após análises microscópicas das interfaces entre a infra-estrutura e os abutments dos implantes, os resultados mostraram para o modelo testado, desajustes de 20 μ m a 36 μ m e para o modelo convencional os desajustes variaram de 82 μ m a 139 μ m. Segundo os autores a precisão do modelo de trabalho, possibilita ao clínico a decisão de indicar ao laboratório de prótese que realize os procedimentos de secção e soldagem utilizando o modelo como guia, diminuindo, dessa forma, tempo clínico e minimizando os inconvenientes ao paciente.

Em 1997, RIEDY et al. citaram a importância da precisão do assentamento entre o armação protética e implante devido a transferência do stress, biomecânica do sistema de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos hospedeiros na interface biológica. Para tanto avaliaram in vitro a precisão de assentamento de infra-estruturas sobre implantes utilizando a técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (monobloco) e o processo de fabricação de titânio usinado e soldado a laser (sistema Procera). A videografia laser em um programa gráfico de computador foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra-estruturas com os intermediários dos implantes, sendo a média da interface do eixo z no ponto central o critério utilizado. Os autores concluíam que as infra-estruturas soldadas a laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco. As armações de titânio soldadas à laser mostraram menos de 25 μ m de interface entre as armações e análogos.

Os dados sobre as condições ótimas para a soldagem a laser do Ti c.p. utilizado nas restaurações dentárias encontravam-se escassos e não tão estabelecidos. CHAI & CHOU, em 1998 avaliaram as propriedades mecânicas do Ti c.p. soldado a laser em diferentes condições para determinar os parâmetros ótimos em termos de duração e voltagem (nível de energia). Cinquenta e sete espécimes semelhantes a uns halteres foram incluídos em revestimento (Rematitan Plus), fundidos e divididos em nove grupos experimentais e um grupo controle e analisados quanto à duração da soldagem (8, 10 e 12ms) e níveis de energia (290

300 e 310 v). Antes da soldagem, radiografias foram obtidas para descartar amostras com porosidades. Um dispositivo especialmente desenhado mantinha as partes próximas para a soldagem com aparelho Laser DL 2002. As amostras foram divididas em dois grupos de acordo com o sítio de fratura (Mesial e Oclusal). Uma análise fractográfica também foi realizada. Segundo os autores, a voltagem controla a energia da soldagem e um aumento na voltagem leva a uma maior profundidade de penetração. Já a duração do pulso determina o diâmetro do ponto de solda e quanto maior a duração, mais amplo o ponto. A melhor voltagem foi 300 e 310 v para a resistência à tração e 310 para a flexão a 0,2%. Assim as condições ótimas foram de 300 v e 12ms. Relataram que o Ti era um dos metais mais utilizados na Odontologia devido a biocompatibilidade e baixo custo. Segundo os autores, num futuro próximo, a utilização de um mesmo metal eliminará o potencial efeito galvânico entre o Ti c.p. dos implantes, restaurações indiretas e subestruturas de implantes.

HELLDÉN & DÉRAND (1998) descreveram o método “Cresco Ti Precision”, que tem como finalidade corrigir distorções da fundição das armações de titânio, permitindo que estas sejam assentadas passivamente sobre os implantes. Este método usa uma abordagem convencional para fabricação da armação, por exemplo a técnica de fundição da cera perdida. A correção de possíveis distorções envolve o seccionamento horizontal da armação fundida seguida do uso da técnica de soldagem à laser, onde a porção coronária da armação é remontada em novos cilindros de titânio pré-usinados montados em implantes análogos na fundição mestre. Antes do procedimento de soldagem ser realizado, os cilindros devem ser cortados no mesmo plano horizontal como a superfície. Em um modelo fotoelástico foram colocados 3 implantes Cresco Ti Systems AB (3,75mm x 13mm) e sobre estes foram montados cilindros plásticos e 4 armações foram enceradas e então incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro. Duas das quatro armações foram submetidas ao procedimento Cresco Ti Precision, enquanto as outras duas, não foram. As armações não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas fendas verticais de 70µm e 40µm nos implantes A e B. No entanto uma maior concentração de estresse estava presente através da análise fotoelástica. Quando foram medidas as cargas através de um mecanismo apropriado, os resultados revelaram cargas associadas as armações não adaptadas e ausência de cargas estáticas nas armações adaptadas. Quando medidas as cargas, foi

encontrado para os implantes distais valores de $41 \pm 4,3\text{N}$ nos parafusos para fechar desajustes de $180\mu\text{m}$ e valores de $8 \pm 8,0\text{N}$ para fechar desajustes de $30\mu\text{m}$. As medidas dos testes para as armações adaptadas resultaram em registros próximos de zero (< 5). A carga aplicada para fechar um desajuste de $50\mu\text{m}$, localizado no implante central, foi de $30 \pm 26\text{N}$ no parafuso de ouro. Segundo os autores a magnitude do estresse gerado depende não apenas do desajuste, mas também das dimensões das estruturas metálicas e ressaltam a importância do método Cresco Ti Precision para otimizar o assentamento passivo entre as armações metálicas e implantes.

O consenso entre os autores com relação à limitada profundidade de penetração do laser e extenso dano à superfície foi avaliado por WANG & CHANG em 1998 por meio de uma simulação de transferência de calor tentando explicar esse comportamento e oferecer um método alternativo de múltiplos pulsos. Um programa de computador foi utilizado para simular a transferência de calor ao titânio c.p. e ao Au durante a soldagem. Os autores relataram três vantagens da soldagem a laser: 1) o contato direto não é requerido; 2) soldagem precisa e bem definida e 3) pequena zona de aquecimento. Afirmaram que devido a pequena profundidade de penetração, o acabamento e polimento das uniões soldadas a laser devem ser evitados. Como a zona de soldagem a laser deve ser sobreposta, microfendas podem atuar como iniciadores das trincas por fadiga, enfraquecendo a união.

Em 1998, NABADALUNG & NICHOLLS compararam a resistência de uniões soldadas a laser e pelo processo de brasagem utilizando o Co-Cr. Vinte e quatro amostras foram preparadas e divididas em três grupos de oito amostras cada uma. Foi utilizado um gesso do tipo III no preparo das amostras para receber a solda. Antes da soldagem a laser as amostras seccionadas foram jateadas com óxido de alumínio para reduzir a reflexão dos raios. O grupo controle, que não recebeu soldagem apresentou melhor desempenho mecânico, seguido pela soldagem a laser e soldagem por brasagem. Verificaram porosidades em ambos processos de soldagem.

KAN et al. (1999) , em uma revisão de literatura, indicaram alguns dos diferentes métodos clínicos utilizados para avaliar a adaptação de próteses sobre implantes. Há uma grande dificuldade em se detectar níveis de desajuste, indicadores de uma melhor ou pior adaptação passiva. Entre os fatores que dificultam esta avaliação estão luminosidade, ângulo de visão mas principalmente, experiência

do clínico em avaliar esta desadaptação. Segundo os autores apesar das várias técnicas sugeridas para avaliar a interface prótese-implante, nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo, e aconselham utilizar a combinação dos vários métodos para minimizar a desadaptação.

Em 1999, WEE et al. realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de apresentar trabalhos que pudessem trazer melhoras significativas ao assentamento de próteses sobre implantes, objetivando um grau ótimo de passividade final. A maioria dos artigos revisados eram clínicos ou técnicos que advogavam estratégias para melhorar este assentamento. De todas as estratégias sugeridas, apenas alguns métodos têm cientificamente provado a melhora deste assentamento passivo. Dentre os procedimentos encontrados na literatura pelos autores para melhorar o assentamento passivo em próteses sobre implantes, configuram a soldagem a laser de peças seccionadas e a usinagem por descarga elétrica (EDM). Segundo os autores, estes são procedimentos promissores. Múltiplos fatores impedem que o conceito de assentamento passivo possa ser aplicado em próteses sobre implantes, mesmo com o uso de estratégias avançadas, pois ainda existe um ligeiro desajuste das infra-estruturas com o intermediário dos implantes. Segundo os autores caberá ao clínico decidir qual o meio mais recomendado de se obter o melhor assentamento possível desta prótese.

A adaptação passiva das próteses implanto-suportadas constitui-se num dos pré-requisitos básicos para o sucesso do tratamento reabilitador. CASTILIO no ano de 2000 avaliou a adaptação da interface intermediário – componentes protéticos fundidos em Ti e Co-Cr em monobloco e após a realização da soldagem a laser. Dez corpos de prova foram confeccionados, sendo cinco fundidos em Ti e cinco fundidos em liga de Co-Cr. O processo de soldagem a laser foi realizado num aparelho Dentaurem (DL 2002S). As análises e mensurações foram feitas antes e após a soldagem a laser com um microscópio mensurador. As peças fundidas em monobloco apresentaram maior interface que as mesmas após a soldagem a laser. Com relação aos materiais, o Ti apresentou melhores resultados que a liga de Co-Cr.

SAHIN & ÇEHRELI, em 2001, realizaram uma revisão de literatura sobre o significado clínico de adaptação passiva em infra-estruturas sobre implantes e os fatores que afetam o resultado final desta adaptação. Segundo os autores, o assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da

osseointegração. Entretanto, os métodos clínicos e laboratoriais utilizados para fabricação de infra-estruturas são inadequados para obtenção de uma adaptação passiva absoluta. Não há nenhum estudo clínico longitudinal que relate falha nos implantes especificamente atribuída à falta de assentamento da infraestrutura. A questão que surge é, se uma conexão com assentamento passivo absoluto é realmente essencial e se é um fator governante para o sucesso do implante. Para os autores uma adaptação marginal aceitável não é um sinal de assentamento passivo e o único método para determinar a quantidade de passividade da infraestrutura *in vivo* é a análise de força em cada implante pilar e/ou componente da prótese antes e/ou depois da cimentação ou aparafusamento. Por outro lado, devido à fenda marginal de fundições em monobloco serem de vários micrometros, uma fundição desse nível para próteses fixas implanto-suportadas certamente terá grandes espaços entre o *abutment* e a estrutura. O aperto do parafuso causa forças no implante e ao redor do mesmo e sua magnitude depende da quantidade de desadaptação. Distorção da infra-estrutura e do implante é observada durante o aparafusamento da peça. Em tais casos, a quantidade de distorção pode alcançar um nível de desadaptação de 500 µm que não pode ser detectada com uma sonda exploradora. A presença de uma desadaptação requer o seccionamento e soldagem da peça. No entanto, a soldagem convencional ou soldagem a laser não provê necessariamente um assentamento passivo, mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos implantes, que pode resultar num decréscimo na frequência de perda dos parafusos de ouro. Os autores afirmam que cada passo na fabricação da infra-estrutura influencia no resultado final da adaptação. Fatores como o material de impressão, técnica utilizada, expansão de cristalização do gesso especial, expansão do material de revestimento e o tipo de liga utilizada influenciam no assentamento final da infra-estrutura. As infra-estruturas em monobloco geralmente requerem seccionamento e soldagem para uma melhor adaptação. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não são dimensionalmente precisos, necessitando desta forma, de maiores investigações científicas e desenvolvimento.

BIANCHINI (2001) analisou, *in vitro*, o grau de desajuste de “próteses fixas” de três elementos aparafusadas sobre dois implantes, sob três perspectivas: A)- quando a estrutura foi fundida em monobloco; B)- quando a estrutura foi seccionada

e soldada a laser e C)- quando a estrutura foi seccionada e soldada por brasagem. Dezoito corpos-de-prova foram fundidos em liga de Pd-Ag (Pors-on tipo IV – Degussa Dental, São Paulo, Brasil). As partes separadas das próteses a serem soldadas foram aparafusadas no modelo-mestre e indexadas com resina acrílica Duralay (Reliance Dental MGFCO-WORT, IL, USA). Após os procedimentos de soldagem, as medições dos graus de desajuste dos grupos soldados a laser (B) e por brasagem (C) foram feitas sob diferentes combinações de torque, e comparadas às medições realizadas no grupo apenas-fundido (A). O grupo (A) apresentou os maiores valores de desajuste. Os grupos (B) e (C) apresentaram resultados bastante superiores ao grupo (A), mas estatisticamente semelhantes entre si, o que foi atribuído pelos autores ao fato de que as estruturas eram de pequena extensão, com apenas um ponto de solda.

BERNARDON, 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 auxílio de um microscópio ótico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005 mm. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas e divididas em dois grupos - monobloco e soldado a laser – os quais foram posteriormente submetidos a eletroerosão. As peças em monobloco obtiveram a pior adaptação marginal, porém essa adaptação apresentou melhora após a aplicação da eletroerosão. As peças seccionadas e soldadas a laser apresentaram melhor adaptação em relação às em monobloco, apresentando, ainda, melhora após eletroerosão. O autor concluiu ainda que, quando associadas as técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, observou-se uma melhor adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados.

SOUSA, em 2001, avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas fundidas em liga de titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas pela técnica monobloco e soldagem a laser, utilizando microscópio mensurador (STM Digital – OLYMPUS – Japan). Entre as técnicas avaliadas, para ambos os materiais, os melhores resultados foram para a técnica de soldagem a laser. O titânio apresentou melhores resultados em relação à liga de paládio-prata, após soldagem a laser.

Várias técnicas têm sido propostas para minimizar a não-passividade de infraestruturas que incluem unidades múltiplas de implantes, como corte e solda, técnicas de impressão especializadas, ajustes internos seletivos, usinagem por

descarga elétrica (erosão de faísca) e soldadura a laser, porém diretrizes clínicas para a esplintagem passiva estão faltando (GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO; 2002). Próteses implantorretidas são esplintadas principalmente para auxiliar na distribuição de forças mas, quando não se obtém passividade em seu assentamento, podem aumentar cargas oclusais dinamicamente aplicadas (efeito aditivo). Os autores avaliaram, usando o método da fotoelasticidade, a geração de tensões por próteses de três elementos implantorretidas, nas seguintes situações: 1)- dentes não esplintados, com contatos abertos; 2)- dentes em contato ideal (8 μm); 3)- dentes com contato leve (10 μm além do contato); 4)- dentes com contato médio (50 μm além do contato); 5)- dentes com contato pesado (90 μm além do contato); 6)- dentes esplintados, sob carregamento. Os dentes com contatos abertos não promoveram qualquer tensão; os com contato ideal, baixos níveis de tensão (menor que $\frac{1}{2}$ ordem de franja); os com contato leve 10 μm , tensões coronárias mais evidentes entre os três implantes ($\frac{1}{2}$ ordem de franja); os de contato médio 50 μm , uma ordem de franja ao longo do implante e $\frac{1}{2}$ ordem de franja no ápice; contato pesado 90 μm resultou em altos níveis de tensão na região coronal e ao longo do implante (1 e $\frac{1}{2}$ ordem de franja), além de $\frac{1}{2}$ ordem de franja no ápice. A infraestrutura esplintada exibiu baixos níveis de tensão, distribuídos mais harmônica e uniformemente pelos três implantes, além de “absorver” forças dentro da infraestrutura, reduzindo sua transmissão ao osso. Os autores sugerem que não esplintar os implantes poderia ser uma opção para minimizar a falta de passividade produzida pelas inexatidões ocorridas durante os procedimentos de corte-e-solda.

Seibel comparou, em 2002, as alterações dimensionais ocorridas em 20 corpos-de-prova que simulavam próteses fixas de três elementos, após soldagem por brasagem e a laser. Para o grupo de amostras soldadas a laser houve predominância de discreta contração e para o grupo brasagem, ligeira tendência à expansão, embora os corpos-de-prova de ambos os grupos tenham apresentado ajuste satisfatório. Apesar das amostras do grupo laser ter apresentado um comportamento mais homogêneo, não foram identificadas diferenças estatisticamente significante entre os percentuais de alteração dimensional entre elas e as amostras do grupo brasagem.

Alguns estudos que avaliaram as etapas de fundição de retentores separadamente com posterior soldagem convencional, observaram importante

alteração após o procedimento de soldagem por brasagem, no que diz respeito ao desajuste horizontal, fato que poderia trazer transtornos mecânicos. (Silveira Jr *et al.* (2002); Elias (2003); Barbosa (2003).

De acordo com COBB *et al.* (2003), o grau de desajuste entre implantes e infraestrutura, suficiente para provocar perda óssea ou falência clínica da osseointegração ainda não está bem determinado. Aceita-se, no entanto, que a passividade entre estes dois elementos seja essencial para o sucesso a longo prazo da osseointegração. Além de perda óssea, deslocamento do parafuso e fratura de componentes do sistema de implantes, diversas reações teciduais tais como dor e sensibilidade, têm sido relatadas como possíveis seqüelas do desajuste entre implante-prótese. Por outro lado, estudos em animais onde, intencionalmente, foram colocadas próteses não-passivas, nem sempre resultaram em perda óssea ou falência do implante, o que sugere que existe uma tolerância biológica entre implante e osso circundante que permite certo grau de desajuste, ainda não definido ou quantificado cientificamente. Enquanto isso, recomenda-se que todos os passos clínicos e laboratoriais da reabilitação de pacientes com próteses implanto-suportadas sejam executados com os maiores cuidado e exatidão, de maneira a permitir uma fenda máxima de 10,0 μm entre implante e pilar. Os autores relatam ainda que os fatores que podem gerar erros e distorções na confecção e assentamento das estruturas metálicas de próteses implanto-retidas incluem o alinhamento dos implantes; técnicas e materiais de moldagem; processo de fabricação e fundição da estrutura; configuração da peça e experiência clínica do profissional. O coeficiente de expansão/contração térmica linear dos materiais de moldagem, gessos, ceras e revestimentos determinam, muitas vezes, alterações dimensionais de tal magnitude nos elementos componentes da prótese, que só podem ser corrigidas por corte e solda, sendo que, mesmo assim, segundo os autores, a peça pode eventualmente, não assentar passivamente.

Com o objetivo de avaliar comparativamente a influência dos processos de soldagem a brasagem e laser, no ajuste/desajuste vertical e horizontal da interface pilar/implante, Simamoto Júnior, em 2004, confeccionou dois modelos-mestres, um deles configurado em arco e o outro, em reta, com três implantes, cada. A partir de cada um deles, confeccionou seis modelos de trabalho, sendo três a serem soldados por solda a laser e três por brasagem. Os modelos encerados foram seccionados e fundidos com liga metálica à base de Ni-Cr, com separação de 4,0 mm. A indexação

foi realizada com resina acrílica G.C. Pattern-resin e as amostras foram soldadas pelos dois métodos citados. Não foram detectadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos com diferentes alinhamentos das peças (curva e reta) nem com os diferentes processos de soldagem (laser e brasagem). Todos os valores apresentaram piora quanto ao ajuste, após os procedimentos de soldagem, em relação aos procedimentos de fundição.

Buscando verificar a condição de passividade de assentamento de infra-estrutura protética tipo *overdenture*, BADARÓ FILHO (2004) construiu seis modelos em resina fotoelástica, inserindo em cada um deles dois implantes regulares de hexágonos externos auto-rosqueantes, que receberam pilares UCLA, calcinéveis e com cinta de ouro, interconectados com barra Dolder, avaliando sua adaptação aos implantes antes e após fundição com duas diferentes ligas, Paládio-Prata (Pd-Ag), e Níquel-Cromo (Ni-Cr). Para efetivar seu trabalho, utilizou dois métodos: com o auxílio de Projetor de Perfil, efetuou medidas antes e após a fundição dos conjuntos pilares/barra e utilizando a técnica da fotoelasticidade, avaliou a formação de franjas e a distribuição de tensões induzidas nos modelos, após o assentamento e torque dos conjuntos pilares/barra nos implantes. Todas as barras sofreram contração, sendo a maior delas em infra-estrutura fundida em Ni-Cr, porém, a segunda maior contração ocorreu em infra-estrutura fundida em Pd-Ag.

Com o objetivo de verificar o efeito dos procedimentos de soldagem por brasagem de uma barra fixa tipo Dolder fundida, interconectada a dois implantes incluídos em modelo experimental de resina fotoelástica, por meio de observação da presença ou não de tensões induzidas no modelo GODOY, em 2004, concluiu que o processo de soldagem por brasagem induz a alterações dimensionais, visto que todas as infra-estruturas metálicas promoveram algum gradiente de tensão nos modelos, demonstrando também que as alterações dimensionais parecem depender menos dos materiais utilizados do que da técnica propriamente dita, confirmando ser o procedimento, altamente técnico-sensitivo.

2.2 Técnica fotoelástica aplicada à Odontologia

A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões e deformações particularmente útil para peças e estruturas que apresentam geometrias complexas. Nesses casos, é mais adequado utilizar métodos

experimentais para pesquisa, pois os métodos analíticos mostram-se mais trabalhosos e em algumas situações, inviáveis. Na fotoelasticidade de transmissão plana, como regra geral, deve-se construir um modelo da estrutura a ser analisada, em material fotoelástico, cuidando para que o limite de elasticidade não seja ultrapassado. Por meio de pequenas deformações, a direção e magnitude das forças aplicadas no modelo devem ser simuladas, o mais próximo possível da condição real. A birrefringência de certos materiais transparentes e originalmente óticamente isotrópicos, quando submetidos à tensões, tornam-se óticamente anisotrópicos. Essa característica permite que um raio de luz incidente sobre o corpo em tensão seja resolvido em dois raios ao longo dos planos principais do material. Os dois raios, passando com velocidades diferentes, emergem com atraso, um em relação ao outro. A magnitude do atraso é proporcional à diferença entre as tensões principais. O polariscópio é usado para medir o retardamento e avaliar a variação das tensões. (MAHLER; PEYTON, 1955).

Farah e Graig (1971) verificaram a distribuição de tensões promovida por prótese fixa com 4 elementos, utilizando análise fotoelástica, concluindo que o suporte oferecido pelas raízes dos pânticos influenciou no comportamento da prótese, fornecendo maior ou menor estabilidade.

Rodriguez e Arrechea (1973) estudaram a distribuição das forças oclusais no periodonto por meio de fotoelasticidade. Concluíram que pode haver relação entre trauma oclusal e alteração pulpar e que a centralização das forças axiais previne danos ao suprimento vaso-nervoso apical dos dentes, pois as tensões internas se distribuem ao longo da raiz, deixando a região apical livre de tensões.

Em 1978, Dally e Riley demonstraram que as forças aplicadas sobre o material fotoelástico produzem mudanças em suas propriedades óticas, proporcionais às tensões desenvolvidas. O material torna-se birrefringente e um espectro colorido pode ser observado quando um feixe de luz polarizada passa através do material sob tensão. As franjas, definidas como linhas entre bandas coloridas, mostram-se dentro de um espectro de frequência de vermelho até o verde, sendo a ordem de franja zero, de cor preta, o que indica ausência de tensão. A tensão pode ser quantificada por meio da contagem do número de franjas.

O efeito da espiantagem de dentes com periodonto debilitado foi avaliado por Montoya (1979) utilizando fotoelasticidade. O autor verificou que menor força é

necessária, no periodonto reabsorvido antes da esplintagem, para produzir a mesma deformação obtida nos padrões do periodonto normal. Após a esplintagem, a força necessária para produzir a mesma deformação nos dois grupos de padrões foi praticamente igual, demonstrando a importância da área superficial no suporte periodontal.

Com o objetivo de facilitar a escolha pela configuração ideal de *overdentures* para situações clínicas específicas, Thayer e Caputo, em 1980, investigaram a transmissão de forças que este tipo de prótese desenvolve através dos dentes remanescentes e seu periodonto. Para isso, construíram em material fotoelástico, mandíbula parcialmente edêntula com dois caninos simulados, assim como ligamento periodontal e osso suporte. Analisaram configurações resilientes (que promovem algum movimento vertical e rotação da base da prótese, com o objetivo de dividir forças entre pilares e tecidos moles) e não-resilientes do tipo convencional (tratados endodonticamente e restaurados com amalgama; núcleo de ouro e coroa; núcleo de ouro e coroa com concavidade oclusal servindo de suporte para a prótese); os *attachments* resilientes estudados foram do tipo pino (intracoronários e extracoronários) e barra tecidual (Dolder, Hader e Conector King). Concluíram que a melhor configuração para a distribuição uniforme de forças às estruturas remanescentes foi a convencional que, entretanto, promoveu menor retenção e estabilidade para as próteses. No grupo da configuração de *attachments* tipo pino, todas exerceram maiores tensões, retenção e estabilidade sobre os pilares do que as convencionais e finalmente, os *attachments* tipo barra estudados, apesar da capacidade retentiva aumentada, não demonstraram correlação entre aumento de retenção e de concentração de tensões, não sendo estas mais intensas do que as produzidas pelas configurações convencionais. Os autores ressaltaram que o aspecto mais importante na seleção da configuração para *overdenture* deveria ser a avaliação da distribuição de forças sobre os tecidos de suporte e não sua retenção e estabilidade.

A aplicação da fotoelasticidade de transmissão como método de pesquisa iniciou-se no século XX, quando o efeito começou a ser estudado em situações onde se exigia conhecimento do espectro de distribuição de forças como, por exemplo, no estudo da resistência dos materiais. Todavia, o grande impulso na utilização do método ocorreu nos anos 60 com o advento das resinas sintéticas que vieram substituir, com vantagens, o vidro e o celulóide até então utilizados. Apesar de sua

grande aplicabilidade em pesquisa, a técnica apresenta algumas limitações. Por ser uma técnica indireta, exige a confecção de modelos que reproduzam de modo acurado, o original, especialmente quando a determinação quantitativa das tensões é esperada. Além disso, a quantidade de força externa aplicada não deve ultrapassar o limite de escoamento do material fotoelástico. Caso o valor da força aplicada se aproxime desse valor crítico, os resultados podem se tornar extremamente alterados e, atingindo o limite de escoamento, o material se rompe (CAMPOS JÚNIOR et al.; 1986). Um aspecto que tem interessado aos pesquisadores é a correlação entre os dados obtidos pelo método de análise de tensões por fotoelasticidade e a provável correspondência biológica em situações similares, de forma que as extrapolações decorrentes dos ensaios possam ser encaradas com credibilidade científica. Passo importante nesse sentido foi dado por Glickman et al.¹ (1970 apud Campos Júnior et al., 1986, p.21), quando observaram deformações ocorridas em material fotoelástico circunvizinho a dentes adjacentes a espaços edentados, antes e depois do uso destes dentes como retentores de próteses parciais fixas. Compararam qualitativamente a distribuição das forças aplicadas aos padrões fotoelásticos, com os resultados de cortes histológicos obtidos de situações similares encontradas em cadáveres humanos, encontrando correlação positiva, pois às áreas de pressões fotoelásticas corresponderam áreas de reabsorção óssea nos espécimes histológicos. Brodsky, Caputo e Furstman² (1975 apud Campos Júnior et al., 1986, p. 21), também investigaram a correlação entre os dados fornecidos por análise fotoelástica e cortes histológicos em tecidos de gatos submetidos à instalação de aparelhos ortodônticos. Verificaram correlação positiva, justificada por estiramento de ligamento periodontal de áreas que corresponderam às áreas de tração nos padrões fotoelásticos, como também por compressão do ligamento nas áreas correspondentes à pressão nos padrões fotoelásticos.

Caputo e Standlee, em 1987, definiram efeito fotoelástico como sendo a imagem criada pela diferença das velocidades da luz, ao atravessarem um objeto sólido, sujeito a tensões. Relataram que esse tipo de efeito pode ser observado em estudos de corpos com morfologia complexa, como os do sistema estomatognático,

¹ GLICKMAN, I. et al. Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. **J Periodontol**, v. 41, n.1, p. 30-5, jan 1970.

² BRODSKY, J. F.;CAPUTO, A. A.; FURSTMAN, L.L. Root tipping: a photoelastic histopathologic correlation. **Am J Orthod**, v. 67, n.1, p. 1-10, jan. 1975.

determinando, inclusive, a tensão de forças mastigatórias exercidas sobre uma restauração. Estabeleceram a proporcionalidade entre número de franjas e intensidade, bem como entre proximidade entre as franjas e concentração de tensões.

A principal característica dos materiais fotoelásticos é a resposta às tensões/deformações por meio de mudanças nos índices de refração, nas direções das tensões principais. Segundo Oliveira e Gomide (1990), esses materiais devem apresentar características indispensáveis tais como: ser transparente, homogêneo, isotrópico e livre de tensões residuais, apresentar boa resposta óptica, ter características lineares e baixo custo, não exibir fluência nem efeito de borda, apresentar grande módulo de elasticidade, apresentar facilidade de usinagem e sua constante ótica ($K\sigma$) não deve se alterar com a temperatura. Esses materiais, quando submetidos à estado de tensão/deformação, atravessados por luz polarizada e examinados em aparelho denominado polariscópio, permitem a verificação das tensões por meio da interpretação dos parâmetros ópticos observados. Quando a luz utilizada é a comum, os efeitos ópticos manifestam-se como franjas coloridas e quando a luz empregada é a monocromática, há uma série alternada de franjas pretas e brancas que têm um número de ordem em um ponto, dependendo da intensidade da carga.

O vocábulo fotoelasticidade reflete a natureza do método experimental: foto implica uso de luz e técnicas óticas, enquanto elasticidade engloba o estudo das tensões e deformações nos corpos elásticos (Gerthesen e Kneser ³ *apud* Lagana, 1992).

Federick e Caputo investigaram, em 1996, a transferência de forças oclusais por *overdentures* a modelos mandibulares fotoelásticos, nos quais foram testados três tipos de retenção: *attachments* resilientes, barras rígidas e a combinação de barras com *attachments* resilientes. As *overdentures* eram fixadas a dois implantes instalados na região de caninos, com orientação perpendicular ao plano oclusal e com inclinação distal de 17°. A orientação vertical dos implantes, nos três desenhos, demonstrou a menor concentração e intensidade de tensões ao redor dos implantes e o desenho que promoveu a distribuição mais uniforme de forças foi o de *attachments* resilientes, sem barra. Cargas unilaterais aplicadas distalmente aos

implantes foram mais uniformemente distribuídas às estruturas de suporte e concomitante redução de forças nos implantes, promovendo maior estabilidade à prótese.

A técnica experimental da fotoelasticidade foi aplicada por Gomide, em 1998, para avaliar a distribuição de tensões em alguns pontos críticos de ossos do corpo humano, especificamente, fêmur e mandíbula. Foram construídos com material fotoelástico, modelos bi e tridimensionais que reproduziam porções dos formatos originais dos ossos, recebiam aplicação de forças externas e sofriam a análise da distribuição de tensões. Após isso, os resultados eram correlacionados com os produzidos em ossos reais e então comparados com alguns resultados encontrados na literatura pertinente. O autor afirmou que a técnica experimental de análise de distribuição de tensões utilizando a Teoria da Fotoelasticidade oferece um potencialmente vasto e frutífero campo de pesquisa, devendo haver maior integração entre as diferentes áreas do conhecimento. Além disso, a Engenharia tem contribuído largamente com a ciência, produzindo e desenvolvendo conhecimentos aplicáveis à melhoria da qualidade de vida.

Devido às controvérsias existentes em relação à união de dentes naturais a implantes, Nishimura et al. (1999) estudaram, em modelos fotoelásticos, o comportamento biológico dos implantes quando unidos aos dentes por meio de conexões rígidas e não-rígidas. Afirmaram que o ideal seria não conectar implantes a dentes naturais por meio de prótese, visto que o padrão de mobilidade de ambos é diferente. Os autores verificaram que a união rígida causou uma discreta elevação da tensão nas estruturas de suportes das próteses, quando comparada com a união não-rígida. Como a distribuição de tensão foi adequada com os dois tipos de conectores, os autores recomendaram que o número de implantes seja reduzido e que a seleção dos conectores se baseie em evidências clínicas tais como a saúde periodontal dos dentes e o suporte fornecido pelos implantes.

Em 2003, Coelho comparou a distribuição de tensões promovidas por implantes, variando dois tipos de retenção comumente utilizadas para prótese MUSIR (barra Dolder e *o'rings*). Relatou em seu trabalho que há sobrecarga no implante mais próximo do ponto de incidência de força e a distribuição é mais homogênea quando a força é aplicada no ponto médio da distância entre os implantes. O sistema de retenção barra Dolder demonstrou menor concentração de tensões, permitindo melhor distribuição de esforços sobre os implantes.

Meirelles (2003) analisou a distribuição de tensões em torno de implantes dentários cilíndricos com hexágono externo e interno, simulando esforços mastigatórios por meio de aplicação de carga, com inclinação de 15° em relação ao longo eixo dos implantes. Cada implante foi levado individualmente ao polariscópio circular para visualização e interpretação das franjas fotoelásticas, obtendo-se valores numéricos que correspondiam à ordem de franja para cada ponto traçado em torno do implante. Observou padrões distintos quanto à região entre os implantes: o implante com hexágono externo apresentou valores maiores na primeira rosca e região cervical, enquanto o implante com hexágono interno apresentou valores maiores na região apical do implante. Nas demais regiões, encontrou valores similares para os dois sistemas de conexão.

O sucesso do tratamento de edentulismo parcial com implantes tem sido documentado. A conexão de implantes com dentes naturais, porém, é um ponto controverso. A base dessa controvérsia é a diferença na mobilidade dos dentes em relação aos implantes osseointegrados. Dentes naturais, sob carregamento, apresentam mobilidade não-linear, possibilitada pelo ligamento periodontal. Não está bem estabelecido ainda se a conexão entre implantes e dentes deveria ser rígida ou semi-rígida, como também não se conhecem diferenças entre a transferência de tensões pelo uso de pilares segmentados ou não-segmentados, neste tipo de prótese. Ochiai et al. (2003) avaliaram, por meio da técnica fotoelástica, a transferência de tensões entre implantes conectados a dentes naturais simulados, usando pilares segmentados e não-segmentados. Foi construída, em material fotoelástico, uma réplica de mandíbula distalmente desdentada. Dois implantes foram localizados nas regiões de primeiro e segundo molares e o segundo pré-molar foi preparado como retentor para receber uma coroa que suportasse, em conexão com os pilares dos implantes, a prótese. O uso de apenas um e dois implantes suportando a prótese foi avaliado. A infra-estrutura foi fundida em partes separadas, soldada e assentada no modelo-mestre, não sendo observada nenhuma franja. Cargas foram aplicadas sobre vários pontos dos três elementos da prótese, sendo de 89 Ncm sobre o pré-molar e 133 Ncm sobre os dois molares (como numa situação real). O modelo foi imerso em óleo mineral para minimizar a superfície de refração e facilitar a observação fotoelástica. Concluíram que a distribuição e magnitude das tensões nas duas condições (um ou dois implantes conectados à prótese) foi similar para pilares segmentados e não segmentados; quando o primeiro

molar atuou como pântico, na condição de apenas um implante conectado à prótese, a magnitude das tensões observadas para ambos os *designs* de pilares foi similar. As tensões no dente, quando apenas um implante era conectado à prótese, tenderam a ser maiores em magnitude do que quando dois implantes funcionaram como retentores. Ainda nesta condição, o pilar segmentado transferiu mais cargas ao dente, especialmente ao ápice, e menos ao implante. As diferenças foram pequenas e os autores ressaltaram que a seleção do pilar pode ser mais apropriadamente baseada em outros fatores como a posição e/ou angulação do implante, contornos da restauração, localização marginal, espaço interarco ou outras considerações mecânicas.

Considerando as dificuldades em obter materiais fotoelásticos de origem nacional, Oliveira, Gomes e Gomide (2004) analisaram vários produtos que pudessem apresentar características favoráveis ao emprego da técnica. Nesse contexto, elaboraram um protocolo para confecção de modelo fotoelástico contendo um implante rosqueável tipo Branemark, com hexágono externo, e realizaram ensaios, submetendo-o a esforços executados por Máquina de Ensaio Universal (EMIC/DL – 2000), fotografando e analisando qualitativamente as franjas, definindo seus números de ordem e valores para cada força aplicada. Obtiveram um material transparente, com boa resposta óptica, homogêneo e isotrópico, com reduzido efeito de bordo, livre de tensões residuais, de baixo custo e facilmente obtido no mercado nacional.

Com o objetivo de investigar o comportamento biomecânico da interface osso-implante e assim, resguardar essa região de esforços exagerados, Guimarães (2004) comparou, por meio de análise fotoelástica, dois sistemas de retenção utilizados em infraestruturas para *overdentures*, variando a altura de seu posicionamento e os pontos de aplicação de carga. Para isso, construiu um modelo-mestre metálico onde foram inseridos dois implantes, sobre os quais foram adaptadas, em tempos diferentes, três barras metálicas tipo Dolder, sendo que duas delas receberam, em suas extremidades, *o'rings* calcináveis (Conexão Sistema de Prótese) e a terceira, *attachments* calcináveis OT Strategy (CNG Soluções Protéticas). Como o OT Strategy é empregado lateralmente à barra, ocupa menos espaço interoclusal, permitindo montagem mais estética dos dentes. As barras com *o'rings* foram adaptadas a 3,5 e 5,5 mm de altura, em relação ao modelo-mestre e a barra com OT Strategy, a 3,0 mm de altura. O carregamento de 2 Kgf foi aplicado

em quatro pontos diferentes, a partir do centro da barra, em direção à uma das extremidades. Não houve diferenças significantes entre as barras quanto à distribuição de tensões e a energia de distorção aumentou à medida que o ponto de aplicação da carga se distanciou do centro da barra.

Desta forma, os resultados de pesquisas por meio de análise fotoelástica têm balizado uma série de procedimentos clínicos, justificando a presente investigação por meio desta técnica, da distribuição das tensões provocadas por dois implantes interconectados por barra tipo Dolder, após corte e solda da barra, na tentativa de minimizar as alterações dimensionais dos materiais utilizados durante os procedimentos de fundição da barra.

Nesse sentido, esta revisão de literatura foi realizada abordando aspectos que influenciam na osseointegração de implantes, particularmente os relacionados à precisão de assentamento da peça protética e à indução de tensões no tecido ósseo, pelo desajuste da infra-estrutura protética. A soldagem de materiais metálicos utilizados em Odontologia e o método utilizado para investigar seus efeitos na alteração dimensional de infra-estruturas metálicas, a fotoelasticidade, também foram abordados. Este trabalho propõe investigar, por meio de análise fotoelástica, a distribuição de tensões geradas por dois implantes interconectados por uma barra tipo Dolder, que será seccionada, indexada e soldada a laser.

3. PROPOSIÇÃO

Tendo em vista a grande importância da passividade de assentamento da infra-estrutura protética sobre os implantes, para a natureza da interação implante/osso e fatores que influenciam a resposta tecidual do paciente na funcionalidade efetiva do implante, a longo prazo, este trabalho propõe:

- verificar o efeito dos procedimentos de soldagem a laser de uma barra fixa tipo Dolder fundida, que interconecta dois implantes incluídos em modelo experimental de resina fotoelástica, por meio de observação da presença ou não de tensões induzidas no modelo;
- qualificar e quantificar, por meio de análise fotoelástica do modelo experimental, prováveis tensões induzidas em dois implantes incluídos no modelo, após os procedimentos de soldagem a laser da barra que os interconecta, na ausência e presença de forças externas;
- solicitar de seis profissionais da área da Implantodontia, o julgamento clínico e radiográfico das infra-estruturas soldadas, quanto à adaptação e assentamento dos conjuntos pilares/barra sobre os respectivos implantes, visando correlacionar com os resultados obtidos da análise por meio da fotoelasticidade.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este projeto teve início com a seleção de um material que preenchesse os requisitos necessários para o desenvolvimento de estudos aplicando a teoria da fotoelasticidade, incrementando sobremaneira a produção de conhecimentos na área da Odontologia, particularmente os referentes à distribuição de tensões. Neste contexto, Oliveira, Gomes e Gomide (2004), testaram várias resinas epóxi adquiridas no mercado nacional, incorporando ou não modificações com relação às orientações do fabricante (proporção, manipulação), obtendo ao final do trabalho, uma resina epóxi transparente, anisotrópica, de baixo custo, que tem sido utilizada em várias outras investigações tais como a de Badaró Filho (2004) e Godoy (2004), em seqüência das quais a presente pesquisa se inicia. Deve-se destacar que esta resina possui excelente resposta ótica, porém, baixa rigidez, possibilitando somente aplicação de cargas de baixa intensidade. Além disso, não são completamente conhecidas todas as suas propriedades óticas e mecânicas. Os autores desenvolveram suas investigações confeccionando, a partir de um modelo mestre de madeira, seis modelos com esta resina fotoelástica, contendo, cada um, dois implantes de 3,75 mm de diâmetro e 13,0 mm de comprimento, da Conexão Sistemas de Prótese, paralelos e distantes, em média, 24,0 mm um do outro, nos quais se adaptavam dois pilares, sendo, em três dos modelos, UCLAs plásticos calcináveis que, após preparados de acordo com a técnica de Gomes et al. (2000), foram aparafusados nos implantes que estavam fixos nos modelos e a seguir conectados com uma barra acrílica de secção circular tipo Dolder. Nos três modelos fotoelásticos restantes adaptavam-se, em cada um, dois pilares UCLA com cinta de ouro, similarmente aparafusados nos implantes incluídos nos modelos e conectados com barra acrílica tipo Dolder. Foram obtidos, desta forma, seis modelos de resina fotoelástica com dois implantes, dois pilares e uma barra, cada, livres de tensões. Os conjuntos pilares/barra foram então desaparafusados e fundidos em laboratório de excelente nível técnico da cidade de Uberlândia, seguindo precisamente todas as instruções dos fabricantes relativas aos materiais e métodos necessários para a obtenção de peças metálicas pela técnica de cera perdida, sendo que nos conjuntos com pilares de plástico foi utilizada para a fundição, liga de metais à base de Níquel-Cromo (Ni-Cr) e para os pilares com cinta de ouro, liga de metais nobres Paládio-Prata (Pd-Ag), conforme metodologia descrita pelo autor. Após a fundição, as seis barras foram fixadas nos seus respectivos modelos de

resina fotoelástica por meio de 12 parafusos do sistema, visando promover sua fixação.

Um modelo fotoelástico, ao ser submetido a forças externas e atravessado por feixe de luz polarizada, apresenta franjas que podem ser observadas em um aparelho denominado polariscópio, permitindo análise qualitativa e quantitativa da distribuição de tensões, inclusive em corpos de geometria complexa. Após a fixação das barras aos implantes por meio dos parafusos dos pilares, os modelos fotoelásticos mostraram a formação de franjas, causadas pelas tensões induzidas devido a alterações dimensionais sofridas pelos materiais de inclusão, fundição ou por outros procedimentos utilizados para obtenção dos conjuntos de barras metálicas. Os resultados foram analisados e discutidos por Badaró Filho, em 2004.

As barras utilizadas pelo autor foram alvo de investigações da pesquisa desenvolvida por Godoy (2004), que teve o objetivo principal de verificar se o seccionamento, indexação e solda(brasagem a maçarico) das barras utilizadas por Badaró Filho (2004) promoveriam alterações dimensionais na estrutura metálica das mesmas.

As barras utilizadas pelos autores citados acima foram alvo de investigações da presente pesquisa, que tem o objetivo principal de verificar se os procedimentos de soldagem a laser das barras promovem alterações dimensionais na estrutura metálica, conforme explicitado na proposição deste trabalho. Descrevem-se, a seguir, os materiais e métodos que deverão ser utilizados para este experimento.

4.1 - Confeção do modelo-mestre em resina acrílica

Foram confeccionados seis modelos de resina acrílica incolor, em formato de barras, com dimensões de 58,0 mm (comprimento) x 20,0 mm (altura) x 8,00 mm (espessura), conforme mostrado na figura 1. Os modelos de resina acrílica foram levados ao Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU e em cada um foram feitos dois furos de 3,8 mm (diâmetro) e 13,0 mm de profundidade (similares ao diâmetro externo do implante), eqüidistantes do centro, em média, 12,0 mm, utilizando furadeira de bancada. Nos furos foram instalados os implantes e sobre eles, os conjuntos pilares/barra provenientes do trabalho de Badaró Filho(2004) e Maria Helena(2004) obtendo-se, portanto, três

modelos-mestre de acrílico com dois implantes, dois pilares UCLA calcináveis e uma barra, fundidos em Ni-Cr e três modelos-mestre de acrílico com dois implantes, dois pilares UCLA cinta metálica e uma barra, fundidos em Pd-Ag, como mostrado na figura 2. Os pilares foram fixados com torque de 20 Ncm, utilizando torquímetro padrão marca *Neodent Implante Osseointegrável* (Fig. 3) e os modelos foram radiografados com filme radiográfico periapical número 2 da Kodak, instalado em posicionador acoplado ao cone localizador do aparelho de Raios-X, sob exposição de 0,8 segundos, conforme figuras 4a e 4b.



Figura 1- Barra de resina acrílica.



Figura 2-Modelo-mestre em acrílico.

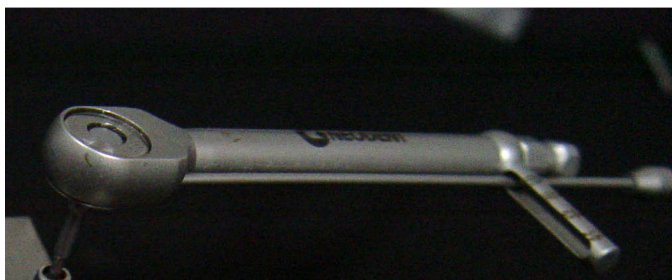


Figura 3 - Torquímetro Neodent.

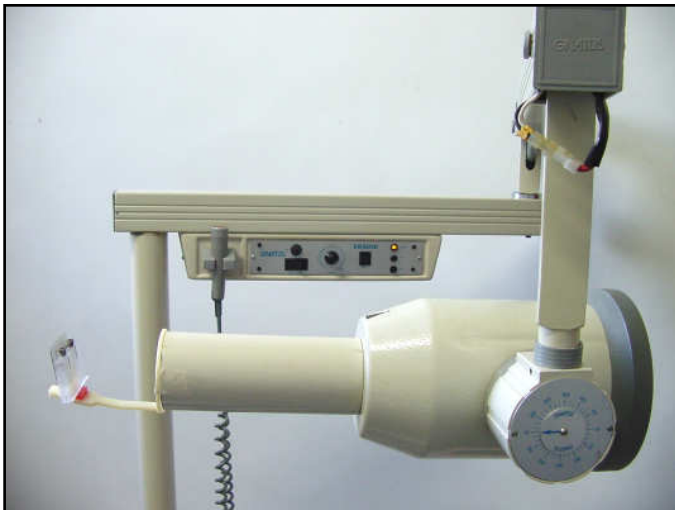


Figura 4a - Modelo-mestre sendo radiografado.

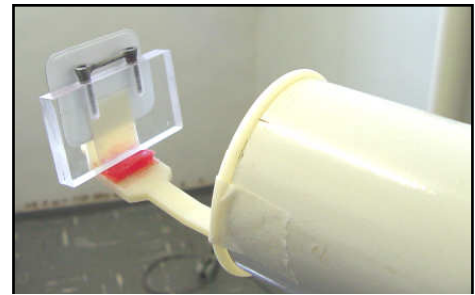


Figura 4b-No detalhe, padronização da distância foco-filme.

Os conjuntos pilares/barra foram desaparafusados e removidos dos implantes no mesmo laboratório onde foram fundidos. A seguir, as barras foram cortadas em secção transversal (CATTANEO et al.,1992) com discos de 23,8 mm de diâmetro por 0,6 mm de espessura (Dentorium N.Y., 10010, EUA) para separar (Fig. 5a e 5b), na junção pilar/barra do lado oposto ao da marca feita nos pilares e barras (Fig. 5c), conforme procedimento de rotina (Fig. 6a e 6b). O micromotor utilizado nesse procedimento foi o Buffalo Power-rite X-35. Os conjuntos pilar/barra foram novamente aparafusados nos implantes posicionados nos padrões-mestre de resina, com parafusos de trabalho, recebendo torque de 20 Ncm. As partes separadas das barras foram indexadas (Fig. 7a, 7b e 7c) com resina acrílica ativada quimicamente marca G.C.Pattern Resin (América Inc. USA, lote 0301161). Mínima quantidade de resina foi utilizada, conforme preconizado por Dumbrique, Gurun e Javid (2000) e novas tomadas radiográficas foram feitas, respeitando a metodologia já aplicada anteriormente. Todo o processo foi registrado por meio de fotografias.



Figura 5a - Discos Dentorium.



Figura 5b - Disco montado no mandril.



Figura 5 c - Corte da barra no lado oposto a marca.



Figura 6a- Micromotor utilizado para corte das barras.



Figura 6b- Corte da barra.



Figura 7a - GC Pattern Resin.



Figura 7b- Indexação da barra.

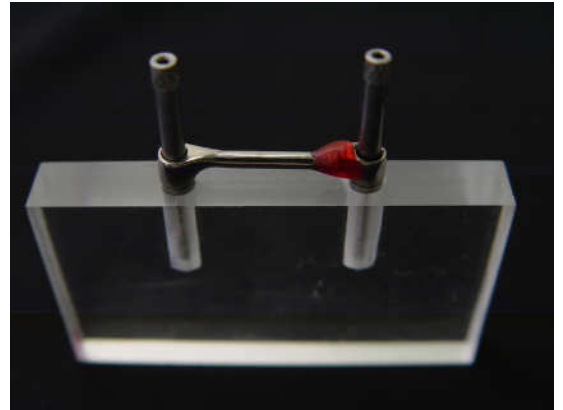


Figura 7c- Barra seccionada e indexada.

4.2 - Confeccção da matriz de silicone

Foram utilizadas caixas de madeira de 14 cm de comprimento, 10 cm de altura e 10 cm de profundidade com fundo falso, que serviram posteriormente como moldes para obtenção dos modelos fotoelásticos. Os seis conjuntos bloco/implantes/pilares/barra, já com as barras seccionadas e indexadas, foram fixados no fundo das caixas com uma gota de cola à base de cianocrilato a fim de impedir seu deslocamento durante o processo de verter o silicone fluído. O material utilizado foi Borracha Silicone ASB-10 azul (base), lote 9022 e o catalisador para Borracha A/BR, lote 8423, fabricado pela Polipox Indústria e Comércio LTDA, em proporção de 100/5 (Fig. 8).



Figura 8 - Borracha silicone: base e catalisador.

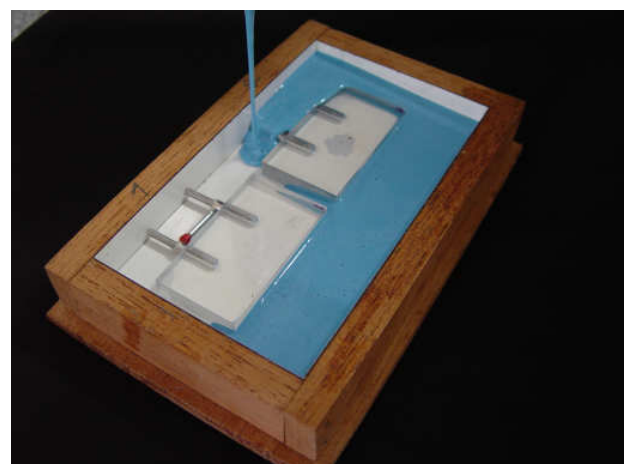


Figura 9 - Silicone sendo vertida na caixa.

A mistura foi manipulada com cuidado para não incorporar bolhas e então foi vertida na caixa (Fig. 9). Após 24 horas, tempo necessário para a cura final do silicone, os parafusos de trabalho foram desapertados, removidos e o bloco de resina acrílica foi cuidadosamente retirado, ficando incluídos dentro do molde de silicone os implantes/pilares/barra (Fig. 10). Os parafusos de trabalho foram novamente colocados e radiografados para verificar seu assentamento, recebendo, torque de 20 Ncm. Foram produzidos seis moldes de silicone, um para cada modelo-mestre.

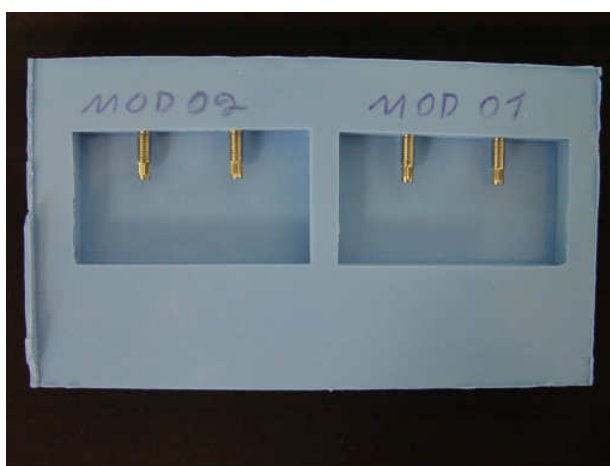


Figura 10 - Molde de silicone contendo o conjunto implantes/pilares/barra.

4.3 - Confeção dos modelos de calibração e dos modelos fotoelásticos

Foi confeccionado um molde de silicone com dois discos de diâmetro e espessura, respectivamente de 35,9 mm e 5,95 mm, com o objetivo de se determinar a constante ótica ($K\sigma$) do material, ou seja, efetuar a calibração da resina fotoelástica (Fig.11). A resina utilizada foi a comercialmente denominada de Adesivo para Brinde Flexível Componente A (base) e Adesivo para Brinde Flexível Componente B (catalisador), fabricados pela Polipox Indústria e Comércio LTDA, lote 9265 (Fig. 12), na proporção de 2,5/1 (OLIVEIRA, 2003).

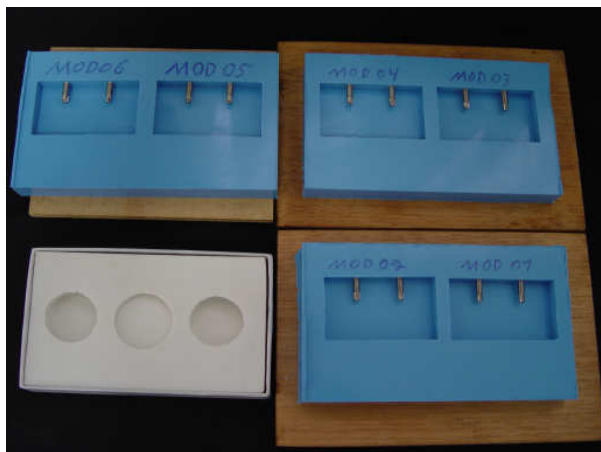


Figura 11 - Moldes de silicone para obtenção dos calibradores e modelos em resina fotoelástica.



Figura 12 - Resina Flexível para Brinde, base e catalisador.

No mesmo procedimento para a obtenção do disco de calibração, foram obtidos também, os seis modelos fotoelásticos, a partir dos moldes de silicone contendo os conjuntos implantes/pilares/barra. Para isso, foram dosados e manipulados, de uma só vez, 80,0 ml da base e 40,0 ml do catalisador da resina, minimizando riscos de alteração das propriedades e comportamento da resina fotoelástica, altamente sensível à técnica. A manipulação foi feita cuidadosamente para evitar incorporação de bolhas, durante 15 minutos (OLIVEIRA, 2003), após o que, foi cuidadosamente vertida nos moldes (Fig. 13), aguardando-se 48 horas à temperatura de 25°C, em ambiente seco, para a cura completa da resina.



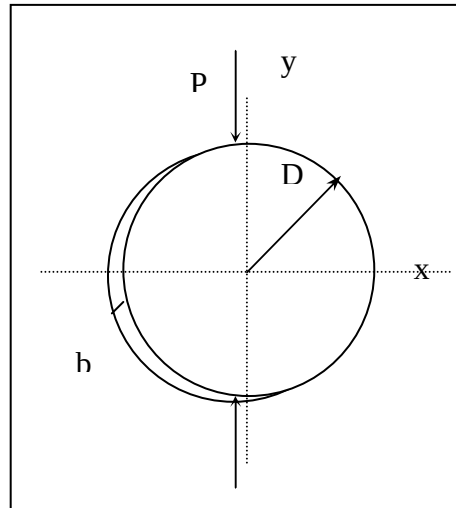
Fig. 13 - Molde de silicone contendo resina fotoelástica em polimerização.

4.4- Calibração da resina fotoelástica

Para determinar a tensão cisalhante máxima (τ) foi necessário obter os valores das ordens de franja, a espessura dos modelos e determinar a constante

ótica do material fotoelástico utilizado ($K\sigma$). A equação da Lei Ótica das Tensões foi definida na equação (9).

A tensão cisalhante máxima foi definida na equação (10). O valor de $K\sigma$ foi determinado a partir de um disco de calibração submetido a cargas compressivas P . A figura 20 mostra um esquema do disco utilizado:



P

Figura 14 - Modelo esquemático do disco utilizado

A distribuição de tensões sobre o diâmetro horizontal (neste, $y = 0$) é dada por:

$$\sigma_{xx} = \sigma_1 = \frac{2P}{\pi b D} \left(\frac{D^2 - 4x^2}{D^2 + 4x^2} \right)^2 \quad (11)$$

$$\sigma_{yy} = \sigma_2 = -\frac{2P}{\pi b D} \left[\frac{4D^4}{(D^2 + 4x^2)^2} - 1 \right] \quad (12)$$

$$\tau_{xy} = 0 \quad (13)$$

A diferença das tensões principais $\sigma_1 - \sigma_2$ é:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{8P}{\pi b D} \frac{D^4 - 4D^2 x^2}{(D^2 + 4x^2)^2} = \frac{NK\sigma}{b} \quad (14)$$

ou

$$K\sigma = \frac{8P}{\pi D N} \frac{D^4 - 4D^2 x^2}{(D^2 + 4x^2)^2} \quad (15)$$

O centro do disco, onde $x = y = 0$, foi usado como ponto de calibração e vários valores de carga compressiva foram aplicados sobre o modelo.

$$P = \left(\frac{\pi D K \sigma}{8} \right) N = a N$$

Logo, a equação (14) é reduzida para:

$$K\sigma = \frac{8a}{\pi D}$$

(16)

Onde “a” é o coeficiente angular da reta de calibração (P em função de N). A leitura das franjas foi realizada em polariscópio de transmissão vertical, adaptado em projetor de perfil (Fig. 15) Mitutoyo (Tóquio, Japão), construído pela Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, no qual foi acoplada célula de carga Kratos com capacidade de 50 Kgf (Fig. 16a), que proporcionou carregamento progressivo de 0,15; 0,30; 0,45; 0,60; 0,75; 0,90 Kgf, por meio de ponta aplicadora acoplada ao aparato (Fig. 16b).

Com o disco colocado no dispositivo de aplicação de carga, aplicou-se inicialmente uma carga de 0,15 KgF (Fig. 17).

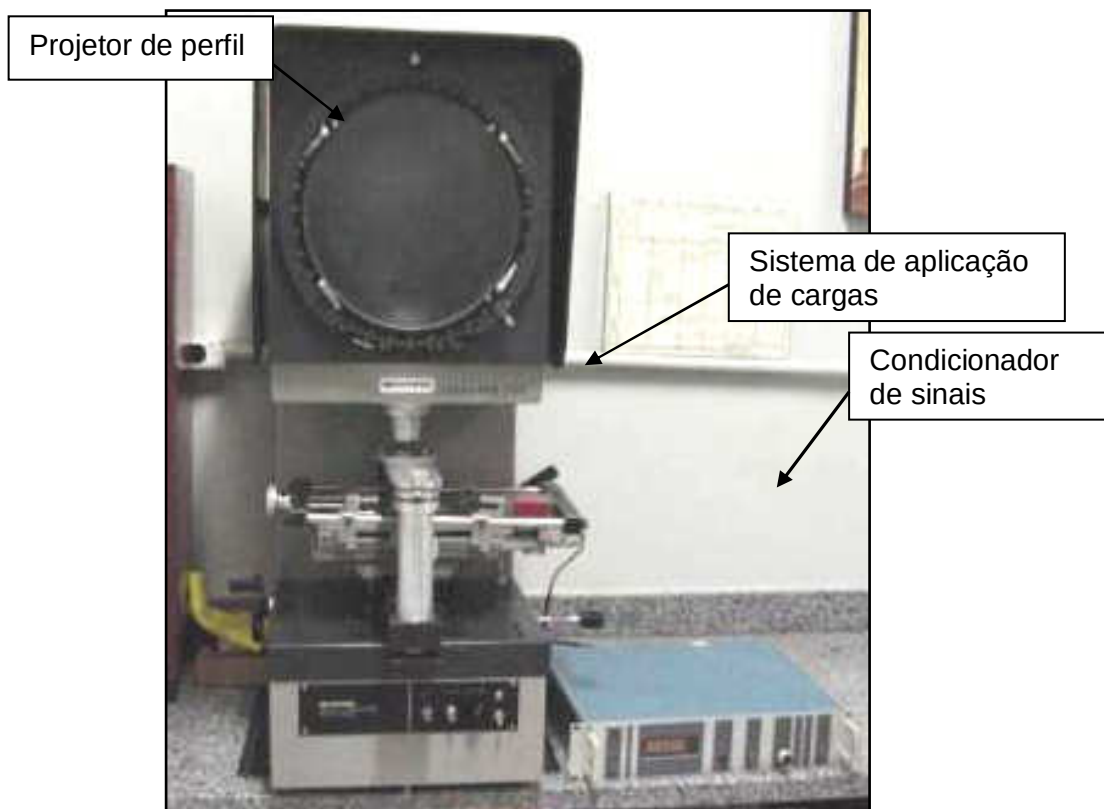


Figura 15 - Projetor de perfil acoplado ao conjunto do aparato experimental.

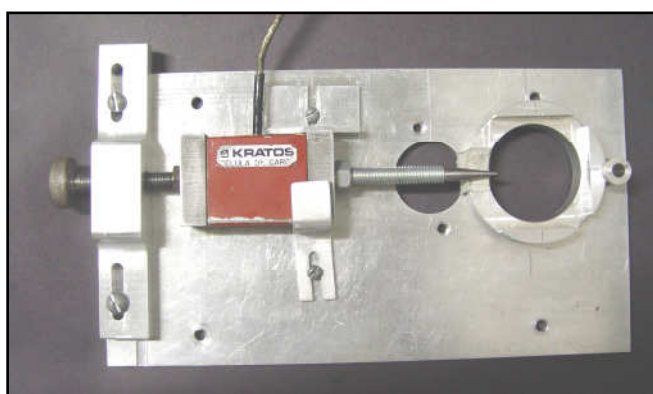


Figura 16a– Célula carga Kratos com ponta

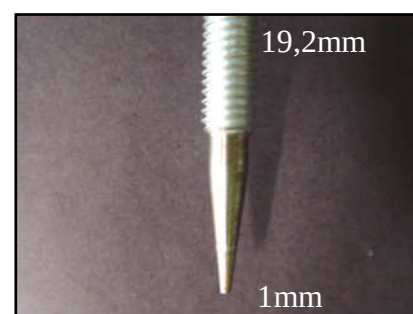


Figura 16b- Ponta aplicadora.

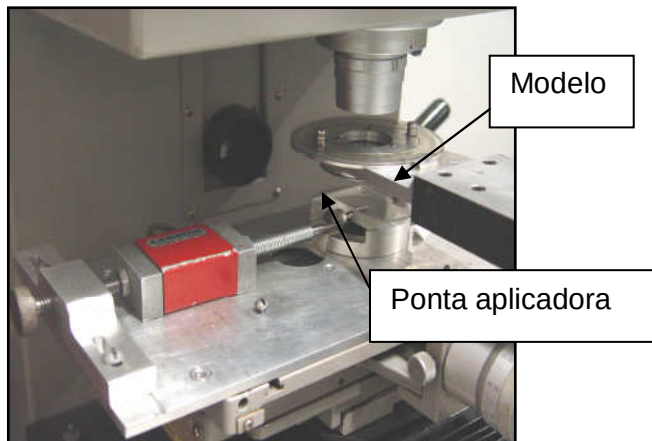


Figura 17 - Aplicação de carga.

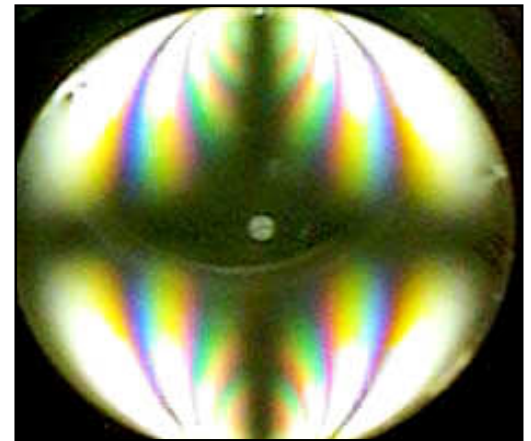


Fig. 18 - Franjas isoclínicas posicionadas no centro do disco.

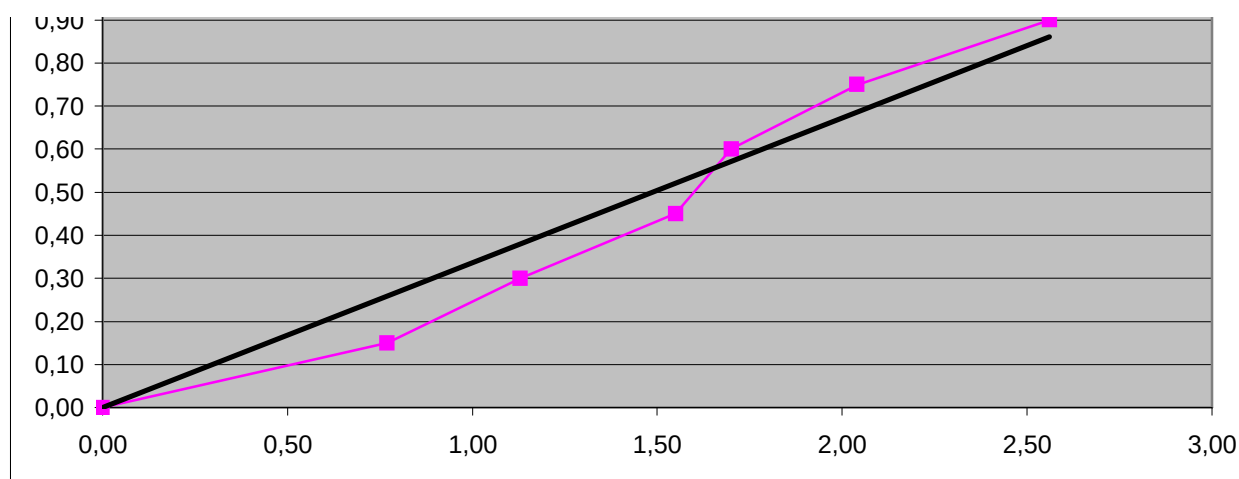
O polariscópio foi ajustado em posição de polarização plana da luz, para depois, as franjas isoclínicas serem posicionadas de maneira a se encontrarem no centro do disco, como mostra a figura 18. Esta foi definida como posição inicial de leitura. Logo após, o polariscópio foi ajustado para polarização circular, permitindo a visualização das franjas isocromáticas. A partir deste momento foram aplicados valores progressivos de força de compressão P (0,30; 0,45; 0,60; 0,75; 0,90 Kgf) sendo feitas leituras das franjas no centro do disco de calibração. Os dados obtidos experimentalmente são mostrados na Tabela 1:

Tabela 1- Valores de ordem de franja (N) obtidos com aplicação de carga específica (P) em Kgf, no centro do disco de calibração.

P	N
0,15	0,77
0,30	1,13
0,45	1,55
0,60	1,70
0,75	2,04
0,90	2,57

Os resultados mostrados na tabela 1 foram inseridos no Programa *Microsoft Excel 2000*, que permitiu o cálculo do coeficiente angular da reta (α) e com o auxílio da equação (15), obteve-se $K\sigma = 0,25 \text{ N/mm}$. A reta de calibração é mostrada na figura 19.

Figura 19 - Reta de compensação dos valores de (P) em função de (N).



Os modelos fotoelásticos já polimerizados contendo os conjuntos implantes/pilares/barra (Fig 20) foram cuidadosamente removidos dos moldes de silicone e numerados de 1 a 6, sendo também marcados quanto ao lado da indexação e futura soldagem. As barras seccionadas e indexadas foram torquoadas a 20 Ncm e radiografadas, verificando seu assentamento. Quaisquer tensões que, eventualmente, pudessem advir de alterações dimensionais promovidas pela polimerização da resina acrílica utilizada para a indexação das barras, foram eliminadas, visto que os modelos fotoelásticos foram obtidos posteriormente ao procedimento de corte e índice. Os modelos foram então levados ao polariscópio, quando se constatou que nenhuma tensão existia neles, por não existirem franjas durante sua observação, conforme demonstram as figuras 21a e 21b, correspondendo, respectivamente, aos lados de indexação (lado A) e não-indexação (lado B) do modelo 1. As fotografias dos lados A e B dos modelos 2, 3, 4, 5 e 6 podem ser observados no Apêndice A. Após esses procedimentos, as barras foram levadas ao laboratório para soldagem.



Fig. 20 - Modelos fotoelásticos contendo implantes e pilares/barra aparafusados.



Figura 21a - Modelo 1 implante A

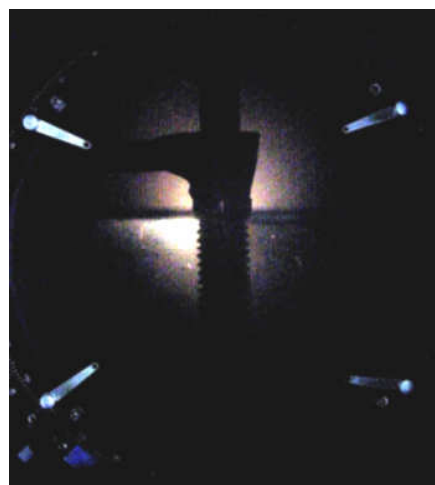


Figura 21b - Modelo 1 implante B

4.5 - Soldagem das barras

No laboratório de prótese, os parafusos de trabalho dos conjuntos implantes/pilares/barra foram desapertados, as barras foram removidas e aparafusadas em análogos sendo vazados e obtendo modelos em gesso especial tipo IV (Durone), simulando procedimento laboratorial de solda a laser(Fig.22 e 23).



Figura 22 - Inclusão das barras em modelos de gesso.

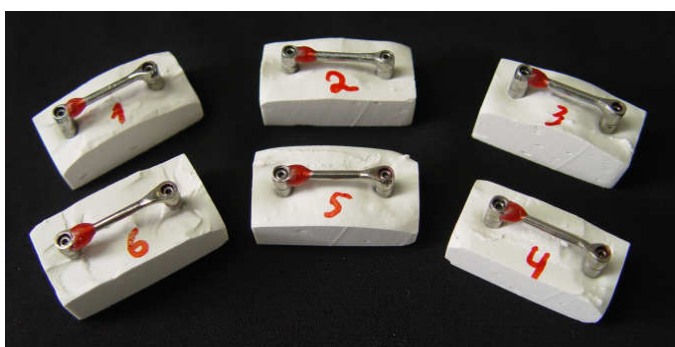


Figura 23- Modelos recortados.

Com as barras nos modelos, removeu-se a resina da indexação e iniciou-se o processo de solda a laser interpondo-se filetes de metais de acordo com sua liga(Fig.24). Na medida em que as mesmas estavam sendo soldadas o técnico de laboratório fazia o teste do desaperto do primeiro parafuso ate não existir mais qualquer desajuste que pudesse ser visualizado clinicamente. A máquina de solda utilizada foi da marca SISMA-L500 e estes procedimentos técnicos obedeceram ao protocolo adotado pelo laboratório (Fig. 25, 26,27 e 28).



Figura 24 - Filetes utilizados na soldagem.

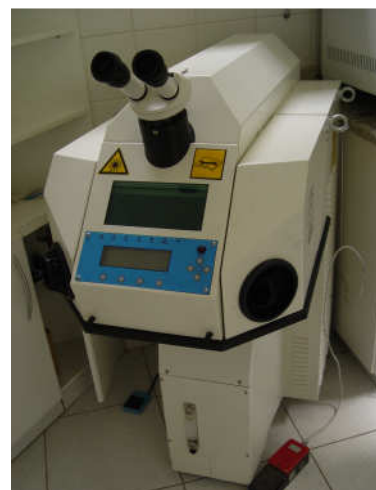


Figura 25 – Máquina de solda a laser SISMA LM500.



Figura 26 – Processo de soldagem.



Figura 27 – Solda inicial.



Figura 28 – Solda finalizada.

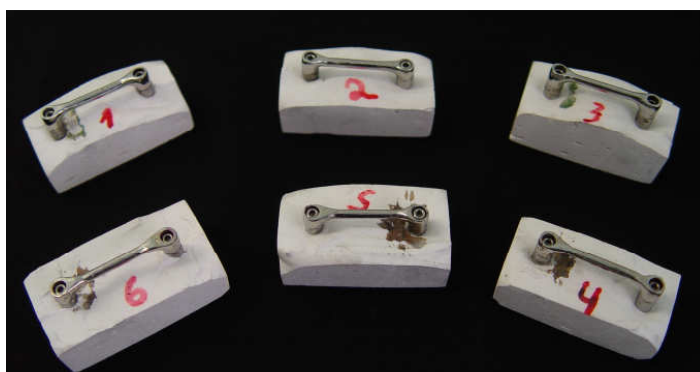


Figura 29 - Soldagem efetivada em todos os modelos.

4.6- Desaparafusamento, acabamento e polimento das barras

As barras foram desaparafusadas após resfriamento em temperatura ambiente. O acabamento incluiu usinagem com seqüência de três pedras de óxido de alumínio, respectivamente, de alta, média e baixa abrasividade, seguido de seqüência similar com borrachas abrasivas, polimento com algodão e rouge e finalmente, jateamento com vapor de água (Fig. 29). As barras foram aparafusadas em seus respectivos modelos, torquadas a 20 Ncm, fotografadas e radiografadas. Em cada fase do desenvolvimento da pesquisa em que as barras foram aparafusadas sobre os modelos, estes eram radiografados, com o raio-x incidindo tão perpendicularmente quanto possível ao longo eixo da junção pilar-implante (como preconizado por Kan et al., 1999), com o objetivo de verificar o perfeito assentamento dos pilares/barras sobre os implantes.

4.7- Análise das radiografias

As radiografias finais foram realizadas com o propósito de serem apresentadas a implantodontistas, submetendo-as, em conjunto com as estruturas soldadas, a julgamento sobre a qualidade, o ajuste e assentamento dos pilares/barra sobre os implantes (GOMES et al.,1993; KAYLAKIE; BRUKL, 1985). Sua digitalização utilizou o *Vídeo Snapshot* (Play Incorporated, 1986), conectado a um computador de mesa Athlon (1.8, 256 de memória, 100 gigas) e uma câmara filmadora Sony CCD – TRV21 NTSC montada em estativa. As radiografias foram colocadas sobre negatoscópio à distância de 2,0 cm da filmadora, com zoom ótico ativado para preencher todo o campo visual da filmadora. A figura 30 mostra a radiografia digitalizada do modelo 1. As radiografias dos modelos 2, 3, 4, 5 e 6 podem ser observadas no Apêndice C.

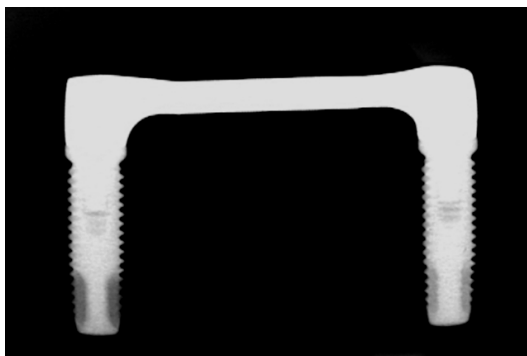


Figura 30 - Radiografia do modelo 1.

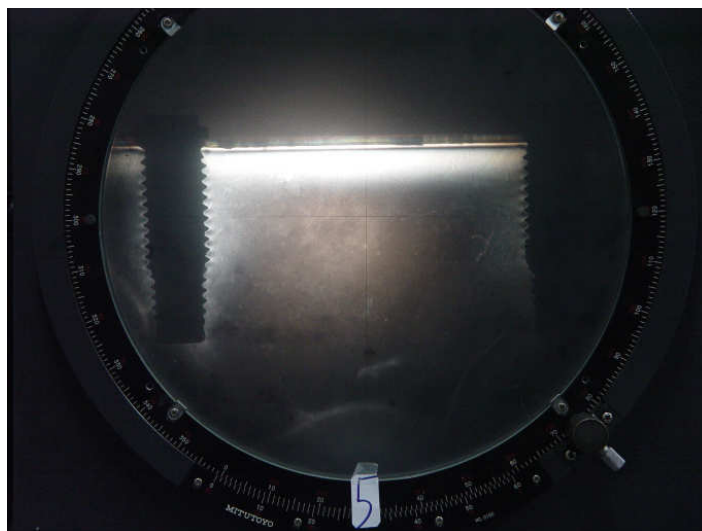
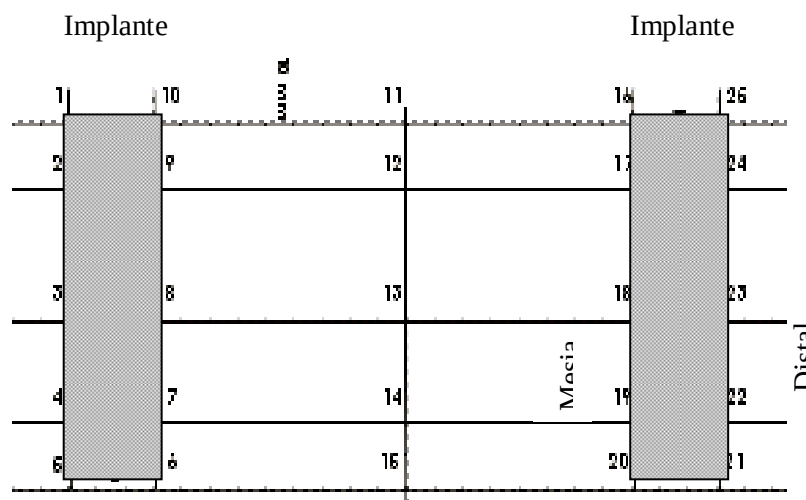
4.8-Leitura das Ordens de Franjas (N)

A fotoelasticidade tem sido utilizada como técnica de pesquisa em Odontologia para situações onde são necessários conhecimentos a respeito da distribuição de tensões. De acordo com afirmações de Caputo e Standlee em 1987, o efeito fotoelástico é a imagem criada pela diferença das velocidades da luz, ao atravessarem um objeto sólido transparente sujeito a tensões, que possua a propriedade da anisotropia ótica. Esses autores estabeleceram a proporcionalidade entre número de franjas e intensidade, bem como entre proximidade das franjas e concentração de tensões. A principal característica dos materiais fotoelásticos, conforme Oliveira e Gomide (1990) é a resposta às tensões/deformações por meio

de mudanças nos índices de refração, na direção das tensões principais. Esses materiais, quando submetidos à estados de tensão/deformação, atravessados por luz polarizada e examinados em aparelho denominado polariscópio, permitem a verificação das tensões por meio da interpretação dos parâmetros óticos observados. Quando a luz utilizada é a comum, os efeitos óticos manifestam-se como franjas coloridas (isocromáticas) e quando a luz empregada é a monocromática, há uma série alternada de franjas pretas e brancas.

Após a soldagem a laser das barras, elas foram aparafusadas em seus respectivos modelos, torquadas a 20 Ncm e levadas ao polariscópio de transmissão para a leitura das franjas e obtenção dos resultados. Considerando que o polariscópio utilizado reflete a imagem do modelo com aumento de 10 vezes e com o objetivo de padronizar os pontos de tensão a serem identificados em cada modelo, construiu-se uma grade de leitura com tamanho compatível à análise a ser efetivada, conforme mostrado na figura 31. A grade foi colocada sobre a tela de saída do projetor de perfil sendo ajustada sobre a imagem analisada, estabelecendo-se, assim, um protocolo de leitura dos pontos de tensão ao longo da linha que percorria a superfície externa de cada implante, abrangendo também o campo compreendido entre os dois implantes interconectados pela barra soldada (Fig.32). Cada modelo foi lido duas vezes, em 25 pontos, sendo 10 deles ao longo do corpo do implante A (esquerdo), 10 ao longo do corpo do implante B (direito) e 5 entre os dois implantes.

Com o objetivo de facilitar a análise e discussão dos resultados, convencionou-se que as superfícies externas dos implantes A e B seriam denominadas de lados distais e as superfícies internas, voltadas para a região inter-implantar, de lados mesiais. A primeira leitura dos modelos foi realizada sem carregamento e a segunda leitura foi feita utilizando uma carga de 2 Kgf, no centro do articulador semi-ajustável, simulando os movimentos excêntricos em modelos de gesso montados no ASA. As forças foram monitoradas por meio de uma célula de carga Kratos de capacidade de 50 Kgf. Uma ponta aplicadora com 1,0 mm de diâmetro foi acoplada à célula de carga Kratos e o conjunto foi unido à um parafuso que, à medida em que era rosqueado, proporcionava carregamento controlado por meio do condicionador de sinais. O sistema de aplicação de carga está detalhado na seção 5.3. Para cada ponto analisado, foram coletados dados da direção das tensões principais (isoclínicas) e das ordens de franja N (isocromáticas) inteiras e fracionárias, utilizando o método de compensação de Tardy (DALLY; RILEY, 1978).



Considerando que a principal característica dos materiais fotoelásticos é que eles respondem às tensões/deformações por meio de mudanças no índice de refração da luz, nas direções das tensões principais, e que a diferença entre os índices de refração nos dois planos principais é proporcional à diferença das tensões principais, em qualquer ponto do modelo, a combinação de cores é unicamente em função da diferença das tensões principais ($\sigma_1 - \sigma_2$), sendo definida pela equação (9).

Como a tensão cisalhante máxima depende apenas da diferença das tensões principais, esta pôde ser determinada em toda a extensão do modelo, nos pontos pré-determinados pela grade projetada.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1- Comentários Gerais

O reconhecimento da união biocompatível entre tecido ósseo e materiais aloplásticos criou um grande número de novas aplicações para a Odontologia. O uso de implantes para suportar e reter próteses dentárias tem demonstrado ser um procedimento clinicamente eficaz.

Embora a união osso-implante seja hoje uma realidade confiável, complicações clínicas podem e tem ocorrido a nível protético. A rígida união entre osso, implante e prótese resulta na formação de uma estrutura que se comporta como unidade, ou seja, qualquer desajuste entre os componentes do sistema origina tensões internas na prótese, implante e/ou osso (SKALAK, 1983). A sobreposição de cargas mastigatórias funcionais gera tensões adicionais que afetam todo o conjunto (CARLSSON, 1994; HUSSAINI; WONG, 1991; SAHIN; CEHRELI, 2001; WEE, AQUILINO; SCHNEIDER, 1999). Apesar do avanço tecnológico na confecção de estruturas metálicas, o “assentamento ideal”, livre de tensões, tido como um dos mais importantes pré-requisitos para a manutenção da interface osso-implante, ainda não pôde ser alcançado. A ausência de tecidos periodontais entre implante e osso justifica a exigência de ajuste mais íntimo entre prótese e implante (HUSSAINI; WONG, 1997; JEMT; BOOK, 1996; OCHIAI et al., 2003; WEINBERG, 1993). Os tecidos periodontais permitem aos dentes naturais, movimentos verticais e horizontais de muito maior amplitude do que os possíveis a um implante integrado, anquilosado ao osso. Essa movimentação, mesmo que micrométrica, funciona como sistema de amortecimento do impacto das cargas oclusais, além do fato de que, ao se estirarem sob carregamento, as fibras elásticas do ligamento periodontal transformam forças de compressão em forças de tração, muito mais benéficas, sob o ponto de vista da remodelação óssea.

Problemas técnicos durante os procedimentos de confecção das próteses ainda não foram resolvidos, frustrando clínicos e pacientes. Eles incluem impossibilidade em alcançar ajuste íntimo na fabricação da infra-estrutura protética, inabilidade para corrigir o desajuste e dificuldade no desenvolvimento de esquemas oclusais que não provoquem sobrecarga na prótese. A literatura dental sugere que próteses dentárias, especialmente as implanto-suportadas, exibam assentamento passivo para prevenir complicações protéticas tais como fratura dos implantes e/ou dos componentes, desaperto dos parafusos, perda óssea, falência da

osseointegração (HUSSAINI; WONG, 1997; KAN et al., 1999; ROMERO et al. 2000; SAHIN; CEHRELI, 2001; De SOUZA et al., 2000; WEE, AQUILINO; SCHNEIDER, 1999), além de associar o desajuste à complicações biológicas como desconforto e dor (KAN et al., 1999; WEE, AQUILINO; SCHNEIDER, 1999). Considerando que existem altas taxas de sucesso com esse tipo de resolução protética e que a completa passividade é, virtualmente, impossível de ser alcançada, deve haver um nível de desajuste clinicamente aceitável, que não afete negativamente a saúde da interface osso-implante (CARR; GERARD; LARSEN, 1996; COBB et al., 2003; JEMT; BOOK, 1996; TAYLOR, 1998; SAHIN; CEHRELI, 2001). Alguns autores, inclusive, afirmam que um desajuste mínimo é tolerável, mas não existem dados específicos a respeito do grau abaixo do qual o organismo se adapta e/ou a partir do qual a falência da reabilitação ocorre (CARR; GERARD; LARSEN, 1996; COBB et al., 2003; JEMT; BOOK, 1996; HOLMES, 1989; KAN et al., 1999; TAYLOR, 1998). Embora o impacto das forças oclusais sobre a interface osso-implante necessite ser melhor pesquisado, clínicos que trabalham com essa especialidade reconhecem que complicações mecânicas ocorrem como resultado de carregamento oclusal.

A exigência de alcançar assentamento passivo é citada por vários autores (COBB et al., 2003; JEMT; BOOK, 1996; RANGERT et al., 1989; De SOUZA et al., 2000; TAYLOR, 1998; WEIMBERG, 1993). Branemark (1983) sugere que um *gap* de no máximo 10,0 µm seja permitido entre os componentes do sistema de implantes, mas, a moderna tecnologia dental ainda não conseguiu alcançar, consistentemente, tal nível de precisão (DINATO; POLIDO, 2001; TAYLOR, 1998; ROMERO et al., 2000; SAHIN; CEHRELI, 1999; ZOIDIS; WINKLER; KARELLOS, 1996).

Do ponto de vista prático, a obtenção de próteses pelo método da cera perdida, com assentamento completamente passivo, é impossível de ser alcançada (; BADARÓ FILHO, 2004; CARLSSON, 1994; DINATO; POLIDO, 2001; GOLL, 1991; HULING; CLARK, 1977; HUSSAINI; WONG, 1997; KAN et al., 1999; ROMERO et al. 2000; SAHIN; CEHRELI, 1999; SCHIFFLEGER et al., 1985). O simples aparafusamento da prótese gera tensões ao sistema (CARLSSON, 1994; WASCKENWICZ; OTROWSKI; PARKS, 1994; WATANABE, 2000). A sequência de procedimentos técnicos desenvolvidos clínica e laboratorialmente para obtenção de uma peça protética, acrescenta riscos de distorções a cada estágio. Assim, o alinhamento dos implantes, as alterações dimensionais dos materiais de moldagem, de enceramento, de inclusão e de fundição, os materiais e procedimentos de

indexação e de soldagem, a extensão e configuração da prótese e até a experiência dos profissionais envolvidos influenciam na precisão de assentamento da peça (DUMBRIQUE; GURUN; JAVID, 2000; GOLL, 1991; KAN et al., 1999; ROMERO et al., 2000; SAITO, 1972; WEE, AQUILINO; SCHNEIDER, 1999). Um outro ponto a ser considerado é a tolerância entre os componentes usinados. Alguns estudos relatam que uma tolerância de 23,1 a 51,7µm é aceitável. Esse nível de discrepância pode resultar em uma prótese aparentemente precisa, mas comprova que, de fato, não há adaptação absoluta entre pilares e implantes. Conseqüentemente, o desajuste das próteses é uma realidade clínica, mas a quantidade tolerada sem efeitos adversos, mecânicos ou biológicos, além de técnicas confiáveis para medi-lo, estão ainda por ser determinados (COBB et al., 2003; KAN et al., 1999; HOLMES, 1989; SAHIN; CEHRELI, 1999; TAYLOR et al, 1998). Até mesmo os próprios conceitos de “adaptação” e “passividade” são controversos na literatura (KAN et al. 1999; HOLMES, 1989; SAHIN; CEHRELI, 1999).

Em virtude da inevitável imperfeição na precisão do assentamento das próteses sobre implantes, dos reconhecidos efeitos dessa imprecisão e do desconhecimento a respeito do grau de desajuste suportável pelo organismo, parece prudente procurar o máximo de passividade (COBB et al., 2003; DINATO; POLIDO, 2001; JEMT; BOOK, 1996; KAN et al., 1999; WASCKENWICZ; OTROWSKI; PARKS, 1994; WEE, AQUILINO; SCHNEIDER, 1999). Existem numerosos métodos clínicos que buscam avaliar a passividade de assentamento de uma infra-estrutura, a maioria deles usando inspeção visual ou tátil. A inspeção radiográfica e o apertamento alternado dos parafusos dos implantes também são utilizados para verificação da precisão de assentamento das peças; todos, porém, envolvem um certo grau de subjetividade (KAN et al., 1999). Autores como Kan et al. (1999), afirmam ser extremamente difícil para os clínicos, detectar desajustes inferiores a 95,0 µm; a extremidade ativa de um explorador novo mede 60,0 µm, em média. Métodos mais precisos de medição são os laboratoriais, levados a termo com o auxílio de máquinas, microscópios, técnicas computadorizadas fotogramétricas. Tais métodos, no entanto, apesar de proverem maior precisão, são realizados *in vitro*, podendo, logicamente, continuar a existir desajuste quando da transferência da peça do modelo-mestre para a situação clínica, na boca. A determinação correta do nível de tolerância fisiológica a uma estrutura metálica mal-adaptada exigiria uma

investigação *in vivo* das tensões isoladas do osso, implante e prótese, testando-se estruturas com vários graus de desajuste.

Por outro lado, muito se tem investido na busca de materiais e métodos para minimizar erros e/ou corrigir falhas provenientes das fases clínicas ou laboratoriais que resultem em desajuste. Assim, Hussaini e Wong (1997) sugerem uma técnica de transferência com procedimentos que controlam a contração e expansão dos materiais; Gomes et al., (2000) idealizaram uma modificação no pilar UCLA, que reduz a contração de polimerização da resina acrílica utilizada na transferência da posição dos implantes; Dumbrique, Gurun e Javid (2000), propuseram a pré-fabricação de barras de resina acrílica para união dos implantes em *overdentures*, de forma a reduzir a grande contração de polimerização que acontece quando da utilização de maiores quantidades do material, como é usual nesses casos; Zoids et al. (1996), compararam a precisão de assentamento de peças soldadas utilizando diferentes tipos de revestimento; Cho e Chee (1995) investigaram a precisão dimensional de resinas utilizadas para a indexação das partes a serem soldadas; somadas a essas, a literatura é pródiga em reportar inúmeras pesquisas buscando a precisão de assentamento após soldagem de infra-estruturas, utilizando diferentes técnicas (laser, eletrosolda, brasagem a maçarico, a forno ou infravermelho), diferentes extensões e configurações de próteses, diferentes temperaturas, formatos da solda, do seccionamento, distância entre as partes e diferentes números de pontos de soldagem, já citadas ao longo deste trabalho.

O presente trabalho avaliou o procedimento laboratorial de soldagem a laser de uma barra metálica fundida tipo Dolder, verificando possíveis alterações dimensionais, por meio de possível gradiente de tensões gerado. Foi utilizada uma infra-estrutura específica para reabilitação com *overdentures*, ponderando o fato da barra ter sido confeccionada em forma reta, com pequenas quantidades de metal, espessura uniforme e adaptando-se a apenas dois implantes. Para facilitar a interpretação e análise dos resultados, optou-se pela divisão em tópicos, a respeito dos vários fatores que influenciam na precisão de assentamento de infra-estruturas soldadas a laser, discutindo, inclusive, a própria metodologia selecionada. É importante ressaltar que tal divisão pretende apenas facilitar a leitura e compreensão do trabalho pela disposição mais ordenada dos dados, visto que os aspectos envolvidos no processo interpenetram-se e inter-relacionam-se, não sendo possível, na realidade, considerá-los isoladamente.

5.2- A fotoelasticidade como metodologia para análise de tensões

A localização, direção e magnitude das cargas aplicadas, o tipo, a extensão e a configuração da estrutura metálica e a interpretação qualitativa e quantitativa das tensões nos implantes é um desafio, pela inclusão de fatores como densidade do tecido ósseo, diâmetro, comprimento, largura, desenho e localização dos implantes. Devido às dificuldades em reproduzir a complexidade da interface osso/implante, inerentes a quaisquer dos métodos hoje disponíveis à ciência e tecnologia humanas, a confiabilidade dos métodos de análise de tensões é muitas vezes, questionada. A interface osso/implante é constituída por materiais e tecidos de propriedades físicas e mecânicas distintas e em íntimo contato. Seus módulos de elasticidade (constante que relaciona deformação à tensão) diferem substancialmente e medir a transmissão da tensão torna-se uma tarefa complicada. O módulo de elasticidade (E) do titânio, por exemplo, é de 103,40 GPa, ao passo que o do osso cortical é $E = 13,70$ GPa e do osso medular é $E = 1,37$ GPa, conforme Rocha⁴ (2001 apud MEIRELLES, 2004, p. 54). A seleção do método depende, fundamentalmente, da natureza dos dados que o pesquisador pretende obter.

Vários autores têm utilizado a fotoelasticidade como metodologia para análise de tensões em Odontologia, por ser este, um método particularmente útil para peças e estruturas que apresentam geometrias complexas, condições de carregamento complicadas, ou ambos (FARAH; GRAIG, 1971; FEDERICK; CAPUTO, 1996; GOMIDE, 1998; GUICHET; YISHINOBU; CAPUTO, 2002; GUIMARÃES, 2004; LAGANA, 1992; MEIRELLES, 2003; MONTROYA, 1979; NISHIMURA et al., 1999; OCHIAI et al., 2003; RODRIGUEZ; ARRECHEA, 1973;). Na verdade, a análise de tensões por meio da fotoelasticidade tem sido usada, efetivamente, por muitos anos, na engenharia. Essa técnica se baseia na propriedade de certos materiais exibirem franjas quando são submetidos a tensões, as quais podem ser observadas com filtros polarizadores (THAYER; CAPUTO, 1980). Caputo e Standle (1987) estabeleceram a proporcionalidade entre o número de franjas e intensidade das tensões, bem como entre proximidade das franjas e concentração de tensões. Em Odontologia, a utilização da Teoria da Fotoelasticidade como método para análise e

⁴ ROCHA, E.P. Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado. Estudo através do método dos elementos finitos. Piracicaba, 2001. Tese (Doutorado). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas. 2001.

distribuição de tensões tem sido cada vez maior, sobretudo na avaliação dos sistemas de implantes osseointegrados, estreitando elos com a bioengenharia, procurando explicar o complexo mecanismo de distribuição de esforços entre as estruturas biológicas e mecânicas envolvidas (GOMIDE, 1998; OLIVEIRA; GOMES; GOMIDE, 2004)). Um aspecto que tem interessado aos pesquisadores, de acordo com Campos Júnior (1986), é a correlação entre os dados obtidos pelo método e a provável correspondência biológica em situações similares, de forma que as extrapolações dos ensaios possam ser encaradas com credibilidade científica. Outra grande vantagem na utilização desse método é que ele permite a visualização conjunta das tensões internas do corpo. A metodologia consiste em se construir, com material apropriado, uma redução bi ou tridimensional do modelo em estudo e submetê-lo a forças externas, observando-o sob luz polarizada: o material apresenta, então, franjas que podem ser analisadas qualitativa e quantitativamente. A contagem das franjas, multiplicada por um fator de calibração (K), fornece, com precisão, as tensões cisalhantes máximas que corresponderiam ao modelo original. O valor de K foi determinado a partir do disco de calibração fabricado com o mesmo material fotoelástico usado nos modelos.

A resina fotoelástica utilizada para a confecção dos modelos do presente trabalho apresenta as características definidas como indispensáveis por Oliveira e Gomide (1990), tendo sido desenvolvida por Oliveira, Gomes e Gomide (2004). A calibração do material, que obteve como constante ótica, o valor de $K = 0,25$ demonstra similaridade com os resultados obtidos nos trabalhos anteriores (COELHO, 2003; GUIMARÃES, 2004; OLIVEIRA, 2003) o que se traduz em confiabilidade nas suas propriedades físicas e reprodutibilidade do experimento. Portanto, apesar do material utilizado possuir características diversas do tecido ósseo humano, das variações que podem estar presentes na quantidade e qualidade do osso remanescente, das diferentes respostas orgânicas de cada indivíduo e considerando o cuidado que deve haver na extrapolação dos resultados, numerosos estudos tem comprovado a viabilidade de seu uso por correlação e comparação com situações reais e com métodos matemáticos puramente analíticos, tais como o de elementos finitos. A falta de consenso entre os autores sobre a medida da adaptação passiva e a afirmação de Jemt e Book (1996) de que o desajuste aceitável seria aquele que não causasse complicações clínicas, aliados à

alta porcentagem de sucesso a longo-prazo da reabilitação oral com *overdentures*, corroboraram com a decisão de optar pela metodologia selecionada.

5.2.1- Procedimentos de análise

As barras tipo Dolder utilizadas para avaliar a possível geração de tensões após os procedimentos de corte e soldagem foram as mesmas utilizada nos trabalhos de Badaró Filho (2004) e Godoy (2004). O gradiente de tensões resultante do processo de fundição e da solda a brasagem era, portanto, conhecido, tendo também aqueles autores utilizado a técnica da fotoelasticidade para o desenvolvimento de suas análises. No presente trabalho, todas as tensões originárias dos procedimentos de fundição, corte e indexação das barras foram eliminadas, visto terem sido os modelos fotoelásticos obtidos apenas após a efetivação daqueles passos. O objetivo foi avaliar gradiente de tensões proveniente somente da solda a laser.

Toda a análise das tensões geradas nos modelos utilizou o aparato experimental mostrado na figura 15. As figuras 16a e 16b mostram o dispositivo de carga e ponta aplicadora utilizados para carregamento dos modelos. Os valores das ordens de franja inteiras e fracionárias (N) dos pontos determinados pela grade de leitura (Fig. 32) foram obtidos pelo método de compensação de Tardy. A seguir, os modelos com as barras soldadas foram levados ao polariscópio de transmissão vertical para verificação do aparecimento de tensões nos modelos. As barras foram fixadas aos implantes com torque padrão de 20 Ncm, como já explicitado.

Para efetivar a análise, verificou-se o comportamento das franjas e suas localizações mais críticas. Com o objetivo de manter uma padronização para a análise, a grade de leitura foi posicionada sobre a tela de saída do Projetor de Perfil, utilizando o pescoço dos implantes como referência para seu posicionamento, de forma que, a partir da inserção dos implantes nos modelos, todos os pontos analisados tinham distâncias exatamente iguais, para todos os modelos analisados, conforme já esclarecido no tópico Material e Métodos. A figura 32 mostra a grade posicionada sobre a tela do Projetor de Perfil que faz parte do polariscópio de transmissão vertical. As figuras 33a e 33b mostram, respectivamente, o modelo 1 sem carregamento e com aplicação de carga externa, após o procedimento de soldagem. Após isso, foi determinada a tensão cisalhante máxima (σ) para cada

ponto analisado; os valores de (9) foram ordenados no eixo Y e os pontos analisados foram dispostos no eixo X. As figuras 34a e 34b mostram os valores de tensão cisalhante máxima obtidos da leitura do modelo 1, sem e com aplicação de cargas externas, respectivamente; tais valores foram analisados e comparados com os observados nos outros modelos.

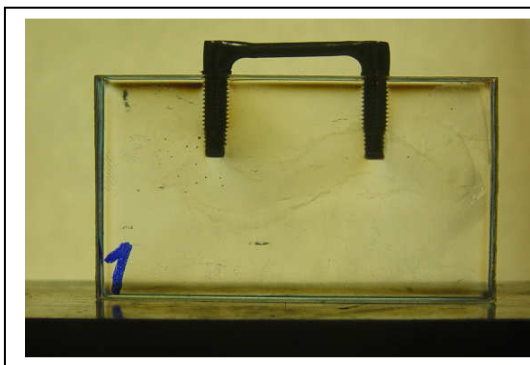


Figura 33a - Modelo 1, sem carga.

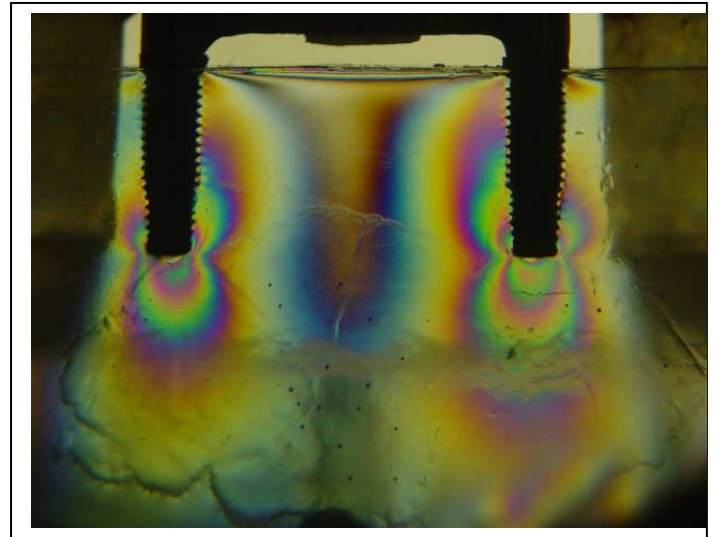


Figura 33b - Modelo 1, com carga.

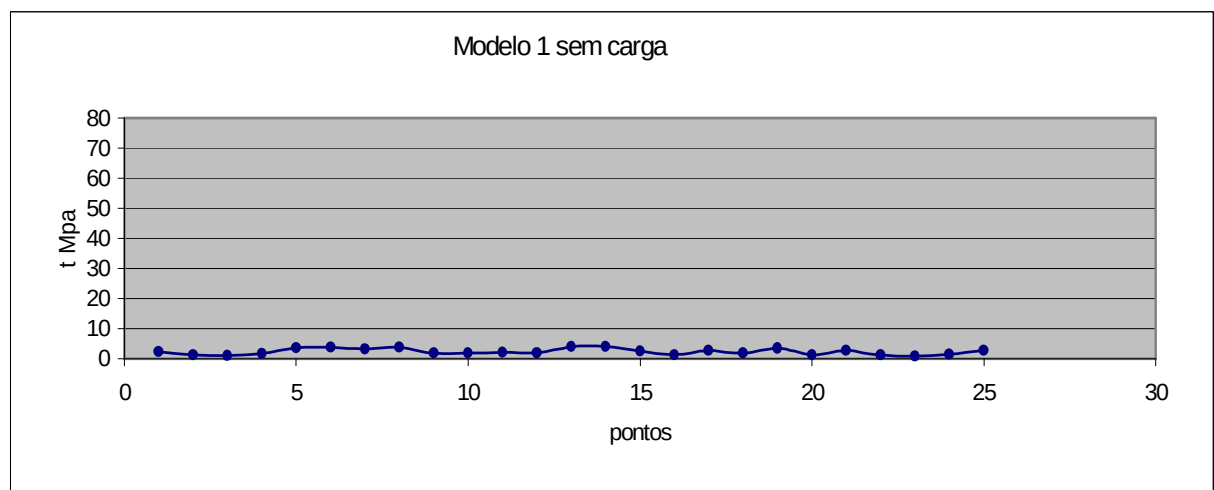


Figura 34a- Valores de (τ) gerados no modelo 1, sem carregamento.

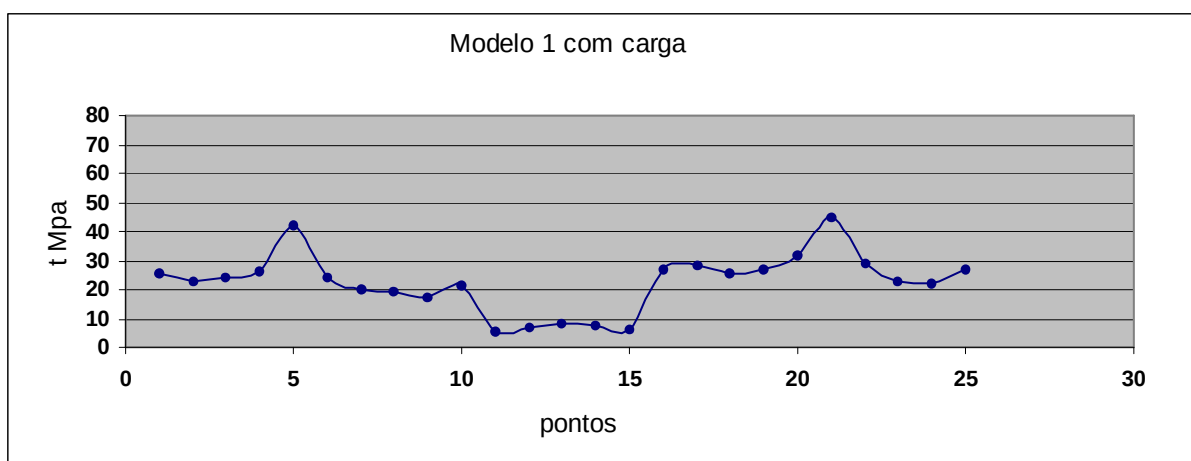


Figura 34b- Valores de (τ) gerados no modelo 1, com carregamento de 2 Kgf.

Na figura 34a pode-se observar que praticamente nenhuma tensão foi gerada após a soldagem da barra, visto que todas as franjas apresentam valores inferiores a $N = 1$ (Apêndice B.1). Observou-se que todos os valores foram próximos de zero. A aplicação do carregamento de 2 Kgf proporcionou um padrão uniforme na distribuição de tensões; percebe-se que os valores de N aumentaram significativamente, o que é confirmado pelas figuras 34b, 36b e Apêndice B.2 e B.4.

As figuras 35a e 35b mostram as franjas formadas no modelo 3, antes e após aplicação de carga externa. As figuras 36a e 36b apresentam os valores de tensão cisalhante máxima obtidos do modelo 3, sem e com aplicação de carga externa, respectivamente. O modelo 3 sem carregamento demonstrou uma leve tensão nos pontos 11,12,13,14,15,16,20 e 21, diferente do observado no modelo 1, conforme pode ser visto nas figuras 33a e 35a, respectivamente.

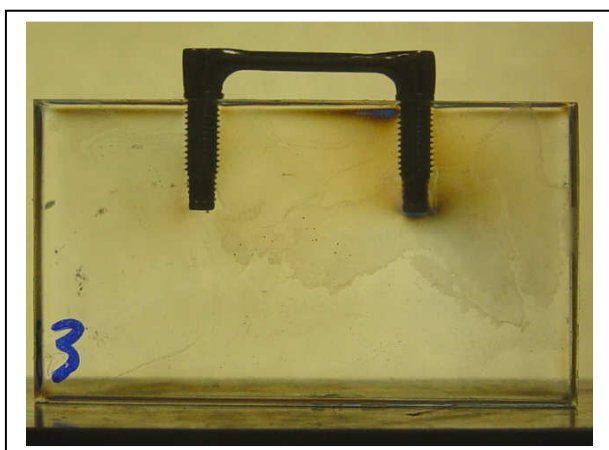


Figura 35a- modelo 3, sem carga.

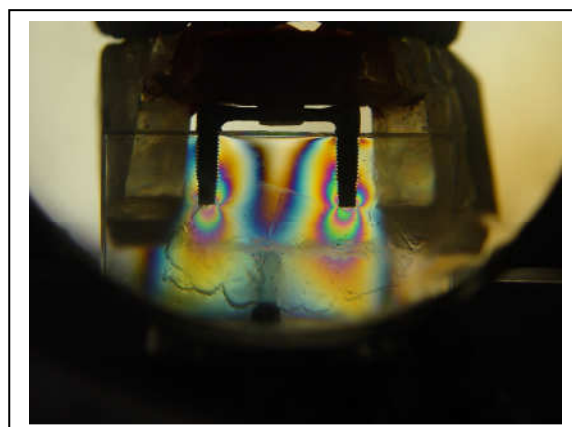


Figura 35b- modelo 3, com carga.

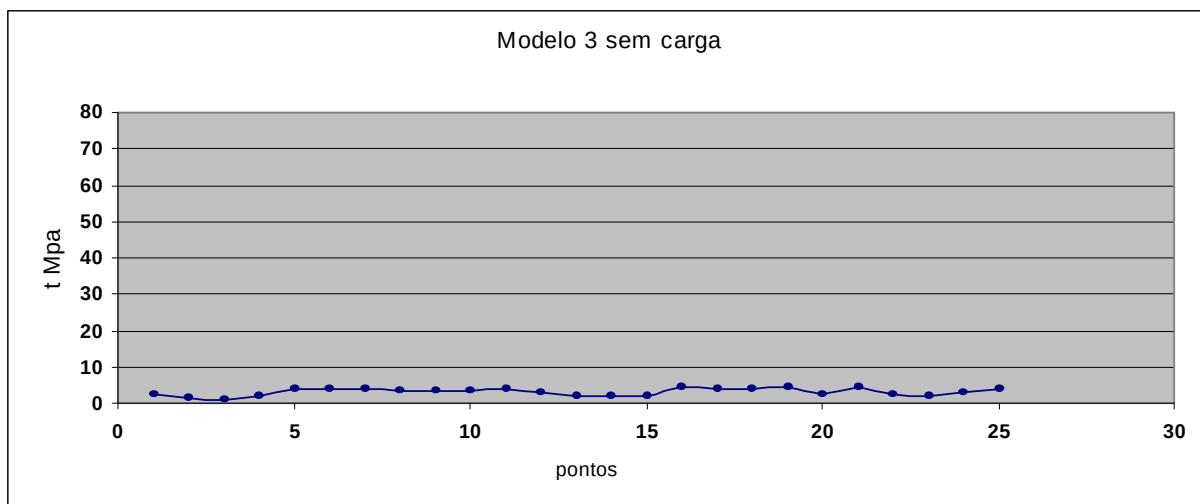


Figura 36a- Valores de (τ) gerados no modelo 3, sem carga.

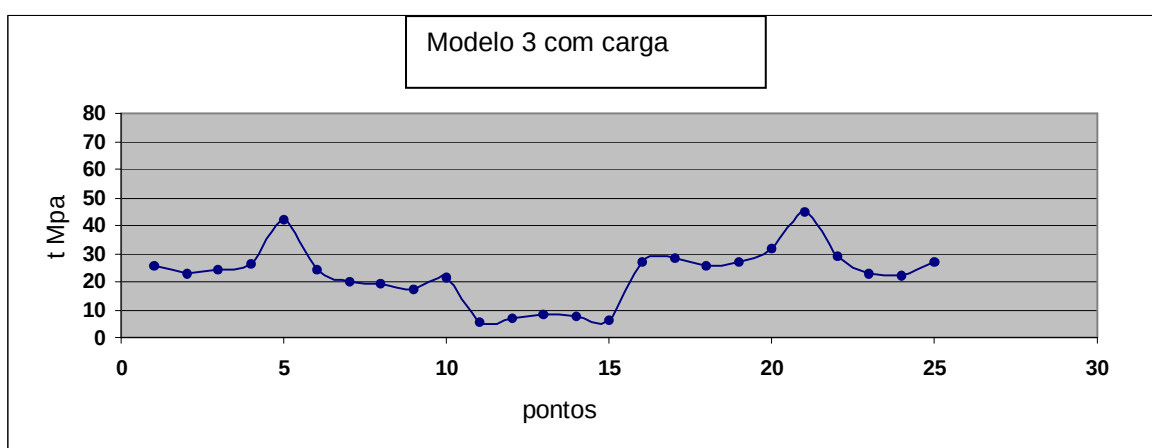


Figura 36b- Valores de (τ) gerados no modelo 3, com carregamento de 2 Kg.

5.3 - Ligas metálicas utilizadas na obtenção das infra-estruturas fundidas

Objetivando comparar a distribuição de tensões originada nos modelos 1, 2 e 3, fundidos com liga metálica à base de Ni-Cr, com a verificada nos modelos 4, 5 e 6, fundidos com liga de metais nobres à base de Pd-Ag), tanto antes como após a aplicação de cargas externas, determinou-se a média das tensões cisalhantes dos modelos 1, 2 e 3 e, separadamente, a dos modelos 4, 5 e 6. Calculou-se, então, a soma dos valores das médias das tensões cisalhantes dos modelos de Ni-Cr e Pd-Ag. Os resultados são mostrados nas figuras 37 e 38, onde todos apresentaram tensões iguais e praticamente nulas.

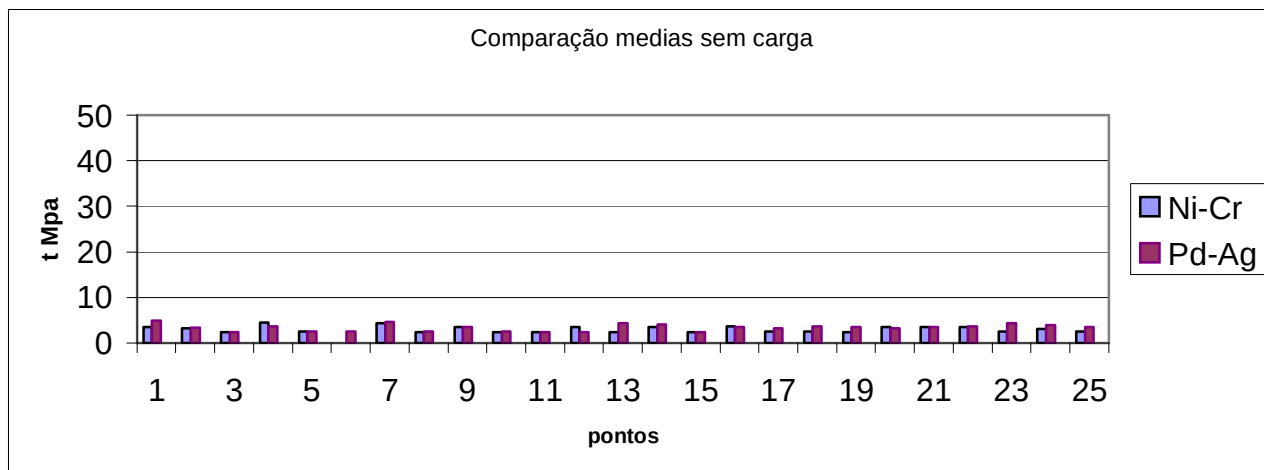


Figura 37- Médias de (τ) dos modelos 1, 2 e 3 (Ni-Cr) e 4, 5 e 6 (Pd-Ag), sem carga.

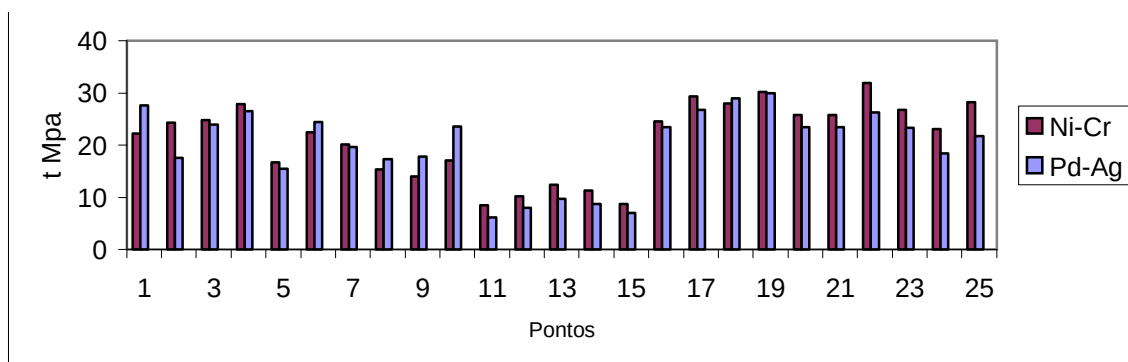


Figura 38- Médias de (τ) dos modelos 1, 2 e 3 (Ni-Cr) e 4, 5 e 6 (Pd-Ag), com carregamento de 2 Kg.

De acordo com Phillips (1993), a liga de Pd-Ag é uma liga metálica nobre, que contém, em média, 60-70% de Pd e 30-40% de Ag. Sua zona de fusão situa-se entre as temperaturas de 1232 a 1300°C. Seu módulo de elasticidade situa-se em torno de 176 GPa e a contração de fundição, em torno de 1,6%. Com relação ao Ni-Cr, é uma liga de metais básicos com 70% de Ni e 30% de Cr, em média. Possui temperatura de fusão acima de 1300°C. Seu módulo de elasticidade é de 185 GPa e a contração de fundição gira em torno de 2%. Deve ser lembrado, no entanto, que quaisquer alterações dimensionais provenientes da fundição e/ou da indexação das barras foram eliminadas pelo fato dos padrões fotoelásticos terem sido obtidos apenas após a efetivação daqueles passos, o que pode ser comprovado pela observação das figuras 21a e 21b e figuras de 39a a 39b, constantes no Apêndice A. O propósito foi avaliar distorções advindas da soldada a laser, somente. É importante destacar esse aspecto para ponderar com cautela sobre os resultados

obtidos, visto que, se houve influência com relação ao tipo de liga utilizada, esta se deve somente às alterações dimensionais provenientes do aquecimento imediatamente anterior à soldagem e/ou relacionadas com a solda específica para cada uma das ligas utilizadas. As tensões originadas pela utilização de diferentes ligas metálicas (Ni-Cr e Pd-Ag) e pilares UCLA utilizados (calcináveis e com cinta de ouro), na obtenção do conjunto implantes/pilares/barra fundidos foram discutidos no trabalho de Badaró Filho (2004) e no de Godoy (2004).

De acordo com Ryge (1993), a operação de soldagem é a mesma para qualquer tipo de liga utilizada, mas não o grau de dificuldade. Isto porque a composição da liga determina seu intervalo de fusão, o óxido que será formado sobre a superfície (conseqüentemente o fundente a ser utilizado) e o molhamento, o que significa que o fundente e a solda devem ser compatíveis com a liga utilizada. O autor ressalta que a responsabilidade de orientação a esse respeito é do fabricante e que o conhecimento da composição da liga não é particularmente útil para o técnico. Neste trabalho, os filetes de metais utilizados foram os específicos para as ligas das barras, tendo sido sua seleção baseada nas indicações dos fabricantes.

5.4- Avaliação clínica e radiográfica das infra-estruturas metálicas

Autores como Kaylakie e Brukl (1985) e Gomes et al. (1993) afirmaram que as propriedades mecânicas das uniões soldadas podem ser adequadamente avaliadas por metalografia (MEV), fotomicrografias e/ou exames radiográficos. Considerando a disponibilidade para o clínico na utilização de aparelhos de raios-X e a confiabilidade do método para avaliação de defeitos no interior da estrutura metálica bem como da adaptação das peças sobre os retentores, a radiografia poderia ser um fator coadjuvante para a segurança do trabalho, com custo relativamente baixo e simplicidade de execução. Os resultados da avaliação clínica e radiográfica dos conjuntos implantes/pilares/barra, quanto à adaptação e assentamento dos pilares aos respectivos implantes podem ser observados no quadro 2. Seis profissionais foram consultados, recebendo, para a realização da análise, as radiografias referentes a cada modelo, negatoscópio e lupa com aumento de 10 vezes, além dos seis modelos fotoelásticos com os respectivos conjuntos pilares/barra aparafusados e torquados a 20Ncm sobre os implantes.

[illegible]

Quadro 2- Avaliação clínica e radiográfica das infra-estruturas metálicas.

Onde:

M- Modelo fotoelástico

A - Pilar esquerdo do modelo

B - Pilar direito do modelo

C - Avaliação clínica

R - Avaliação radiográfica

a - Adequado (assentamento)

i - Inadequado (assentamento)

Todas as infra-estruturas avaliadas foram julgadas radiograficamente adequadas para reabilitação do paciente, pelos seis profissionais consultados. Ao exame inicial das peças assentadas e torqueadas, elas foram também consideradas adequadas para reabilitação do paciente, mas é importante destacar que a totalidade dos profissionais consultados afirmou não ser possível avaliar o ajuste da peça, tanto clínica como radiograficamente, sem promover o desaperto dos parafusos. Para a avaliação clínica descrita acima, portanto, os parafusos foram removidos para os testes de passividade. Todos os profissionais realizaram mais de

um teste, sendo os mais utilizados, o de apertamento de parafuso único, apertamento alternado de parafusos e remoção total dos parafusos com pressão digital alternada sobre os pilares. A lupa foi utilizada por todos embora alguns tenham afirmado não fazer uso rotineiro dela, na prática clínica.

Com base nesses achados, a avaliação radiográfica de peças assentadas e torqueadas parece ser de pequena importância quando do julgamento de imprecisões de pequena magnitude, sem *gaps* visíveis. As divergências parecem confirmar que imprecisões de pequena magnitude dificilmente são detectadas clinicamente.

5.5- Considerações finais

Após análise fotoelástica foi encontrada no geral uma ordem de franja: 0,3 e tensão cisalhante máxima em torno de 4 kpa conforme mostrado na figura 34a. No implante B do modelo 3, foi encontrada tensão nos pontos 20- 1,0 e 21- 0,6. De 11 a 15- 0,6 e todos com tensão cisalhante máxima em torno de zero (Fig. 43a). Ao ser carregado, o padrão de franjas apareceu e foi verificada uma uniformidade na sua distribuição (Fig. 35b).

Vários métodos para a avaliação da passividade em estruturas implantotretidas têm sido usados na literatura (Jemt et al., 1996; Kan et al., 1999). Alguns métodos - como a laser-videografia (Riedy et al., 1997) e a fotogrametria (Lie e Jemt, 1994) - podem determinar o desajuste de peças implanto-suportadas com alto grau de precisão. Entretanto, os sofisticados equipamentos necessários não são prontamente disponíveis, especialmente num ambiente clínico. Em contrapartida, o teste do parafuso único é simples na determinação da passividade em estruturas implanto-retidas múltiplas, sendo empregado em vários estudos (Tan et al., 1993; Riedy et al., 1997; Kan et al., 1999). Esta simplicidade de execução - que o torna atrativo à utilização também na prática clínica - reflete sua metodologia de uso que se fundamenta na observação direta para quantificação dos desajustes verticais entre dois componentes no sistema implanto-retido (Jemt, 1991). O método do parafuso único é especialmente efetivo para infra-estruturas em protocolo, nas quais as discrepâncias marginais verticais tendem a ser amplificadas no pilar oposto ao lado parafusado. Estas discrepâncias marginais são reconhecidas como sendo causadas pelos processos de fabricação e fundição das peças, que promovem

distorções e imperfeições à estrutura fundida (Riedy et al., 1997). Até o presente momento, estas pequenas imprecisões de fundição presentes nestas regiões específicas não foram levadas em consideração durante a aplicação do protocolo de teste do parafuso único. Neste estudo o técnico do laboratório utilizou antes, durante e após o processo de soldagem a laser e utiliza rotineiramente o teste do desaperto do primeiro parafuso independente do tamanho da estrutura metálica, fazendo parte do protocolo do laboratório e relatando que neste processo de soldagem tem condição de fazer o teste antes e durante a solda, o que não acontece na solda a brasagem que só pode ser feito após o processo de soldagem.

Do ponto de vista prático, a obtenção de próteses em monobloco pelo método da cera perdida, com assentamento completamente passivo, é impossível de ser alcançada (Badaró Filho, 2004; Carlsson, 1994; Dinato; Polido, 2001; Goll, 1991; Huling; Clarck, 1977; Hussaini; Wong, 1997; Kan et al., 1999; Romero et al. 2000; Sahin; Cehreli, 1999; Schiffleger et al., 1985). Já o processo de soldagem por brasagem induz a alteração dimensional (Godoy, 2004; Barbosa, 2003; Silveira Jr. Et al., 2002; Zoidis, Winkler e Karellos, 1996).

Comparando a soldagem por brasagem e a laser, no ajuste/desajuste vertical e horizontal da interface pilar/implante, Simamoto Júnior, em 2004, observou que não foram detectadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, sugerindo que a ausência de diferença entre os métodos de solda pode ter sido devido a infra-estruturas serem de pequeno tamanho. Esta observação também foi relatada por Bianchini (2001). Silveira Júnior et al. (2002) relata que quanto maior o número de pontos de solda, maior a possibilidade de distorções.

Antecedendo este estudo, Badaró Filho e Godoy em 2004, utilizando o mesmo laboratório realizaram pesquisas, com metodologia similar, objetivando analisar o processo de obtenção de barras em monobloco pelo processo de cera perdida e após corte, indexação e solda a brasagem respectivamente.

Neste estudo foi encontrada uma diferença bastante significativa, mesmo em estruturas pequenas, quando comparados os processos de fundição em monobloco (Badaró Filho, 2004), soldagem convencional (Godoy, 2004) e a laser, já que não encontramos tensão significativa.

Considerando que o simples aparafusamento e torque já induzem tensões ao sistema (Carlsson, 1994; Wasckenwicz, Otrowsky and Parks, 1994; Watanabe et al., 2000), era de se esperar que alguma quantidade de tensões fosse, realmente,

observada, mesmo na ausência de desadaptações. O significado de resultados tão diversos foi alvo de muitas investigações, na literatura, sobre as causas mais freqüentemente relatadas como promotoras de desajustes.

6. CONCLUSÕES

Dentro das limitações e metodologia empregada, neste estudo pode-se concluir que:

- O processo de soldagem a laser em estruturas metálicas do tipo barra Dolder não induz alterações dimensionais significativas, visto que todos os modelos apresentaram gradiente de tensão em torno de 4Kpa;
- Houve passividade na adaptação entre os componentes do sistema;
- As infra-estruturas metálicas obtidas com ligas à base de Ni-Cr e Pd-Ag e soldadas a laser demonstraram gradientes de tensão cisalhante máxima semelhantes, não havendo diferença no comportamento das mesmas;
- A aplicação de carga de 2Kgf mostrou que os padrões de tensão se distribuíram uniformemente, mesmo com 4 Kpa de gradiente de tensão cisalhante máxima, mostrando a insignificância do mesmo após o processo de soldagem a laser;
- O processo de soldagem a laser pode influenciar positivamente nos níveis de tensões gerados, constituindo-se em procedimento técnico-sensitivo.
- A avaliação radiográfica das peças, sob torque de 20 Ncm e a avaliação clínica do assentamento das peças, realizada por meio de testes não detectaram desajustes, porém, a avaliação por meio da técnica da fotoelasticidade permitiu identificar mínimas imprecisões de assentamento, mesmo as não percebidas clínica ou radiograficamente;

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, K.J.; OKABE, T.; GALLOWAY, S.E.; HOYT, D.J. MORSE, P.K. Flexure test evaluation of presoldered base metal alloys. **J Prosthet Dent**, v.54, n.4, p.507-17, 1985.

ANUSAVICE, K.J. **Phillips Materiais Dentários**. Tradução Edson Jorge Lima Moreira; 10º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998, 412p.

ALVES, B. P. & NOBILO, M. A. A. **Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser**. Piracicaba, 2003 (Doutorado – Clínica Odontológica – Concentração em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

BRODSKY, J. F; CAPUTO, A. A.; FURSTMAN, L. L. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. **Am J. Orthod**, v. 67, n.1 p. 1-10, jan. 1975.

BLUSTEIN, R.; DePAUL, B. M.; BARNHART, Jr.; GREEN, K.A. A reliable technique of postsoldering of nonprecious ceramis units. **J Prosthet Dent**, v. 36, n. 1, p.112-4, jul. 1976.

BRANEMARK P.I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent**, v. 50. n. 3, p. 399-410, sep. 1983.

BERG, E. et al. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. **J. prosth. dent.**, Saint Louis, v.74, n.3, p.250-257, Sept. 1995.

BERGENDAL, T.; ENGQUIST, B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, n. 2, p.253-62, mar-apr.1998.

BIANCHINI, M.A.; CARDOSO, A.C. **Avaliação da adaptação passiva de próteses fixas aparafusadas sobre implantes: estudo *in vitro***. 2001. 52f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Florianópolis, 2001.

BERTRAND, C., Le PETITCORPS, Y, ALBRINGRE, L., DUPUIS S,V. The laser welding technique applied to the non preciousdental alloys procedure and results. **Br. Dental J.** v.190, n.5, p.255-7, Mar., 2001.

BERNARDON, T. **Análise a adaptação marginal de próteses fixas implantosuportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo.** Piracicaba, 2001. 98p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

BARBOSA, G. A. S. **Estudo comparative do ajuste pilar implante quando da utilização de pilares UCLA em plástico por diferentes laboratórios de prótese dentária no processamento de uma mesma prótese clínica.** 2003. 146f. Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de concentração Reabilitação Oral), Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia de Uberlândia, Uberlândia. 2003.

BADARÓ FILHO, C. R.; **Análise do campo de tensões em um sistema barra Dolder utilizando a técnica fotoelástica.** 2004. 119f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

BERNARDES, S.R.; ARAUJO, C.A.; DAS NEVES, F.D. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica fotoelástica. **III CONEM**, Belém, 2004. III Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2004 apresentado em Belém. 1 CD_ROM.

CAMPOS, JUNIOR. A.; PASSANEZI E.; NAHÁS D.; JANSON W. A. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica: parte I – campo de aplicação. **Estomatol Cult**, v. 16, n.1, p. 20-5, jan-mar. 1986.

CAPUTO, A. A.; STANDLEE, J. P. **Biomechanics in clinical dentistry.** Quintessence Books: Chicago, p. 13-28, 1987.

CATTANEO, G.; WAGNILD G.; MARSHALL G. WATANABE, L. Comparison of tensile strength of solder joint by infrared and conventional torch technique. **J Prosthet Dent**, v. 68, n. 1, p. 33-7, jul. 1992.

CARLSSON, L. Buil in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthetic misfit. **Nobelpharma News**, v.8, n.2, p.5, 1994.

CHO, G.C.; CHEE, W.W. Efficient soldering index materials for fixed partial dentures and implants substructures. **J Prosthet Dent**, v.73, n.5, p. 424-7, may. 1995.

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

CHAI, T., CHOU, C.K. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.79, n.4, p.477-483, Apr. 1998.

CASTILIO, D. ***Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto cromo, antes e após soldagem a laser.*** Bauru, 2000. 93p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

COBB G. W. JR.; METCALF A.M.; PARSELL D.; REEVES G. W. An alternative treatment method for a fixed-detachable hybrid prostheses: a clinical report. **J Prosthet Dent**, v.89, n. 3, p. 239-43, mar. 2003.

COELHO, T.M.K. **Estudo de sistemas de retenção odontológica, barra tipo Dolder e O'ring, usando análise das tensões por fotoelasticidade.** 2003. 108f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2003.

DALLY, J.W.; RILEY, W.F. **Experimental stress analysis.** New York, McGraw-Hill, p. 143-333, 1978.

DINATO, J.C. e POLIDO, W.D. **Implantes osseointegrados: Cirurgia e Prótese.** São Paulo, Artes Médicas, 2001, 550 p.

FUSAYAMA, T.; WAKUMOTO, S.; HOSODA, H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting. **J Prosthet Dent**, v. 14, n. 2, p. 334-42, mar-apr. 1964.

FARAH, J. W.; GRAIG, R.G. Reflection of photoelastic stress analysis of a dental bridge. **J Dent Res**, v.50, n. 5, p. 1253-1259, sept/oct 1971.

FEDERICK D. R. & CAPUTO A. A. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. **J Prosthet Dent**, v. 76, n. 6, p. 624-32, dec. 1996.

GORDON, T. E; Smith, D. L. Laser welding of prostheses – na initial report. **J Prosthe Dent.** , St Louis, v.24, n.4, p.472-76, Oct. 1970.

GLICKMAN, I. et al. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **J. Periodontol**, v. 41, n.1, p. 30-5, jan. 1970.

GERTHESEN, C.; KNESER, H. O. Óptica ondulatória física. Trad. A. Armando Inocencio Porto. Fundação Calouste Gulberkian, 1973. p. 420-440.

GOLL, G.E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I- Clinical Procedures. **J Prosthet Dent**, v. 66, n. 3, p. 377-84, sep. 1991.

GOMES, A.A.; VIEIRA, L.F.; TAVANO, O.; ASCKAR, E.M.; GOMES, A.M.M. Análise comparativa da imagem radiográfica de uniões soldadas em quatro ligas alternativas, utilizando-se duas técnicas de soldagem: no forno e convencional. **Rev. Odontol Univ São Paulo**, v. 7, n. 2, p. 151-6, abr-jun. 1993.

GOMIDE H.A. Study of human bones by 2d and 3d photoelasticity. **Science & Engineering Journal**. v. 7, n. 1, p. 5-10, 1998.

GOMES, V.L.; MENEZES, H.H.; LENHARO, A.; MAGALHÃES, D. Modificação de pilar UCLA para encerramento de barra. **Encontro Internacional de Implantodontia 3i Inovations do Brasil**, São Paulo, 2000.

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

GODOY, M. H. R.; **Distribuição das Tensões Geradas por Implantes Interconectados com barra Dolder, após solda a brasagem**. 2004. 175f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

GUIMARÃES, J.B.G. **Avaliação de barras indicadas como sistema de retenção em próteses mucossuportadas implantorretidas utilizando técnica fotoelástica.** 2004, 132f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

HOLLENBACK, G.M.; SHELL, J.S. The accuracy of dental appliances assembled by soldering. **J Calif Dent Assoc**, v. 41, p. 207-10, jun. 1965.

HULING, J.S.; CLARK, R.E. Comparative distortion en three-unit fixed prosthesis joined by laser welding, conventional soldering or casting in one piece. **J Dent Res**, v. 56, n. 2, p. 128-34, feb. 1977.

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

HUSSAINI S. & WONG T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. **J Prosthet Dent**, v. 78, n.6, p. 550-3, dec. 1997.

HEBEL, K. S.; GALINDO D.; GAJJAR R. C. Implant position Record and implant position cast: minimizing errors, procedures and patient visits in the fabrication of the milled-bar prosthesis. **J Prosthet Dent**, v. 83, n.1, p. 107-16, jan. 2000.

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

JARDIM, L. Radar: Dentes. **Revista Veja**, São Paulo, v. 21, p. 33, 26 mai. 2004.

KAYLAKIE, W.G.; BRUKL, C.E. Comparative tensile strengths of nonnoble dental alloy solders. **J Prosthet Dent**, v. 53, n. 4, p. 455-62, apr. 1985.

KATAOKA; S.C. Accurate soldering technique. **Trends Tech Contemp Dent Lab**, v. 8, n. 2, p. 51-5, mar. 1991.

KENNEY R. & RICHARDS M.W. Fotoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. **J Prosthet Dent**. v. 80, n. 5, p. 559-64, nov. 1998.

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

LIE, A. and T. Jemt (1994). "Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures." **Clin Oral Implants Res** 5(1): 30-6.

MAHLER, D. B.; PEYTON, F. A. Photoelastic as a research technique for analyzing stresses in dental structures. **J Dent.Res**, v. 34, n.6, p. 831-838, dec. 1955.

MEIJER, H. J.; KUIPER, J.H.; STARMANS, F.J.M.; BOSMAN, F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible. **J Prosthet Dent**, v. 68, n. 1, p. 96-102, jul. 1992.

MENICUCCI, G.; LORENZETTI M.; PÊRA P.; PRETI G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, n. 3, p. 369-76, mai-jun. 1998.

MEIRELLES, L.A.D. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes rosqueados com hexágono externo e interno**. 2003, 64 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

NABADALUNG, D.P., NICHOLLS, J.I. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.79, n.3, p.285-290, Mar. 1998

NISHIMURA, R. D.; OCHIAI, K. T.; CAPUTO, A. A.; JEONG, C. M. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semi-rigid connectors. **J Prosthet Dent**, v. 81, n. 6, p. 696-703, jun. 1999.

O'BRIEN, W.J. e RYGE, G. **Materiais Dentários**. Tradução Dioracy Fonterrada Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981, 375p.

OLIVEIRA, S.A.G. **Introdução à fotoelasticidade plana**. Roteiro de aula. Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Laboratório de Projetos Mecânicos, p.1-12, 1988.

OLIVEIRA, S. A. G.; GOMIDE, H. A. Fotoelasticidade plana- material e técnica. **Anais do IX CBECIMAT**. Águas de São Pedro- SP. 1990. p. 608-614.

OLIVEIRA, L.C.; GOMIDE, H.A.; OLIVEIRA, S.A.G. Study of the ball test for agriculture disks: anisotropy of metal plates, mechanics of solids an structures. **Proc. of the International Conference on Singapore**, september, p. 452-46, 1991.

De OLIVEIRA, J.A.M.; SAITO, T. Soldagem em Ni-Cr: uma nova técnica. **RPG rev pos-grad**, v. 5, n. 3, p. 184-91, jul-set. 1998.

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

OLIVEIRA, E.J. **Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos**. 2003. 74f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2003.

OLIVEIRA, E.J; GOMES, V.L.; GOMIDE, H.A. Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos. **FOA**. v.6, n.1, p.8-13, 2004.

PHILLIPS, R.W. **Skinner Materiais Dentários**. Tradução Júlio Jorge D'Albuquerque Lossio. 9º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993, 334p.

RYGE, G. Dental soldering procedures. **Dent Clin North Am**. p. 747-57, nov. 1958.

RANGERT B.; JEMT T.; JORNEUS L. Forces and moments on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 4, n.3, p. 241-7, fall. 1989.

ROGGENSACK, M., WALTER, M.H., BONING, K.W. Studies on laser and plasma- welded titanium. **Dent. Mater.**, Washington, v.9, p.104-107, Mar. 1993.

RIEDY, S.J. *et al.* Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.78, n.6, p.596-604, Dec.1997.

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

SAITO, T. **Expansão e distorção durante a soldagem de “próteses fixas”, em função de materiais para modelo de soldagem, do espaço entre as partes a soldar e das fases em que se realizam as medidas.** 1972. 108 p. Dissertação (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo. 1972

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis. **J Prosthet Dent**, v. 49, n. 6, p. 843-8, jun. 1983.

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

SJOGREN, G. ANDERSSON, M., BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.46, n.4, p.247-253, Aug. 1988.

SPIEKERMANN H. (Coord). **Atlas de Implantodontia.** Tradução de Dr. Ignacio Navascués Benlloch; Barcelona: Masson, S.A., 1995. 388p.

De SOUZA, P.C.R.D.; DINATO, J.C.; BEATRICE, C.R.S.; GUASTALDI, A.C.; BOTTINO, M.A. Soldagem na odontologia: estudo de uniões soldadas empregando laser e brasagem. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v. 54, n. 6, p. 470-5, nov-dez. 2000.

SOUSA, A.S. **Análise do assentamento passivo de infra-estrutura em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser.** Piracicaba, 2001. 113p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

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

SEIBEL, E. **Alterações dimensionais durante a soldagem a laser e brasagem com tocha de oxigênio-propano.** 2002. 98p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.

SILVEIRA JUNIOR, C. D. *et al.* Influência dos procedimentos laboratoriais na adaptação pilar-UCLA/implante – Estudo piloto. **PCL**, Curitiba. v.4, n.22, p.392-400, set-out. 2002.

SIMAMOTO JÚNIOR, P.C. **Análise do ajuste implante/pilar UCLA no processamento de próteses fixas de diferentes configurações, soldadas por brasagem e laser.** 2004. 139p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

TAN, K. B., J. E. Rubenstein, ET AL. (1993). "Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses." **Int J Prosthodont** 6(4): 346-63.

TAMBASCO, J., ANTHONY, T., SANDVEN, O. Laser welding in dental laboratory: an alternative to soldering. **J. Dent. Technol.**, Alexandria, v.13, n.4, p.23-31, May 1996.

TAYLOR, T. D. Prosthodontics problems and limitations associated with osseointegration. **J Prosthet Dent**, v. 79, n.1, p. 74-8, 1998.

WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, n. 1, p. 19-31, 1993.

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

WANG, R.R., WELSCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.74, n.5, p.521-530, Nov. 1995.

WISKOTT, H.W.A. *et al.* Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.77, n.6, p.607-616, June 1997.

WANG, R.R., Chang, C.T. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.79, n.3, p.335-341, Mar. 1998.

WEE, A.G.; AQUILINO, S.A.; SCHNEIDER, R.L. **Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature.** Int J Prosthodont, Lombard, v.12, n.2, p. 167-178, mar-apr. 1999.

WATANABE, F.; HATA, Y.; NEUENDORFF, G.; KIRSCH, A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. . **Int Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n. 2, p. 209-18, mar-apr. 2000.

ZIEBERT, G. J.; HURTADO, A.; GLAPA, C.; SCHIFFLEGER, B.E. Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. **J Prosthet Dent**, v. 55, n. 3, p. 312-17, mar. 1986.

ZOIDIS, P.C.; THOUPOS, G.A.; KARELLOS, N.D.; WINKLER, S. The use of casting investments for soldering gold implant bars: a pilot study. **Implant Dent**, v. 5, p. 174-6, fall. 1996.

ZOIDIS, P.C.; WINKLER. S.; KARELLOS, N.D.; The effect of soldering, electrowelding and cast-t- procedures on the accuracy of fit of cast implant-bars. **Implant Dent**, v. 5, n. 3, p. 163-8, fall. 1996.

APÊNDICES

APENDICE A-Modelos vistos no polarizador após corte e indexação, revelando completa ausência de tensões antes do procedimento de soldagem.



Figura 39a - Lado A modelo 2.



Figura 39b - Lado B modelo 2.



Figura 40a - Lado A modelo 3.



Figura 40b - Lado B modelo 3.



Figura 41a - Lado A modelo 4.



Figura 41b- Lado B modelo 4.



Figura 42a - Lado A modelo 5.



Figura 42b - Lado B modelo 5.



Figura 43a- Lado A modelo 6.

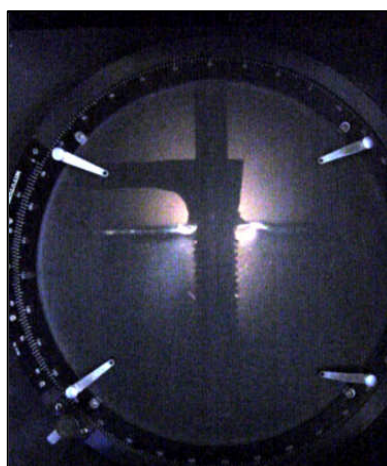


Figura 43b- Lado B do modelo 6

APENDICE B-Leitura das ordens de franjas (N) dos modelos, sem carga e após carregamento de 2 Kgf

B.1- Modelo 1, sem carregamento

4/10/2005								
MODELO 1					De 1 a 10 - 8,0		De 16 a 25 - 7,5	τ kpa
ponto	Fi (graus)	alfa (graus)	posição	referência	Nmenor	Nmaior	N	
1	12	26	0-1	0	0,14		0,14	2,2569
2	30	15	0-1	0	0,08		0,08	1,3021
3	65	11	0-1	0	0,06		0,06	0,9549
4	1	20	0-1	0	0,11		0,11	1,7361
5	29	42	0-1	0	0,23		0,23	3,6458
6	25	36	0-1	0	0,78		0,78	3,7489
7	9	50	0-1	0	0,21		0,30	3,6785
8	3	42	0-1	0	0,23		0,23	3,6458
9	29	42	0-1	1	0,12		0,12	1,8750
10	66	60	0-1	1	0,08		0,08	1,2500
11	4	50	0-1	1	0,11		0,11	1,9388
12	6	50	0-1	1	0,07		0,07	1,2338
13	7	50	0-1	1	0,12		0,12	2,1150
14	8	70	0-1	1	0,06		0,12	2,1150
15	8	90	0-1	1	0,11		0,12	2,1150
16	3	73	0-1	1	0,11		0,11	0,9144
17	2	61	0-1	0	0,34		0,34	2,8170
18	8	41	0-1	0	0,23		0,23	1,8934
19	3	74	0-1	0	0,41		0,41	3,4174
20	16	18	0-1	1	0,14		0,15	1,2469
21	24	52	0-1	1	0,32		0,32	2,6600
22	4	24	0-1	0	0,13		0,13	1,1083
23	25	18	0-1	0	0,10		0,10	0,8313
24	51	150	0-1	1	0,17		0,17	1,4131
25	78	60	0-1	0	0,33		0,33	2,7708

Onde:

Ponto – Região pontual analisada no modelo, de acordo com a grade de leitura.

Fi (graus) –

Alfa (graus) –

Posição – Localização do ponto, entre duas ordens de franja (N) de valores subsequentes. Referência – Ordem de franja (N) utilizada como referência para a leitura.

(N)menor, (N)maior e (N) lida – Valor fracionário de ordem de franja (N) no ponto. τKpa – Tensão cisalhante máxima em Kilopascal, conforme equação (10).

B.2- Modelo 1, com carregamento de 2 Kgf

MODELO 1								
ponto	ESPESSURA		posição	referência	1 a 10 - 8,0		11 a 15 - 7,1	16 a 25 - 7,5
	Fi (graus)	alfa (graus)			Nmenor	Nmaior	N	□ kpa
1	12	65	1-2	2		1,64	1,64	25,6076
2	24	96	1-2	2		1,47	1,47	22,9167
3	58	81	1-2	2		1,55	1,55	24,2188
4	65	125	1-2	1	1,69		1,69	26,4757
5	13	60	2-3	3		2,69	2,69	42,1007
6	28	80	1-2	2		1,56	1,56	24,3056
7	37	50	1-2	1	1,28		1,28	19,9653
8	40	40	1-2	1	1,22		1,22	19,0972
9	55	15	1-2	1	1,08		1,08	16,9271
10	7	70	1-2	1	1,39		1,39	21,7014
11	6	121	0-1	1		0,33	0,33	5,7771
12	6	108	0-1	1		0,40	0,40	7,0500
13	6	99	0-1	1		0,45	0,45	7,9313
14	6	106	0-1	1		0,41	0,41	7,2458
15	6	120	0-1	1		0,33	0,33	5,8750
16	9	114	1-2	1	1,63		1,63	27,1542
17	18	126	1-2	1	1,70		1,70	28,2625
18	26	100	1-2	1	1,56		1,56	25,8611
19	34	72	1-2	2		1,60	1,60	26,6000
20	19	15	1-2	2		1,92	1,92	31,8646
21	10	55	2-3	3		2,69	2,69	44,7951
22	20	46	1-2	2		1,74	1,74	29,0014
23	29	115	1-2	2		1,36	1,36	22,6285
24	36	120	1-2	2		1,33	1,33	22,1667
25	15	68	1-2	2		1,62	1,62	26,9694

B.3- Modelo 3, sem carregamento

4/10/2005							
MODELO 3							
ESPESSURA				De 1 a 10 - 8,0		De 16 a 25 - 7,5	
ponto	Fi (graus)	alfa (graus)	posição	referência	Nmenor	Nmaior	N
1	17	26	0-1	0	0,14		0,14
2	24	15	0-1	0	0,1		0,1
3	23	11	0-1	0	0,06		0,06
4	23	20	0-1	0	0,11		0,11
5	29	42	0-1	0	0,23		0,23
6	25	36	0-1	0	0,78		0,78
7	9	50	0-1	0	0,21		0,30
8	3	42	0-1	0	0,23		0,23
9	21	42	0-1	1	0,21		0,21
10	22	60	0-1	1	0,20		0,20
11	4	50	0-1	1	0,22		0,22
12	6	50	0-1	1	0,18		0,18
13	7	50	0-1	1	0,12		0,12
14	13	70	0-1	1	0,06		0,12
15	8	90	0-1	1	0,11		0,12
16	14	73	0-1	1	0,52		0,52
17	2	61	0-1	0	0,46		0,46
18	8	41	0-1	0	0,23		0,23
19	3	74	0-1	0	0,41		0,41
20	11	18	0-1	1	0,14		0,15
21	24	52	0-1	1	0,31		0,32
22	4	24	0-1	0	0,13		0,13
23	21	18	0-1	0	0,10		0,10
24	51	150	0-1	1	0,17		0,17
25	43	60	0-1	0	0,33		0,33

B.4-Modelo 3, com carregamento de 2Kg

MODELO 3								
ESPESSURA					1 a 10 - 8,0	11 a 15 - 7,1	16 a 25 - 7,5	
ponto	Fi (graus)	alfa (graus)	posição	referência	Nmenor	Nmaior	N	□kpa
1	12	65	1-2	2		1,64	1,64	25,6076
2	24	96	1-2	2		1,47	1,47	22,9167
3	58	81	1-2	2		1,55	1,55	24,2188
4	65	125	1-2	1	1,69		1,69	26,4757
5	13	60	2-3	3		2,69	2,69	42,1007
6	28	80	1-2	2		1,56	1,56	24,3056
7	37	50	1-2	1	1,28		1,28	19,9653
8	40	40	1-2	1	1,22		1,22	19,0972
9	55	15	1-2	1	1,08		1,08	16,9271
10	7	70	1-2	1	1,39		1,39	21,7014
11	6	121	0-1	1		0,33	0,33	5,7771
12	6	108	0-1	1		0,40	0,40	7,0500
13	6	99	0-1	1		0,45	0,45	7,9313
14	6	106	0-1	1		0,41	0,41	7,2458
15	6	120	0-1	1		0,33	0,33	5,8750
16	9	114	1-2	1	1,63		1,63	27,1542
17	18	126	1-2	1	1,70		1,70	28,2625
18	26	100	1-2	1	1,56		1,56	25,8611
19	34	72	1-2	2		1,60	1,60	26,6000
20	19	15	1-2	2		1,92	1,92	31,8646
21	10	55	2-3	3		2,69	2,69	44,7951
22	20	46	1-2	2		1,74	1,74	29,0014
23	29	115	1-2	2		1,36	1,36	22,6285
24	36	120	1-2	2		1,33	1,33	22,1667
25	15	68	1-2	2		1,62	1,62	26,9694

APENDICE C-Radiografias digitalizadas dos modelos contendo conjuntos implantes/pilares/barra

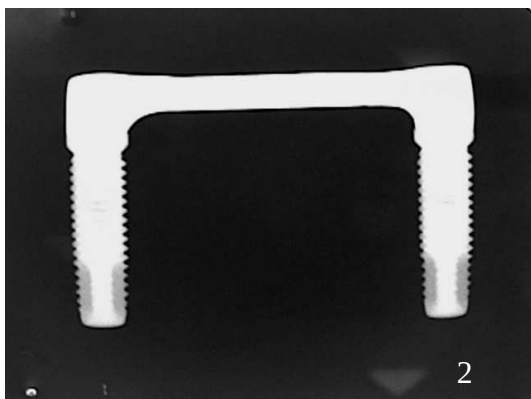


Figura 44- Radiografia do modelo 2.

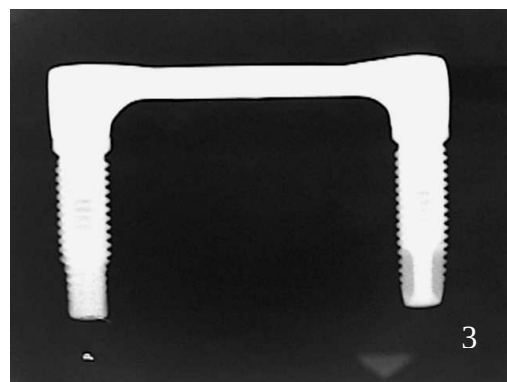


Figura 45- Radiografia do modelo 3.

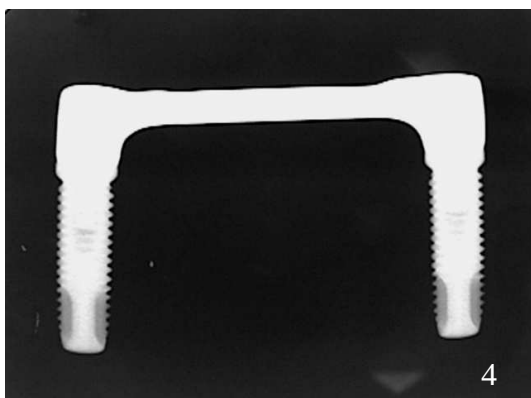


Figura 46- Radiografia do modelo 4.

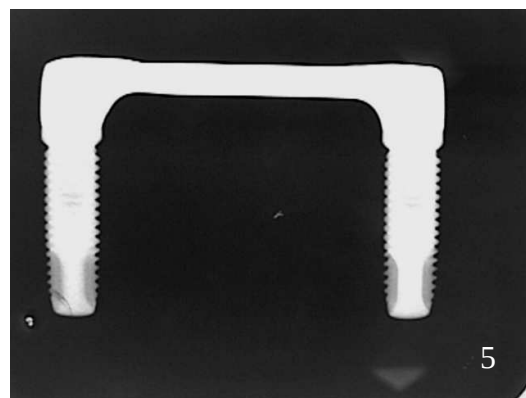


Figura 47- Radiografia do modelo 5.



Figura 48- Radiografia do modelo 6.

APENDICE D - Visão Frontal dos Modelos

D.1- Modelo 1



Figura 49- Visão frontal do modelo 1.

D.4- Modelo 4



Figura 52 - Visão frontal do modelo 4.

D.2- Modelo 2

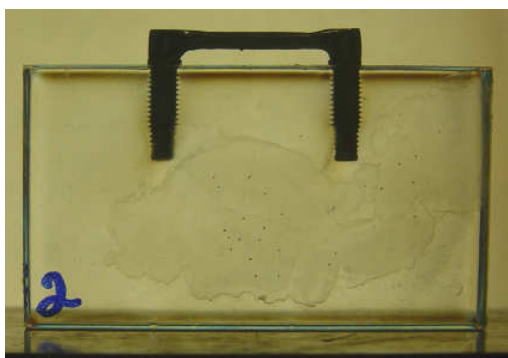


Figura 50 - Visão frontal do modelo 2

D.5- Modelo 5



Figura 53- Visão frontal do modelo 5

D.3- Modelo 3



Figura 51-Visão frontal do modelo 3.

D.6- Modelo 6

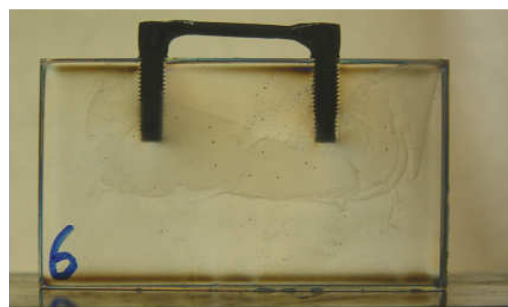


Figura 54- Visão frontal do modelo 6