



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA



GABRIELA CASSARO DE CASTRO
CIRURGIÃ-DENTISTA

DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E RESISTÊNCIA MECÂNICA DE INFRAESTRUTURAS DE COBALTO-CROMO SOBRE IMPLANTES APÓS SOLDAGEM LASER OU TIG

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA, UNIVERSIDADE ESTADUAL
DE CAMPINAS, PARA OBTENÇÃO DO
TÍTULO DE MESTRE EM CLÍNICA
ODONTOLÓGICA, ÁREA DE PRÓTESE
DENTAL.

ORIENTADOR: **PROF. DR. MAURO ANTÔNIO DE ARRUDA NÓBILO**

PIRACICABA

2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

C279d	<p>Castro, Gabriela Cassaro de. Distribuição de tensões e resistência mecânica de infraestruturas de cobalto-cromo sobre implantes após soldagem laser ou TIG / Gabriela Cassaro de Castro. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.</p> <p>Orientador: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Soldagem em odontologia. 2. Implantes dentários. 3. Prótese dentária. I. Nóbilo, Mauro Antônio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p>(eras/fop)</p>
-------	---

Título em Inglês: Stress distribution and mechanical strength of chrome-cobalt framework on implants after laser or TIG welding

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental soldering. 2. Dental implants. 3. Dental prosthesis

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Glauco Rangel Zanetti, Guilherme Elias Pessanha Henriques

Data da Defesa: 10-02-2011

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 10 de Fevereiro de 2011, considerou a candidata GABRIELA CASSARO DE CASTRO aprovada.

A handwritten signature in purple ink, appearing to be "Mauro A. Nóbilo".

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

A handwritten signature in purple ink, appearing to be "Glauco Rangel Zanetti".

Prof. Dr. GLAUÇO RANGEL ZANETTI

A handwritten signature in purple ink, appearing to be "Guilherme Elias Pessanha Henriques".

Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

DEDICATÓRIA

À Deus, que permitiu a realização deste trabalho, sempre iluminando e protegendo esta jornada.

**À minha amada Mãe, Gilcélia Cassaro, que é tudo na minha vida.
Pelo estímulo ao estudo, pelo colo nos momentos difíceis, pelo exemplo de pessoa e profissional que é e pela presença iluminada sempre. Agradeço a cada dia pelo seu amor.**

Ao meu Pai, Evaldo Luiz Araújo de Castro, grande homem, que apesar da distância, com amor, sempre me apoiou.

Aos meus irmãos Matheus, Evaldo, Eduardo e Isadora, pelo carinho, amor e incentivo. Jamais os esqueço.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, da área de Prótese Parcial Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela confiança no meu trabalho, pelas oportunidades de aprendizado, crescimento e realizações. Um amigo querido, admirável pelo seu trabalho e pelo seu grande coração. Muito obrigada!

Às minhas Avós **Zilda Rondelli Cassaro** e **Dulce Maria Barbosa de Castro**, pelo amor mesmo distante. E aos meus **tios** e **primos** que sempre me receberam com carinho nas visitas à Vitória.

À **Natália Marreco Weigert, Karine Almeida Pimentel, Christiane Andriolo Tesch, Rodrigo Barcellos Caldas** e **Fausto Frizzeira Borges Filho** pelo incentivo, força, amizade. Pessoas especiais que me ajudaram nesta jornada, em cada momento compartilhado e em cada palavra trocada.

À **Marcele Jardim Pimentel**, colega de pós-graduação e grande amiga, pelos momentos de alegria, correria e trabalho vividos.

Ao **Rafael Ramisson Vicente Riva**, pelo amor, dedicação, companheirismo, compreensão e auxílio para realização deste trabalho. Tornaste esta caminhada mais suave.

Às minhas queridas amigas de casa, **Gabriela Mayrink Gonçalves** e **Natacha Kalline de Oliveira**, pela convivência harmoniosa e principalmente pela

amizade, pela compreensão mútua, apoio nos momentos difíceis e companhia nos momentos alegres. Formamos uma família.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Junior** e Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**.

À **Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP**, pelo apoio científico e financeiro que viabilizou a execução deste trabalho (processo número: 08/05123-5).

À **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia** Coordenadora do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela seriedade na condução do Programa.

Ao **Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo**, do Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia, pelos conhecimentos passados, pela atenção, cortesia e disponibilidade para utilização dos equipamentos do laboratório do qual é responsável, sendo fundamental para as análises fotoelásticas.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, da área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, responsável pelo Laboratório de Prótese Total, da referida instituição, que permitiu do espaço para a realização deste trabalho e outros paralelos, pelos ensinamentos e pela amizade.

À **Prof^a. Dr^a. Altair Antoninha Del Bel Curry**, da área de Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, por permitir a utilização do laboratório de Prótese Parcial Removível para a realização deste trabalho e pelos ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, da área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas pela disponibilização do laboratório de Materiais dentários para a execução deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** e ao **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, referências em suas áreas, que com dedicação transmitiram seus conhecimentos e pela amizade.

Ao **Dr. Krunislave Antônio Nóbilo**, que é um grande mestre, pelos momentos de aprendizado pessoal e profissional.

Aos professores da Universidade Federal do Espírito Santo: **Prof. Dr. Glauco Rangel Zanetti, Prof. Dr. Eduardo Batitucci e Prof. Dr. Francisco Carlos Ribeiro**, admiráveis mestres e amigos capixabas, pelo apoio, incentivo e transmissão de conhecimentos importantes para minha formação profissional e pessoal.

Aos meus colegas de orientador e amigos de pós-graduação **João Paulo da Silva Neto, Maira Daysê Moreira Serra e Silva, Brunna Moreira de Farias Pereira e Caroline Hanada Odo**, companheiros nesta caminhada, pelos momentos de convivência nos estudos e nos momentos de descontração, pelo aprendizado transmitido e construído junto, pelo apoio nos momentos difíceis e pela amizade. Não se constrói nada sozinho, obrigada.

Aos amigos e colegas do laboratório de Prótese Total, **Ana Patrícia F. de Macêdo, Atáís Bacchi, Izabella Patta Pereira, Manoela Capla V. S. da Silva, Mariana Agostinho Rodrigues, Sabrina Alessandra Rodrigues, Ana Paula Farina, Andreza Dayrell G. Da Costa, Jessica Mie F. K. Takahashi, Juliana Maria C. Nuñez Pantoja, Leonardo Flores Luthi, Mateus Bertolini F. dos Santos**, pela convivência harmoniosa, amizade e crescimento profissional.

Aos amigos **Plínio Mendes Senna e Jessica Mie F. K. Takahashi**, pelo auxílio na realização das análises estatísticas deste trabalho. Muito obrigada.

Aos colegas e amigos de pós-graduação **Ana Paula V. B. Martins, Ana Lígia P. Micelli, Deborah Pacheco Lameira, João Paulo dos Santos Fernandes, Lívia Forster Ribeiro, Bruno S. S. Maior**, pela troca de experiências, compreensão e pela convivência.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, **Eduardo Pinez Campos, Eliete A. F. Lima Marim, Paulo Roberto Alcarde, Marcos Blanco Cangiani, Emílio Salles, Rachel Sacchi e Érica Sobrinho** pelo auxílio, atenção, presteza e eficiência.

À técnica em prótese dentária **Maria Elisabete Cardenas**, uma artista que cede seu dom à odontologia, pelos ensinamentos e amizade.

Aos amigos queridos que entenderam a distância e sempre com palavras de carinho e motivação torceram por esta realização. A todos que indiretamente me apoiaram e contribuíram para a realização deste trabalho.

“Não basta ensinar ao homem uma especialidade, porque se tornará assim uma máquina utilizável e não uma personalidade. É necessário que adquira um sentimento, senso prático daquilo que vale a pena ser empreendido, daquilo que é belo, do que é moralmente correto”.

Albert Einstein

RESUMO

A passividade e a resistência mecânica dos cantiléveres são fatores importantes na avaliação do comportamento biomecânico das próteses implantossuportadas. A proposta neste estudo foi avaliar a influência de três diferentes técnicas de confecção de estruturas implantossuportadas em liga de Co-Cr quanto à passividade e resistência mecânica, por meio de análise fotoelasticidade e teste de resistência à flexão, respectivamente. A partir de uma matriz de aço simulando uma mandíbula edêntula com 4 análogos de implantes hexágono externo com plataforma regular, foi obtido o modelo de trabalho. Sobre este modelo cinco estruturas foram confeccionadas para cada grupo: estruturas em monobloco, soldadas a TIG e a Laser. O modelo fotoelástico foi confeccionado com resina epoxi flexível (GIII, Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo). Na análise fotoelástica, as estruturas foram aparafusadas no modelo para a verificação da tensão cisalhante máxima em 34 pontos selecionados ao redor dos implantes e 5 pontos na região mediana do modelo. Foram avaliadas as tensões em todo o modelo fotoelástico, entre as regiões direita, esquerda e central e ainda, entre a região cervical e apical. O teste de resistência à flexão foi realizado em uma máquina de ensaios mecânicos Instron (Instron Co., Canton, Mass.). Os valores foram submetidos à análise de variância para dados com dois fatores de estudo (ANOVA 2-Way), seguidos pelo teste de Tukey para comparação entre as médias. Os resultados não apresentaram diferença significativa entre as tensões presentes nos grupos e áreas estudadas. Para o teste mecânico as estruturas em monobloco foram mais resistentes que as soldadas a Laser, que por sua vez, foram mais que as soldadas a TIG. Concluiu-se que as tensões geradas ao redor dos implantes foram semelhantes entre as diferentes técnicas de confecção, e entre todas as regiões analisadas. E as estruturas em monobloco apresentaram melhor resistência, seguida das soldadas a Laser.

ABSTRACT

Passive fitting frameworks and cantilever's mechanical strength are important aspects in implant fixed prostheses biomechanical behavior. The proposal of this study was to evaluate the passivity end mechanical strength of three different Co-Cr alloy framework manufactured technique, by photoelasticity analysis and flexural strength test. In a curved steel matrix, simulating an edentulous mandible, four external hexagon with regular platform implant analogs were positioned. Five frameworks for each group were obtained: one-piece cast, TIG welding and Laser welded frameworks. The photoelastic model was made from flexible epoxy resin (GIII, Polipox Industry e Comercio Ltda, Sao Paulo). To photoelastic analysis, the frameworks were bolted on the model and seventeen points around the implants were selected for right and left regions, to measure the maximum shear stress. At the middle area, 5 points on the medium of the model, was measured. Were evaluated the stress generated around all the implants in the photoelastic model, around implants in selected area (right, left and middle), and the stress on the cervical and apical model's area. The frameworks were submitted to flexural strength test in an Instron machine (Instron Co., Canton, MA, USA). The data were statistically analyzed using a 2-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey test. The results showed no significant difference between any evaluated groups or areas. In the flexural strength test, one-piece frameworks were more resistant than Laser welded, which were more resistant than the TIG welded. In conclusion, the stresses around the implants were similar among the different framework manufacturing techniques and among all evaluated areas. And one-piece casting framework showed better resistance, followed by Laser welded and TIG welded frameworks.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	5
2.1 PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS	5
2.2 PASSIVIDADE DE FOTOELASTICIDADE	9
2.3 SOLDAGEM A TIG	22
2.4 SOLDAGEM A LASER	28
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAIS E MÉTODOS	40
4,1 CONFECÇÃO DA MATRIZ METÁLICA	40
4.2 CONFECÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS	41
4.2.1 CONFECÇÃO DAS ESTRUTURAS EM MONOBLOCO	43
4.2.2 CONFECÇÃO DAS ESTRUTURAS SOLDADAS	46
4.3 CONFECÇÃO DO MODELO FOTOELÁSTICO	49
4.4 ANÁLISE FOTOELÁSTICA	52
4.5 TESTE MECÂNICO	57
4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	58
5 RESULTADOS	59
5.1 ANÁLISE FOTOELÁSTICA	59
5.2 TESTE MECÂNICO	60
6 DISCUSSÃO	62
7 CONCLUSÃO	70

REFERÊNCIAS

71

ANEXO

78

1. INTRODUÇÃO

A utilização de próteses implantossuportadas vêm demonstrando, desde o seu desenvolvimento por Brånemark, altos índices de sucesso no tratamento de pacientes edêntulos (Brånemark *et al.*, 1977; Attard e Zarb, 2004, Abdou *et al.* 2010). Esses resultados favoráveis acentuaram experiências clínicas com redução numérica dos implantes suportes, alteração no tipo de conexão e remodelamento nos componentes das próteses (Attard e Zarb, 2004; Ogawa *et al.* 2010).

Quanto à utilização de menor número de implantes para suporte da prótese, tem sido demonstrado que distribuição poligonal desses implantes sobre arco, influência positivamente na biomecânica, resultando em altos índices de sobrevivência (Skalak, 1983; Brånemark *et al.* 1995; Eliasson *et al.*, 2000; Ogawa, 2010).

Contudo, problemas como reabsorção óssea acentuada e desapertos ou fraturas de parafusos também têm sido observados e relacionados a fatores biomecânicos. Um desses fatores causadores de falhas é a falta de passividade das estruturas protéticas ao se assentar sobre os implantes (Waskewicz *et al.*, 1994; Heldén e Dérand, 1998; Watanabe *et al.*, 2000; Naconecy, 2004; Stüker *et al.*, 2005; Cariello, 2007; Barbosa, 2007b; Souza *et al.*, 2008; Abdou *et al.*, 2010).

Os implantes osseointegrados estão rigidamente unidos ao osso adjacente, com movimentação limitada à resiliência do osso, com isso, toda tensão sofrida pela prótese, será diretamente transferida ao osso peri-implantar (Skalak, 1983; Sahin e Çehreli, 2001; Rubo e Souza, 2008; Abduo *et al.* 2010). Quando a prótese não assenta passivamente, forças de compressão e momentos de força são aplicados no sistema osso-implante-prótese e podem provocar fratura na peça protética, no parafuso ou até mesmo no implante. Se as tensões

excederem a capacidade do osso de suportar ou dissipá-las, pode-se acentuar a reabsorção óssea ou comprometer a osseointegração (Millington e Halton, 1995; Watanabe *et al.*, 2000; Naconecy *et al.*, 2004; Barbosa *et al.*, 2007b; Tioosi *et al.*, 2008; Begg *et al.*, 2009).

Segundo Sahin e Çehreli (2001), a passividade é um dos maiores desafios para a confecção de uma prótese que garanta a longevidade do tratamento. Procedimentos clínicos e laboratoriais inerentes à confecção da prótese tipo protocolo dificultam a confecção de uma prótese passiva, pois distorções podem ocorrer em todas as etapas (Naconecy *et al.*, 2004; Stüker *et al.*, 2005; Aguiar Júnior *et al.*, 2009; Gomes *et al.*, 2009). Além disso, é difícil prever o a distorção que ocorrerá durante a fundição de uma infraestrutura, devido aos diferentes coeficientes térmicos e volume dos materiais utilizados neste procedimento (Helldén e Dérand, 1998).

Diante da necessidade de obtenção da passividade para a longevidade da prótese, diversos autores sugerem a utilização do procedimento de soldagem a Laser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) para correção de discrepâncias presentes na infraestrutura metálica em monobloco (McCartney e Doug, 1993; Waskewincz *et al.*, 1994; Guichet *et al.*, 2000; Stüker *et al.*, 2005; Markarian *et al.*, 2007; Souza *et al.*, 2008; Damaceno *et al.*, 2008).

Este tipo de soldagem consiste em um feixe de luz concentrado, que aquece o metal pontualmente, promovendo união das partes. A técnica de soldagem a Laser na odontologia foi inicialmente relatada por Gordon e Smith (1970) e os estudos longitudinais não têm demonstrado diferença na longevidade de próteses com infraestruturas soldadas a Laser ou em monobloco (Gordan e Smith, 1970; Jemt *et al.*, 2003; Örtop e Jemt, 2006).

Jemt e Lindèn (1992) relataram a utilização da soldagem a Laser para união de componentes pré-fabricados de Titânio na confecção de estruturas implantossuportadas, ressaltando a praticidade desta técnica quanto ao tempo de

confecção reduzida comparada à técnica de confecção de estruturas em monobloco. A soldagem a Laser, em relação à soldagem convencional por brasagem, trata-se de uma técnica de passos simplificados. Nela a soldagem da estrutura é realizada no modelo de trabalho, o que reduz a possibilidade de alterações pelo modelo refratário, além de diminuir o tempo de trabalho. Outras vantagens são: a possibilidade de soldagem em regiões próximas a materiais restauradores, como resina acrílica ou porcelana e a eficácia em diferentes ligas odontológicas (Jemt e Lindén, 1992; Bertrand *et al.*, 2001; Zupancic *et al.*, 2006; Simamoto Júnior *et al.*, 2008; Bertrand e Poulon-Quintin, 2010).

A soldagem TIG (*Tungstein Inert Gas*), muito usada na engenharia, foi recentemente introduzida na odontologia. O processo de soldagem consiste na utilização de um arco elétrico entre o eletrodo de tungstênio e a peça a ser soldada para formar o calor localizado que promoverá a fusão das partes, sob atmosfera de gás inerte. Esse gás, que pode ser argônio ou hélio, é importante para a prevenção de oxidações/inclusões e auxilia na ionização da atmosfera ao redor da poça de soldagem durante atuação do arco voltáico (Gabrielli *et al.*, 2000; Cardoso, 2007; Atoiu, 2008).

Com manejo semelhante à soldagem a Laser e custo mais acessível, a soldagem a TIG, não tem ainda suas propriedades e resultados em diferentes ligas metálicas totalmente estabelecidos. Estudos têm demonstrado maior resistência destas soldas quando comparadas às soldas a Laser, contudo, sugerem maior contração entre os fragmentos soldados (Hart e Wilson, 2006; Rocha et al, 2006).

A confecção de estruturas implantossuportadas por soldagens pontuais (a Laser e a TIG) foi inicialmente realizada em Titânio. A aplicação dessas técnicas em ligas de Cobalto-Cromo (Co-Cr) foi favorecida pela experiência em outras modalidades protéticas e por suas características desejáveis, como alto módulo de elasticidade, resistência mecânica e à corrosão, somado a um custo

acessível (Baba et al, 2004; Zupancic et al, 2006). A resistência mecânica da peça soldada e as distorções provocadas pelos processos de soldagem variam de acordo com a composição da liga utilizada e com os parâmetros de soldagem (Bertrand *et al.*, 2001). Sendo que os procedimentos de soldagem a Laser e a TIG ainda não estão bem definidos nas ligas de Co-Cr.

Na avaliação das tensões geradas por estruturas implantossuportadas, de acordo com White *et al.*, (1994), a fotoelasticidade é empregada para determinar a sua localização, magnitude relativa e distribuição. Estudos têm avaliado as tensões criadas pelo aperto dos parafusos em função da sequência de aparafusamento e passividade (Waskewincz et al, 1994; Watanabe *et al.*, 2000; Barbosa *et al.*, 2007b; Damaceno *et al.*, 2008).

A técnica da fotoelasticidade iniciou sua utilização na implantodontia com Haraldson (1980), para análise qualitativa das tensões em diferentes tipos de implantes. Trata-se de uma técnica experimental, baseada na propriedade da birrefringência de alguns materiais. Quando sob tensão, tais materiais apresentam variações no índice de refração, sendo possível identificar a diferença de tensão entre locais determinados pela formação de franjas visualizadas por meio de um polariscópio (Markarian et al., 2007; Cariello, 2007; Freitas Júnior *et al.* 2007; Bernardes et al, 2009; Abdou *et al.*, 2010). Para uma análise quantitativa das tensões presentes, deve-se identificar o número de ordem de franja fracionário do local escolhido e, pela aplicação da lei ótica das tensões, determinar em unidade de força.

Diante da necessidade de se obter estruturas metálicas implantossuportadas passivas e resistentes, aliada a carência de mais estudos sobre estruturas de Co-Cr soldadas a Laser e a TIG, parece relevante estudar o efeito desses processos de união na resistência mecânica e tensões incorporadas, representando a passividade.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 PRÓTESES IMPLANTOSSUPOORTADAS

Em 1977, Brånemark publicou resultados longitudinais de uma nova técnica reabilitadora desenvolvida, na qual, uma prótese total mandibular era totalmente suportada por implantes osseointegrados rosqueados ao osso. Durante o período de acompanhamento foi observado uma perda óssea no primeiro ano dos implantes em função, justificada pela sobrecarga na região da plataforma do implante.

Skalak em 1983, em seu estudo sobre biomecânica, comparou modelos de próteses suportadas por 6, 4 e 3 implantes, variando também o seu posicionamento no arco. Afirmou a importância da distribuição poligonal das fixações para próteses suportadas por menor número implantes. Observou que a presença de cantiléver aumentou as forças incidentes no sistema osso-implante-prótese. O autor ressaltou ainda que devido à ausência de ligamento periodontal entre implante e osso, ocorre uma transferência direta de cargas, sendo a distribuição adequada e passividade da estrutura protética, fatores fundamentais no sucesso da prótese.

Davis *et al.* em 1988, em análise das tensões geradas em estruturas protéticas sobre dois, três, quatro e cinco implantes, por meio da técnica de extensometria e elementos finitos. Observaram distribuição similar quando utilizado cinco e quatro pilares, tanto para forças axiais, quanto para momentos fletores. Em conclusão, afirmam que tanto situações clínicas com quatro ou com cinco implantes podem ter respostas favoráveis.

Em 1995, Brånemark *et al.*, em um acompanhamento de 10 anos de próteses fixas sobre implantes. Avaliaram próteses sobre 4 ou 6 implantes em mandíbulas edêntulas e durante o período de acompanhamento do estudo, não observaram diferença na sobrevivência entre próteses sobre 4 e 6 implantes.

White *et al.*, (1994) realizaram um estudo para a avaliação do efeito do comprimento do cantiléver na transferência de tensões para a região peri-implantar em próteses totais fixas. Utilizaram um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula desdentada reabsorvida com 5 implantes inseridos, simulando posicionamento para a colocação de uma prótese tipo protocolo, para as análises fotoelásticas. Os implantes do lado esquerdo encontravam-se com uma inclinação de 5 graus para distal. Uma prótese fixa com cantiléver distal de 30 milímetros (mm) foi confeccionada e forças foram aplicadas em diferentes pontos dessa prótese: no ponto mais posterior da estrutura, a 30mm distante do implante distal uma força de 89N, a 20mm do último implante e em cinco locais anteriores ao implante mais distal, uma força de 134N. Foi observado que o implante mais distal sofreu maiores tensões, o aumento do comprimento do cantiléver não foi acompanhado de um aumento proporcional das tensões, nos implantes anteriores poucas tensões foram observadas e as maiores concentrações de tensões localizavam-se nos implantes adjacentes ao local de aplicação das forças. Concluíram que a utilização de braços suspensos distais deve ser feito de forma conservadora e com isso, pode-se obter mais longevidade na prótese.

Em 2000, Eliasson *et al.*, reportaram os resultados de cinco anos de acompanhamento de pacientes tratados com prótese total fixa suportada por quatro implantes. 119 receberam prótese fixa mandibular, fixadas sobre 4 implantes com no mínimo 10mm de comprimento. Destas próteses, 109 infraestruturas foram confeccionadas em ouro, 15 em titânio usinado e soldado a Laser, e uma estrutura foi fundida em liga de Co-Cr. O comprimento do cantiléver distal variou de 10 a 22mm. Dos 119 pacientes, 105 foram acompanhados por 3 anos ou mais e 53 foram acompanhados por 5 anos ou mais. Nenhum implante foi

perdido antes da instalação da prótese, apenas 1 implante falhou durante o primeiro ano e 1 no quinto ano, outro implante foi removido devido à proximidade com o nervo e conseqüentemente, o índice de sobrevivência alcançado foi de 98,6% após 5 anos. As fraturas ocorreram de maneira diferenciada de acordo com o antagonista, sendo, mais fraturas observadas quando ocluía contra prótese total fixa. Os autores concluíram que a fixação de próteses totais sobre quatro implantes apresentou suporte adequado.

Em 2000, Duyck *et al.* avaliaram as forças presentes em prótese totais fixas sob carregamento oclusal, Observaram que o carregamento nos braços suspensos possuía efeito de dobradiça, induzindo consideráveis forças compressivas nos implantes adjacentes aos locais de aplicação da força.

Attard e Zarb (2004) realizaram um estudo prospectivo de longo período de acompanhamento em pacientes tratados com próteses fixas implantossuportadas. Em um total de 47 próteses instaladas, em 45 pacientes. Sendo o índice de sucesso para o planejamento protético de 84% e para os implantes de 87%. A média de reabsorção óssea foi de 0,05mm/ano, sendo as maiores taxas de reabsorção associadas com higiene oral deficiente, história de tabagismo e posicionamento vestibulo-lingual do implante. Complicações protéticas encontradas foram fratura dos componentes e nos casos mais graves, substituição da prótese. Em conclusão, o estudo confirmou o sucesso em longo prazo de prótese implanto-suportadas tipo protocolo de Brånemark.

Naconecy *et al.* (2004) avaliaram a deformação de infraestrutura metálica sobre implantes, quando unidos a modelos de gesso obtidos por três diferentes técnicas de moldagem. A partir de um modelo em resina epóxi de uma mandíbula humana, cinco análogos de abutments, distantes 10mm uns dos outros foram inseridos em lojas previamente preparadas no modelo. Sobre este modelo foi confeccionado uma estrutura metálica que posteriormente foi utilizada para medição da precisão das técnicas de moldagem. Três técnicas foram avaliadas,

com 5 amostras em cada grupo: transferentes de moldagem quadrados unidos com hastes metálicas (Grupo 1), transferentes quadrados sem união (Grupo 2) e transferentes cônicos sem união (Grupo 3). Sobre os modelos obtidos pelas moldagens, a infraestrutura com extensômetros acoplados foi inserida e a deformação da peça aferida. O grupo 1 exibiu estatisticamente menos deformação que os grupos 2 e 3, os quais não foram diferentes entre si. Os autores concluíram que a técnica de união dos transferentes quadrados com haste metálica apresentou melhor precisão que as técnicas com transferentes separados e que o tipo de transferente utilizado não influencia, quando usados individualmente.

Em uma avaliação sobre duas metodologias utilizadas para a verificação da adaptação de estruturas implantossuportadas, Barbosa *et al.* (2007a), compararam o teste do parafuso único e a fotoelasticidade. Em uma estrutura suportada por cinco implantes, foi feita medições em microscópio da desadaptação por meio do teste do parafuso único e após o aparafusamento de todos os pilares. As médias dessas análises foram comparadas às tensões observadas na fotoelasticidade. Observaram que a diminuição dos desajustes marginais pode estar associada com o aumento da tensão ao redor dos implantes após o aparafusamento.

Salvi e Brägger (2009) realizaram uma revisão sistemática sobre os fatores de risco técnicos e mecânicos. Fator de risco é definido para comparação dos expostos de foram submetidos ao fator de risco e aos não expostos também submetidos ao fator de risco. A partir de um levantamento de 3570 artigos, 35 foram incluídos no estudo, dentre estudos clínicos controlados e randomizados, estudos clínicos controlados, coorte prospectivo e retrospectivo com no mínimo 4 anos de acompanhamento médio. Dentre os fatores avaliados, destacam-se o comprimento do cantiléver distal e o material de confecção da prótese. Quatro estudos sobre a extensão do cantiléver foram incluídos e dentre os estudos sobre o material de confecção da prótese, apenas um comparou o tipo de liga utilizado (liga de Ouro e liga de Prata-Paládio). Embora não tenha sido observada relação

de fator de risco para os itens estudados, os autores ressaltam que algumas características de fator de risco mecânico e técnico não identificadas pelo estudo, ainda podem constituir fatores de risco. Concluem que a presença da extensão distal não foi associada com o aumento de falhas mecânicas e técnicas para próteses fixas sobre implante, mas uma extensão maior que 15mm desse braço, é associada à maiores índices de falhas.

2.2 PASSIVIDADE E FOTOELASTICIDADE

Haraldson (1980) utilizou a técnica da fotoelasticidade pela primeira vez para avaliar as tensões ao redor de implantes osseointegrados. O autor avaliou diferentes proporções de imersão do implante no material fotoelástico e o tipo de implante (rosqueado ou liso) pela qualidade das franjas presentes quando aplicado forças axiais e laterais. Demonstrou a importância da inserção e do desenho do implante na distribuição de forças, sendo maiores tensões encontradas em menores inserções e na presença de roscas.

Em 1993, ressaltando a importância da passividade na longevidade dos trabalhos protéticos sobre implante, McCartney e Doud descreveram uma técnica de obtenção de estruturas adaptadas por meio de utilização de soldagem de cilindros de ouro à infraestrutura fundida.

Waskewicz *et al.*, em 1994 realizaram um estudo de análise fotoelástica para avaliar o padrão de tensões ao redor de implantes unidos a estruturas não passivas e passivas. Em um modelo fotoelástico curvo, simulando uma mandíbula humana, 5 implantes de hexágono externo com plataforma regular e comprimento de 10mm, foram instalados. Sobre os implantes, foram aparafusados pilares cilíndricos e uma infraestrutura foi encerada e fundida em liga de Prata-Paládio. Realizaram o teste do parafuso único e devido à falta de íntima relação entre a

estrutura metálica e os pilares, a peça foi considerada não passiva. Comparações quanto à sequência de aperto de parafuso também foram realizadas. A análise fotoelástica verificou as tensões presentes pela presença das franjas isocromáticas e comparou pelo número de franjas presentes ao redor dos implantes. Após essas análises, a estrutura foi seccionada entre cada pilar e relacionada para soldagem. Da mesma forma, a estrutura soldada foi aparafusada aos pilares, com diferentes sequências de aperto dos parafusos e novamente analisada pela técnica da fotoelasticidade. Os resultados mostraram que a sequência de aperto dos parafusos não teve influência nas tensões geradas ao redor dos implantes e ainda que, o procedimento de secção e soldagem, proporcionou passividade à estrutura. Em conclusão, o estudo mostrou que a confecção de estruturas passivas, reduz as tensões ao redor dos implantes e que devido ao desconhecimento da quantidade de força prejudicial ao osso peri-implantar, a confecção de estruturas passivas é altamente recomendada.

Em 1995, Millington e Halton, realizaram um estudo para analisar a natureza e magnitude das tensões geradas em infraestruturas sobre implantes quando diferentes níveis de desadaptação estão presentes. Sobre uma barra de 20mm representando uma mandíbula desdentada, 4 análogos foram inseridos e sobre eles, confeccionada uma infraestrutura passiva. Sobre ela, um material fotoelástico foi aderido, para a realização da técnica de fotoelasticidade por transmissão. Desadaptações verticais foram introduzidas em um dos pilares e as tensões geradas foram analisadas em 12 pontos, por fotoelasticidade de transmissão. Os autores observaram que tensões são introduzidas em infraestruturas fundidas com desadaptação maior que $6\mu\text{m}$. Para as desadaptações no pilar intermediário, o maior índice de tensão ocorreu com discrepância de $40\mu\text{m}$. Quando a desadaptação localizava-se em um pilar distal, verificou-se aumento da tensão quanto maior a desadaptação (no estudo, até $104\mu\text{m}$). Concluem que, O nível de estresse foi maior quando a desadaptação localizava-se no pilar intermediário, independente do tamanho da discrepância.

Helldèn e Dérand (1998) relatam que as distorções ocorridas durante a fundição das infraestruturas protéticas são as principais causas da ausência de passividade. Diversas técnicas de soldagem são descritas para obter passividade, para a soldagem a Laser um dos pré-requisitos é que as porções a serem unidas encontrem-se o mais paralelo possível. Foi descrito um método de confecção de infraestruturas de próteses implantossuportadas que consistia em seccionamento horizontal dos pilares numa mesma altura, seguido de soldagem a Laser e avaliaram a passividade alcançada pela fotoelasticidade e pela técnica de extensometria. Confeccionaram infraestruturas sobre três implantes (n=4), com distancia de 10 e 20mm entre eles, seguindo a técnica a ser testada e pela técnica em monobloco. Os pilares plásticos foram aparafusados diretamente sobre os implantes, cada infraestrutura foi encerada, incluída e fundida em Titânio comercialmente puro. Cada uma das peças foi acoplada ao modelo fotoelástico por meio de parafusos de titânio com torque de 40Ncm. Os resultados da fotoelasticidade demonstraram maiores tensões nas estruturas em monobloco, com concentração mais expressiva entre os implantes mais próximos. Ainda que a relação entre a absorção óssea e a passividade não tenha sido comprovada em estudos clínicos, parece ter um consenso da importância de uma adaptação precisa e sem tensões para a longevidade dos componentes protéticos e da infraestrutura. Apesar de a fotoelasticidade utilizar modelo com propriedades isotrópicas para avaliar tensão em estruturas anisotrópicas, com esta técnica é possível a visualização da presença e dos locais de concentração de tensão. Os autores concluíram que o método em estudo permitiu a confecção de infraestruturas passivas.

Watanabe *et al.* em 2000 avaliaram as tensões geradas ao redor de três implantes por infraestruturas em monobloco, monobloco seccionado e soldado, infraestrutura apenas soldada e confeccionada pelo método “IMZ Implant system” (da passividade). Em todos os métodos houve formação de tensão durante o aperto dos parafusos, sendo nas infraestruturas confeccionadas pelo método da

passividade e pelo método da soldagem formou-se menos tensões que nos métodos da fundição e fundição seguida de seccionamento e soldagem. A maior tensão encontrada nas duas últimas foi associado ao sistema de implante utilizado, que compromete fatores como o padrão de fundição e contração do metal. O autor relata também que a confecção separadamente das peças da infraestrutura seguida de soldagem favorece a passividade devido à contração do metal na fundição ocorrer antes da união dos componentes. Em dentes, movimentos de 100µm são tolerados por causa do ligamento periodontal, já em implantes, em decorrência da anquilose que ocorre na osseointegração, o movimento limita-se à elasticidade do osso, que gira em torno de 10µm. Logo, desadaptações de 30 µm em próteses implantossuportadas parafusadas produzem altas forças ao redor dos implantes, contudo, um grau aceitável de desadaptação ainda não foi determinado. Foi concluído que independente do tipo de infraestrutura utilizada houve formação de tensões ao redor dos implantes, sendo maiores tensões encontradas em peças monobloco e confeccionadas pela técnica de monobloco seccionado e soldado quando comparadas á técnica de somente soldagem.

Em 2000, Guichet *et al.*, estudaram a passividade e adaptação marginal de próteses implantossuportadas parafusadas e cimentadas. Sobre um modelo simulando três implantes na região posterior foram realizadas cinco próteses parafusadas e cinco cimentadas. A análise de adaptação marginal foi feita em um microscópio e a de tensão pela técnica de fotoelasticidade, utilizando um modelo anatômico. Os testes foram feitos antes e após o aparafusamento das peças nos implantes. Não foi observada diferença entre os grupos quanto à adaptação marginal antes do aparafusamento ou cimentação, após o aperto dos parafusos observou-se diminuição do gap marginal, mas não teve relação com a presença de tensão. Na análise fotoelástica, apesar das próteses parafusadas apresentarem mais tensões, pareceu não haver previsão sobre a sua localização e presença. As peças cimentadas exibiram menor formação de tensão que as

parafusadas. Os autores concluíram que próteses parafusadas exibiram diferentes localizações e intensidade das tensões e menores valores de gap marginal após o aperto dos parafusos, já as peças cimentadas obtiveram padrões semelhantes com pouca concentração de tensão, localizadas na cervical dos implantes e tiveram após cimentação, maiores valores de gap marginal.

Duyck et al (2001) avaliaram a resposta tecidual à próteses desadaptadas com carregamento dinâmico e estático. Implantes foram instalados em tibia de coelho e cargas dinâmicas e estáticas aplicadas. Após 14 dias de carregamento, foram feitas quantificações histomorfométricas da área de contato osso-implante. Imagens histológicas semelhantes foram observadas para o osso submetido à carga estática e o grupo controle, sem sinais de alterações ósseas. Ao redor dos implantes submetidos à carga dinâmica foram encontrados defeitos ósseos em forma de cratera, caracterizando reabsorção óssea. Não foi observado diferença para a área de contato osso-implante entre os grupos. Contudo, quanto ao volume ósseo imediatamente ao redor dos implantes, aqueles sob carregamento dinâmico apresentaram significativa diminuição do volume ósseo. Os autores concluíram que cargas dinâmicas excessivas provocaram ao redor dos implantes, defeitos ósseos em forma de cratera.

Sahin e Çehreli, 2001, em revisão, discutiram a importância da passividade em próteses implantossuportadas. Afirmam que a conexão rígida entre os implantes osseointegrados e a infraestrutura distribui as forças por todo o sistema, que é diretamente transferida ao osso adjacente. Muito embora a passividade seja considerada um pré-requisito importante para a longevidade da prótese e manutenção do osso alveolar, os seus aspectos clínicos não foram demonstrados, devido às dificuldades da mensuração. Teoricamente, para promover uma infraestrutura passiva, ou livre de tensões, ela não deve induzir força alguma nos implantes e no osso adjacente, quando não estão sob carregamento. Devido à impossibilidade de se obter estruturas passivas, relatos de desaperto ou fratura de parafusos, fratura de estruturas metálicas e do material

de cobertura, veem sendo associados às tensões de estruturas não passivas. A quantidade de força que pode gerar danos às estruturas peri-implantares, não está estabelecida devido às variações de qualidade óssea, comprimento, largura e superfície dos implantes. Ressaltam ainda que uma adaptação marginal aceitável não corresponde à passividade da estrutura. Durante a fabricação das estruturas, distorções podem ocorrer em todos os sentidos, o que muitas vezes indica a secção de estruturas em monobloco para soldagem, sendo observada uma redução das forças geradas em estruturas soldadas a Laser. Concluem que passividade absoluta não foi ainda alcançada e que não existe consenso sobre o nível de desadaptação aceitável.

Em 2004, Bernardes analisou, por meio da fotoelasticidade, qualitativamente e quantitativamente as tensões geradas em peças sobre implantes variando apenas a conexão em hexágono interno, hexágono externo, cone morse e implante de corpo único (sem conexão). As peças inseridas em blocos fotoelásticos foram submetidas a cargas compressivas axiais e com deslocamento de 6,5mm do longo eixo do implante. Em diversos pontos foram determinados a tensão cisalhante máxima utilizando um polariscópio circular. Não foi observado diferença entre os grupos quando submetidos à força axial, sob carregamento com a força deslocada, o implante com conexão hexagonal interna, apresentou menores valores quando a tensão foi verificada ao redor de todo implante. Ao analisar as tensões presentes na região do pescoço do implante, também sob carregamento oblíquo, implantes com hexágono interno e com cone morse, exibiram menores tensões.

Stüker, Teixeira e Zani em 2005, realizaram uma revisão apresentando situações relacionadas com a passividade de estruturas metálicas sobre implantes. Destacaram que devido a íntima relação dos implantes ao tecido ósseo, o mínimo movimento que o implante apresenta é atribuído à deformação do osso peri-implantar, que recebe todas as forças transferidas pelo implante. Afirmam ainda que próteses adaptadas e rígidas são necessárias para uma correta

distribuição das forças de flexão, pois na presença de desadaptações, algumas unidades de ancoragem podem ser mais requeridas mecanicamente. Cargas moderadas e bem distribuídas tem a função de induzir a formação óssea. Consideram que infraestruturas confeccionadas pela técnica de cera perdida imprecisas, pelo quesito de assentamento passivo, indicando secção e soldagem para obter passividade. Concluem que a passividade de estruturas metálicas sobre implantes exerce papel importante na longevidade, no ponto de vista mecânico, das reabilitações implantossuportadas.

Araújo (2006) afirma que a presença de tensões e sua dispersão são problemas comumente encontrados na engenharia, sendo o estresse presente dependente da geometria, dimensão dos entalhes e natureza do esforço o qual a peça é submetida. Para corpos com geometria e carregamento complexo a técnica da fotoelasticidade permite uma rápida análise qualitativa do estado de tensão através da observação de efeitos ópticos. A fotoelasticidade baseia-se na propriedade de birrefringência dos corpos, na qual alguns materiais quando submetidos a carregamento, alteram o coeficiente de refração da luz. Com a utilização de um polariscópio, que fornece luz polarizada, um modelo com propriedade fotoelástica e aparatos para registro e análise dos efeitos ópticos formados, chamados franjas, é possível a mensuração a tensão cisalhante máxima incidente sobre todo o modelo. Muito embora esta técnica possua limitações quanto à utilização de modelos confeccionados de materiais diferentes do osso humano, ela permite uma visão ampla da distribuição das tensões e com isso a análise de estruturas e carregamentos complexos.

Em 2007, Freitas-Júnior *et al.*, relataram que a fotoelasticidade trata-se de uma técnica experimental para análise do campo de tensão/deformação dos corpos. Sendo vantajosa pela a sua capacidade de analisar estruturas com geometria complexa, com presença de carga dinâmica, materiais inelásticos e elásticos também por conferir uma alternativa quando a análise numérica é de difícil aplicação, além de esta técnica proporcionar uma observação geral da

distribuição das tensões em todo o modelo (técnica de campo aberto). A análise baseia-se no fenômeno de birrefringência dos corpos, no qual em regiões do corpo sob compressão, a luz incidente comporta-se de maneira diferente das outras regiões sem tensão. Desta forma, um polariscópio é utilizado para esta análise, ele possui placas polarizadoras que absorvem os componentes de luz que não vibram na direção do eixo polarizador e uma placa retardadora, que decompõe o vetor de luz em direções ortogonais, transmitindo-o em velocidades diferentes e controlando a amplitude e a rotação da luz emergente. Para esta técnica o modelo deve ser transparente, possuir baixo módulo de elasticidade, ótima resposta ótica, possuir propriedades lineares, homogeneidade e isotropia, além de não exibir efeito de borda, ser de fácil usinagem, não apresentar tensões residuais e com constante ótica inalterável. A fotoelasticidade é aplicável em situações de estado plano (na superfície do corpo ou internamente) ou tridimensional. Contudo, os modelos experimentais não reproduzem todas as características das situações a serem estudadas, a maioria utiliza modelos linearmente elásticos, consideram estruturas, como osso cortical e o osso esponjoso, homogêneas e isotrópicas, simplificando as suposições. Os autores concluem que a análise fotoelástica, dentro das suas limitações, possibilita comparar componentes de um sistema complexo e fornecer subsídios para aprimoramento de modelo numérico.

Barbosa *et al.*, em 2007(b), realizaram um estudo avaliando comparativamente, por meio de microscopia eletrônica, o desajuste vertical de pilares UCLAs calcináveis, após a fundição e a soldagem, e verificaram ainda, a influência de três diferentes laboratórios de prótese dental nesse processo. Cada laboratório confeccionou quatro infraestruturas para prótese fixa de três elementos. Após a fundição, as peças foram aparafusadas na matriz metálica e conferido um torque de 20 Ncm em cada parafuso, para realizar a avaliação microscópica inicial. Em seguida, as estruturas foram seccionadas e soldadas por soldagem convencional e realizado novamente a microscopia. Os resultados

apresentaram diferença entre os laboratórios, sendo os menores valores encontrados para o laboratório A, quando comparado ao laboratório B e C, sendo os últimos iguais estatisticamente. Após a soldagem, não foi observado diferença entre os laboratórios. Os índices de desadaptação encontraram-se menores que 10 μm . Os autores concluíram que a adaptação do pilar UCLA pode ser influenciada pelos procedimentos laboratoriais, como experiência do operador e tipo de fundição e ainda que a soldagem convencional por si só, pode aumentar os valores de desadaptação, independente do laboratório.

Markarian *et al.*, (2007) realizaram um estudo no qual avaliaram por meio da fotoelasticidade, a intensidade e distribuição de tensões em próteses sobre implantes de 3 elementos adaptadas e desadaptadas. Dois modelos fotoelásticos foram confeccionados, com 3 implantes cada, em um dos modelos, o implante central encontrava-se angulado em 30 graus. Uma estrutura metálica foi confeccionada para cada modelo utilizando cilindros de titânio soldados a barras de titânio pré-fabricadas. Medições da desadaptação foram realizadas em microscópio óptico. As estruturas adaptadas foram instaladas nos seus respectivos modelos fotoelásticos, e realizadas as análises em um polariscópio plano das estruturas após o torque de 20 Ncm nos parafusos dos pilares e quando submetidos à carga de 100N. Foi verificada a presença, quantidade e concentração de franjas. Em seguida, as estruturas foram seccionadas, e para a nova solda, adaptou-se um espaçador entre o implante e o pilar para criar uma desadaptação de dimensão conhecida e reproduzível. Da mesma forma, as estruturas desadaptadas foram aparafusadas e analisadas. Os autores observaram que em implantes paralelos, as tensões localizavam-se ao redor da porção cervical de todos os implantes e ao ser submetido à força de compressão, as tensões concentraram-se na região apical deles. No modelo com implante angulado, uma maior concentração de tensão foi observada ao redor deste, na presença ou não de força de compressão. Para ambos modelos, a instalação de estruturas desadaptadas, gerou maiores tensões. Concluíram que a presença de

franjas logo após o aparafusamento das estruturas indicou que tensões foram induzidas no sistema tanto em estruturas adaptadas ou não, entretanto, estruturas desadaptadas geraram ainda mais tensão.

Rubo e Souza (2008) afirmam que um bom entendimento do comportamento de cada componente da prótese implantossuportada pode facilitar e otimizar a fabricação e o planejamento das mesmas, levando à menores taxas de falhas mecânicas. Assim, analisaram pela técnica de elementos finitos a distribuição das tensões no osso adjacente aos implantes, variando a qualidade óssea, comprimento do cantiléver distal, altura do pilar, comprimento dos implantes e liga metálica da estrutura protética. A partir de um modelo em elementos finitos computadorizado e tridimensional do segmento anterior da mandíbula humana, foram feitas as simulações para um caso de cinco implantes nessa região, sobre eles uma infraestrutura metálica. Para todos os materiais, incluindo o osso, foi assumido comportamento linear e isotrópico. Com o objetivo de simular a força oclusal, 100N foram aplicados verticalmente na distal do cantiléver. O comprimento do braço suspenso foi analisado com 10, 15 e 20mm e quanto maior o comprimento, maiores tensões foram observadas. Os valores de tensão no osso cortical foram menores com a diminuição do módulo de elasticidade do osso medular, já para a altura do pilar, quanto maior, maiores as forças presentes. Quanto ao comprimento dos implantes, houve uma redução na tensão, quanto mais longo os implantes, contudo, variações de 10, 15 e 18mm não mostraram efeitos significantes. Ao comparar estruturas de Prata-Paládio e de Co-Cr, a segunda mostrou melhor distribuição das tensões, soma-se a isso, a possibilidade de confecção de estruturas menos espessas com esse material devido ao seu alto módulo de elasticidade. Os autores concluíram que cada adição de 5mm no comprimento do cantiléver, aumentou aproximadamente de 30 a 70% as tensões ao redor dos implantes e o uso de ligas de Co-Cr permitiram melhor distribuição das tensões.

Em 2008, Simamoto-Júnior avaliou a influência da alteração do número e diâmetro de implantes para confecção de prótese inferior tipo protocolo de Brånemark. Foram confeccionadas 3 estruturas para cada grupo, os quais se dividiam em estruturas sobre 5 implantes de 3,75mm de diâmetro, sobre 3 implantes de 3,75mm de diâmetro e um grupo com estruturas sobre 3 implantes com largo diâmetro (5mm), sendo todos os implantes com 13mm. Os modelos foram avaliados por meio da fotoelasticidade na presença de carregamento constante de 1,33Kgf em um dos extremos livres da prótese. O aumento do diâmetro dos implantes demonstrou uma redução nos valores de tensão cisalhante máxima, sendo os maiores valores de tensão encontrados para o grupo com 3 implantes de 3,75 de diâmetro. O autor concluiu que o número de implantes mostrou-se menos relevante na diminuição das tensões presentes, contudo o aumento do diâmetro mostrou resultados favoráveis para distribuição das tensões.

Em 2009, Begg *et al.*, descreveram as forças geradas ao redor dos implantes em estruturas sobre 4 implantes (“all-on-four”), com diferentes angulações dos implantes distais, por meio da fotoelasticidade. Quatro modelos de resina fotoelástica foram confeccionados com as dimensões de 20mm de altura, 10 de espessura e com 45mm de comprimento nos segmentos laterais e 35mm no central. Implantes de 13mm de comprimentos foram dispostos de acordo com os 4 grupos de comparação, variando a angulação dos implantes distais: implantes paralelos, implantes distais com inclinação de 15 graus, 30 graus e 45 graus. Forças compressivas estáticas, de 5, 10 e 15Kg, foram aplicadas nas estruturas quando aparafusadas e submetidas ao teste fotoelástico. Esse carregamento teve 3 locais distintos, sendo: próximo ao pilar do lado esquerdo e do pilar do implante anterior esquerdo, adjacentes aos dois pilares centralizados e ao lado do implante do lado direito e do implante anterior do lado direito. As franjas foram analisadas na região cervical (A), média (B) e apical (C), foram observadas a ordem de franja e a proximidade entre elas. Para cada implante distal, a ordem de franja mais alta foi registrada para as zonas A e C, para a zona B, a menor ordem que foi

verificada. As tensões foram maiores na zona A e C. Não se observou diferença na ordem de franja entre implantes paralelos e angulados para implantes distais com 15 e 30 graus de inclinação, para os implantes com 45 graus de inclinação foi observado uma maior concentração de franjas ao redor destes implantes. Para todos os carregamentos, a ordem de franja na região A foi menor que na região C. Concluíram que a configuração “all-on-four” apresenta maior concentração de tensão quando os implantes distais apresentam-se numa inclinação de 45 graus.

Gomes *et al.*, (2009) investigaram por meio da técnica de elementos finitos, as tensões nos implantes e na região peri-implantar com próteses adaptadas e com desadaptação angular de 50, 100 e 200 μ m. Quanto maior a desadaptação, maior a presença de tensões. Os autores concluíram que a diminuição do contato entre a prótese e o implante modifica todo o sistema na distribuição e magnitude das forças.

Em 2009, Bernardes *et al.*, publicaram um estudo comparando diferentes desenhos de conexão prótese-implante, por meio da fotoelasticidade. Foram confeccionados 4 implantes cônicos e sem rosca variando apenas o tipo de conexão em: hexágono interno, hexágono externo, cone morse e corpo único. Em um polariscópio circular as amostras foram submetidas à força de compressão direcionada no longo eixo do implante e outra, fora do longo eixo, 46 pontos foram analisados na primeira situação e 61 quando a força encontrava-se deslocada e as tensões cisalhantes máximas registradas. Os resultados mostraram pequena diferença entre os tipos de conexão, para o carregamento não-axial, conexão de hexágono interno apresentou menores valores de tensão, já as conexões em hexágono externo e corpo único, apresentaram os maiores valores. Os autores concluíram que as tensões peri-implantares não diferiam significativamente para as conexões estudadas quando submetidas à forças axiais. Sob forças não axiais, a conexão em hexágono interno obteve menores valores de tensão, contudo, as todas amostras apresentaram maiores valores de tensão sob carregamento não-axial do que em forças axiais.

Ogawa et al em 2010, avaliaram e compararam a força axial e a presença de momentos de força em diferentes modelos variando o número e distribuição dos implantes e também o material de confecção, numa prótese total fixa, utilizando de extensômetros sob carregamento estático. Um total de 27 situações testes foram avaliadas, variaram o número de implantes de 3 a 5, com 3 variações de distâncias (pequena, média e grande) e os diferentes materiais de confecção foram resina acrílica, resina acrílica reforçada e titânio. Uma força axial de 50N foi aplicada a 10mm de distância do implante distal 3 vezes em cada braço suspenso das peças. Foi observado uma tendência dos maiores valores de forças axiais e momentos de forças nos implantes adjacentes ao local de aplicação da força. Nas peças sobre 3 e 4 implantes obtiveram valores negativos para forças axiais incidentes nos implantes intermediários, ainda para os esquemas com 4 fixações, não foi observado diferença entre os materiais de confecção quanto às forças axiais. Não foi observada diferença para a intensidade dos momentos de forças para modelos usando 4 ou 5 implantes, mesmo quando a distância entre eles era alterada, já modelos com 3 implantes apresentaram aumento significativo, possuindo pior comportamento biomecânico nos casos com distância menor entre os implante, mostrando que não somente o número, mas a distribuição também possui um importante papel biomecânico. Quando avaliado os momentos de forças relacionados com o material de confecção, os menores valores foram encontrados com as estruturas de Titânio. Concluíram que momentos de forças significativamente maiores foram observados em próteses suportadas por 3 implantes com limitada distribuição dos implantes e quando confeccionada com material plástico.

Abduo *et al.*, (2010) realizaram uma revisão crítica sobre as vantagens e desvantagens dos métodos de avaliação da adaptação de estruturas de prótese fixa implantossuportadas. Um busca na base de dado MEDLINE e PubMed foi feita e selecionados 54 artigos de acordo com os critérios de inclusão e exclusão determinados. Tanto métodos clínicos, quanto laboratoriais foram incluídos no

estudo. Para métodos clínicos de averiguação da passividade, foram dispostos em ordem crescente de precisão: pressão digital, inspeção visual, radiografias, sensação tátil, teste do parafuso único, materiais de preenchimento, teste de resistência do parafuso e por fim, fotogrametria tridimensional. Para os métodos laboratoriais, discutiram sobre suas vantagens e limitações. Afirmou que as técnicas de modelagem são aplicadas para a simulação de situações clínicas. A fotoelasticidade foi descrita como uma técnica baseada na capacidade de certos materiais transparentes de exibirem padrões de cores diferentes, chamados de franjas isocromáticas, quando submetidos à tensão sob luz polarizada. Trata-se de uma técnica para a determinação exata da localização das forças no modelo. Contudo, limita-se pela simulação de estruturas biológicas por modelos fotoelásticos, pela possibilidade da introdução de desadaptações durante a confecção do modelo e pela dificuldade de uma análise quantitativa. Os autores concluem que apesar da passividade completa não ter sido atingida, certo grau de desadaptação pode ser aceitável caso a micro-fenda não provoque efeitos deletérios no complexo prótese-implante, e ainda que para promover resultados previsíveis, mais estudos *in vitro* devem ser realizados para fornecer esclarecimentos biomecânicos sobre qualquer técnica de confecção da infraestrutura antes dela ser utilizada na clínica.

2.3 SOLDAGEM A TIG

Bracarense (2000) descreveu o processo de soldagem a TIG, também chamada de *Gas Tungsten Arc Welding* (GTAW), como um processo de soldagem a arco elétrico que utiliza um arco entre um eletrodo não consumível de tungstênio e a poça de soldagem, protegidos por uma atmosfera de gás inerte, argônio. A corrente de soldagem afeta a penetração da solda e a tensão do arco, sendo para um mesmo comprimento de arco, o aumento da corrente, promove um aumento

na tensão do arco. A tensão do arco é a denominação da tensão que ocorre entre o eletrodo e a peça e é influenciada além de pela corrente do arco, o perfil da ponta do eletrodo, distância entre o eletrodo e a peça e pelo tipo de proteção. No processo de soldagem, os eletrodos não são consumíveis e tem o papel de servir como um dos terminais de arco que irá gerar o calor para o processo, contudo, podem ser contaminados quando o soldador mergulha o eletrodo na poça, ou por uma proteção imprópria do gás inerte. A utilização de uma corrente pulsada permite uma combinação de força e fusão do pulso, enquanto mantém a área de soldagem relativamente fria. Destacam-se como limitações e potenciais problemas desse tipo de solda a necessidade de maior destreza e coordenação do operador e a possibilidade de haver inclusões de Tungstênio, no caso de haver contato do mesmo com a poça de soldagem.

Gabrielli *et al.*, em 2000, utilizando-se de bastões metálicos compostos de Ni-Cr e outros de Ni-Cr-Co-Ti, compararam a resistência à tração de estruturas soldadas a TIG e sem solda. As soldagens utilizaram corrente elétrica de 8 A para os bastões de Ni-Cr e de 40 A para os de Ni-Cr-Co-Ti. O teste de tração uniaxial foi realizado com velocidade de 3mm/s para a determinação da resistência. Os resultados mostraram que a resistência à tração foi maior nos corpos-de-prova isentos de soldagem, contudo, para a liga Ni-Cr-Co-Ti, essa diferença não se mostrou estatisticamente significativa. Os autores discutiram que para uma soldagem efetiva, devem-se ter valores de resistência à tração maiores que os existentes no ato mastigatório e que independente da liga metálica utilizada, as propriedades mecânicas podem ser influenciadas pela variação do processo de soldagem. Concluíram que a presença da solda a TIG determinou a variação da resistência à tração para a liga de Ni-Cr, sendo mais resistente na ausência da solda e a liga Ni-Cr-Co-Ti não apresentou diferença, porém obtiveram valores de resistência à tração inferior ao da outra liga estudada.

Bezzera e Rade (2004) em um estudo sobre a análise térmica do processo de soldagem a TIG, a descreve como um processo que provoca a fusão

do metal, causando apenas uma vaporização localizada, diferentemente de outros processos de soldagem como o Laser e feixe e elétrons. Em geral durante este processo, ocorre forte aquecimento de certas regiões das peças a serem unidas, enquanto que o restante destas permanece à temperatura mais inferior, tendo com isso, uma distribuição não uniforme do calor. Com tendência natural de dilatação das partes aquecidas, a qual é restringida pelas regiões adjacentes menos aquecidas, são geradas deformações elásticas e plásticas não uniformes, responsáveis por grande parte das tensões residuais de soldagem. Outro fator gerador de tensões residuais é a variação de fase do material, que levam a variações de volume.

Em 2006, Hart e Wilson avaliaram o efeito na resistência flexural e à fadiga com uso ou não de metal de preenchimento para soldas a Laser e a TIG na confecção de cantilévers em estruturas de Titânio. Foram fabricados 60 estruturas sobre 2 implantes com um cantiléver de 15 mm de comprimento e divididas em 4 grupos, variando a quantidade de metal de preenchimento usado na soldagem a Laser (grupo 1 ou 3) o grupo 4 com soldagem a TIG. Dez espécimes de cada grupo foram submetidas ao teste de resistência mecânica com velocidade de 2mm/min, até obter uma deformação de 5 milímetro ou atingir 1900N de carga. A força era aplicada a 12mm do centro do implante. O teste de fadiga mecânica com as 5 amostras restantes de cada grupo foi realizado simulando ciclicamente 15 +- 2 N e 200+-5 N de força, com uma frequência de 10 Hz, a oscilação cessava ao exceder 2mm ou ao completar 10^6 ciclos. Nas fraturas da soldagem a Laser ocorreu separação dos fragmentos, enquanto na fratura da soldagem a TIG ocorreu apenas uma dobra da peça nessa região. A introdução de material de preenchimento aumentou significativamente a resistência a flexão antes e depois da fadiga mecânica. Quanto maior a quantidade desse material, maior a força necessária para a fratura, sendo a soldagem a TIG a que apresentou maiores valores de resistência. Concluíram que a resistência flexural antes e depois da fadiga mecânica em braços suspensos soldados a Laser foi influenciada pelo

volume do material de preenchimento adicionado. Já a soldagem a TIG, na qual foi utilizado maior volume de material de preenchimento, obteve maiores valores de resistência, contudo a poça de fusão pode ser influenciada pela proteção do gás argônio durante o seu aquecimento e resfriamento.

Rocha et al (2006) aferiram, por meio de teste de resistência à flexão, a eficácia do processo de soldagem a TIG e a Laser para ligas de Titânio comercialmente puro, Co-Cr e de Ni-Cr. De cada liga foram confeccionados 5 amostras com 3mm de diâmetro e 25 de comprimento, para cada grupo, variando as soldagens realizadas: soldagem a Laser, soldagem a Laser com material de preenchimento, soldagem a TIG e peças em monobloco, perfazendo um total de 60 amostras. O teste de resistência à flexão foi feito na máquina Instron (Instron Co., Canton, MA, USA) com velocidade de 0,5mm/min e com célula de carga de 500Kg aplicada sobre a região soldada, localizada no centro da peça. Obtiveram melhores valores de resistência à flexão as amostras submetidas à soldagem a TIG sendo os maiores valores encontrados para liga de Co-Cr. Sobre a soldagem a TIG, o Co-Cr apresentou diferença em relação ao Ti e Ni-Cr e para a soldagem a Laser, o Ti diferenciou-se do Co-Cr e Ni-Cr. Os autores concluíram que as ligas estudadas apresentaram maior resistência à flexão quando soldadas a TIG, sendo o Co-Cr o mais resistente.

Em 2007 Cardoso, realizou um trabalho para avaliar o desempenho de soldagens a Laser e a TIG em peças e Ti6Al4V, por meio de ensaio de resistência a flexão. Para os Corpos de prova, barras cilíndricas pré-fabricadas de 2,5mm de diâmetro e 50mm de comprimento foram usados, sendo divididos em 5 grupos, com 6 amostras em cada: juntas paralelas sem espaçamento soldadas a Laser, a TIG, e juntas paralelas com espaçamento de 0,6mm e material de adição, também soldadas a Laser e a TIG e o grupo controle, com as barras em monobloco. Para a secção as barras foram posicionadas em dispositivos estabilizadores, para os procedimentos de soldagem, esse dispositivo recebeu uma base de gesso. Tanto as soldagens a Laser quanto a TIG foram realizadas em pontos diametralmente

opostos da barra. O ensaio mecânico foi feito em uma máquina universal de ensaios Instron (Instron Corp., Canton, Mass.) com velocidade de 0,5mm/min e dispositivo de flexão com cilindros de apoio de 3mm de diâmetro e distância entre os apoios da base de 25,4mm. O ensaio foi considerado finalizado com a fratura ou a deformação plástica/permanente dentro de um deslocamento máximo do cutelo de 2,3mm durante o ensaio. De acordo com os resultados encontrados, os grupos controle e Laser sem espaçamento não apresentaram fratura em nenhuma de suas amostras, nos demais grupos observou-se fratura em algumas amostras. Somente o par de grupos controle e Laser e o par de grupos Laser com adição e TIG com adição não diferiram, todos os outros pares de comparação apresentaram diferença. Concluíram que as soldagens TIG sem espaçamento apresentaram melhor resistência à flexão, ainda que, as soldagens a Laser sem espaçamento comportaram-se semelhante ao grupo controle, e as soldagens com material de adição, TIG e Laser, exibiram menor resistência à flexão inferior aos demais grupos.

Atoiu (2008) avaliou o método de soldagem do titânio comercialmente puro por solda a TIG, comparando com o método de soldagem a Laser Nd:YAG, por meio de testes de resistência à tração, resistência a flexão e desajuste marginal de supraestruturas implantossuportadas por meio de microscopia óptica. Utilizando um anel de PVC (Tigre, Rio Claro – SP) e uma base de silicone, seis hastes de latão, com 2mm de diâmetro e 55mm de comprimento, foram incluídas com o revestimento Rematitam Plus (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), passados 5 minutos de presa inicial do cimento, as hastes foram removidas e o espaço deixado, fundido Titânio comercialmente puro. Sessenta corpos de prova foram preparados desta maneira e divididos aleatoriamente para comporem os grupos I (controle), II (solda TIG) e III solda a Laser, para os ensaios de tração (n=30) e flexão (n=30). Os corpos de prova dos grupos II e III foram fixados em um dispositivo estabilizador, seccionados com um disco de carborundum extrafino e as soldagens a TIG e a Laser feitas. Os ensaios de resistência mecânica foram

realizados na máquina de ensaios mecânicos. Para ambos os ensaios foi aplicada uma célula de carga de 500Kgf, com velocidade de 1mm/min, com seus respectivos dispositivos de tração e flexão. Para a tração, foi registrada a fadiga máxima (Mpa) e para flexão, a máxima deflexão (Mpa) do corpo-de-prova, na análise de três pontos. Para o ensaio de desajuste marginal, a partir de um modelo de gesso de mandíbula, foram realizadas 4 perfurações e nelas, instalados análogos do pilar micro-unit (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo – São Paulo) presos com gesso especial tipo IV (Durone V, Dentisply, Petrópolis – Rio de Janeiro). As supraestruturas foram enceradas, utilizando UCLAs plásticos e barras de acrílico (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo – São Paulo). Após enceradas as estruturas foram incluídas e fundidas. 30 supraestruturas foram confeccionadas e divididas aleatoriamente em 3 grupos: grupo I (controle), grupo II (seccionamento e soldagem a TIG) e grupo III (seccionamento e soldagem a Laser). O seccionamento foi seguido de união dos fragmentos com resina acrílica e inclusão em material refratário para soldagem. Após as soldagens, foi realizado o teste do parafuso único de ambos os lados da estrutura, e feitas mensurações, com um microscópio óptico, em 3 pontos nos lados vestibular e lingual de cada interface oposta ao pilar aparafusado. Para os testes de resistência a tração e resistência a flexão, o grupo I apresentou melhores resultados que o grupo II e III, que não diferiram entre si. Na avaliação do desajuste marginal, o grupo em monobloco apresentou maiores valores de desajuste que e os grupos TIG e Laser, os quais tiveram comportamento semelhante. Em conclusão, no estudo foi observado que, a resistência à tração e à flexão das estruturas soldadas a TIG foram semelhantes às soldadas a Laser e o desajuste marginal das estruturas soldadas a TIG foi semelhante àquelas soldadas a Laser.

Em 2010, Oliveira *et al.* avaliaram a força máxima de flexão em cantiléver confeccionado por soldagem a Laser o a TIG, com três diferentes configurações. 12 estruturas suportadas por 3 implantes foram confeccionadas em Titânio, divididas em 4 grupos (n=6): barras distais simples soldadas a Laser, barra

distal simples com diâmetro de 3,18mm soldada a TIG, barra distal dupla de 2,5mm de diâmetro soldada a TIG e barra distal mista de 3,18 e 2,5mm de diâmetro soldadas a TIG. Uma força foi aplicada na extremidade para o teste de flexão. O grupo controle apresentou diferença significativa dos grupos de barras distais simples e duplas. Concluíram que a soldagem de barras distais simples a Laser e barras distais mistas a TIG apresentaram maior resistência que barras distais simples e duplas soldadas a TIG.

2.4 SOLDAGEM A LASER

Os primeiros relatos de utilização da solda a Laser na odontologia foram com Gordon e Smith em 1970. Eles descreveram a aplicação deste tipo de solda em 104 prótese fixas e na soldagem 3 encaixes de precisão em próteses parciais removíveis. Eles observaram que a soldagem realizada diretamente sobre o modelo não o danifica, sendo este um aspecto vantajoso, obtendo maior precisão. Outros fatores vantajosos desta técnica são a manutenção da escultura da peça pós-soldagem e a redução significativa do tempo de trabalho quando comparado à soldagem por brasagem. Nas próteses avaliadas, todas as soldas foram bem sucedidas no período de avaliação de 6 a 20 meses. Salientam a importância do assentamento passivo das peças protéticas e de um contato íntimo entre os fragmentos a serem soldados para a longevidade da solda. Concluem que a soldagem a Laser para próteses parciais fixas e próteses parciais removíveis é economicamente vantajosa, considerando o tempo para realização do procedimento, que a precisão da estrutura soldada reflete a precisão do modelo de trabalho, que a soldagem a Laser permite a manutenção da anatomia interproximal e possibilita melhor estética devido a não necessidade de escultura diferenciada para esta solda.

Jemt e Lindén em 1992 descreveram uma técnica para confecção de infraestruturas para próteses totais implantossuportadas, que consistia em unir por meio de soldagem a Laser componentes pré-fabricados em titânio. Após um ano de acompanhamento observaram incidência de falhas semelhante ao controle, composto de infraestruturas fundidas em titânio. Apenas 2% das estruturas necessitaram de repetição durante o primeiro ano, contudo, verificaram que esta técnica dificulta o posicionamento correto dos dentes artificiais, sendo necessárias adaptações nos componentes pré-fabricados. Concluindo que mais pesquisas são necessárias para comprovar a eficiência da técnica em longo prazo.

Em estudo sobre a soldagem a Laser, Tambasco *et al.* (1996) descreveram algumas características desse tipo de soldagem. Sobre a luz produzida para a soldagem, afirmam que o feixe é mantido em 0,5mm de diâmetro. O calor absorve a energia produzida pelo Laser, a qual penetra por condução no interior do metal. Em frequências muito altas, o metal no centro do foco do Laser, pode ser vaporizado, porém o aquecimento pontual é uma característica positiva deste tipo de solda. Os autores atribuem o sucesso da soldagem a profundidade de penetração do raio, mas é preciso atentar à possibilidade de distorções. O grau de penetração é controlado pela variação da voltagem associada ao pulso do Laser. Com o aumento do tempo do pulso apenas a energia fornecida aumentará, o que leva a maior concentração de calor. São vantagens da técnica de soldagem a Laser: soldagem diretamente no modelo de trabalho, sem necessidade de material de adição, resistência ao escoamento semelhante ao metal de origem e tempo de trabalho reduzido. Como desvantagens, destacam: alto custo do equipamento, curva de aprendizado, algumas características do metal, como, condutibilidade térmica, densidade e composição de metal-base, podem dificultar a soldagem a Laser.

Bertrand *et al.* (2001) realizaram um estudo para a verificação da capacidade de soldagem de ligas não preciosas baseadas em Ni-Cr e outra baseada em Co-Cr. O estudo consistiu na avaliação da penetração da solda, da

presença de trincas ou de contaminações. A qualidade das uniões soldadas sendo avaliada por metalografia e teste de resistência a flexão foi realizado em barras com diferentes diâmetros, para a resistência mecânica. A composição da área soldada foi analisada por microsonda de Raios-X. As ligas em estudo foram liga de Ni-Cr de baixo custo usada para coroas e pontes (G mou), liga de Ni-Cr usada para aplicação de cerâmica e próteses parciais fixas (Remanium Cs) e liga de Co-Cr usada para próteses removíveis e próteses parciais fixas (GM 800). Duas séries de barras foram confeccionadas para cada metal (0,6 e 2mm de espessura), tendo 5 amostras em cada uma, por meio de fundição. As amostras foram seccionadas e unidas por soldagem a Laser, sem material algum de preenchimento e em pontos diametralmente opostos do diâmetro da barra, a fim de evitar distorções. O teste de resistência mecânica foi realizado na máquina de ensaio universal Instron, com velocidade de 0,5mm/min. A análise das fraturas foi feita em um microscópio óptico, o teste de dureza Vickers foi realizado na solda e na zona afetada pelo calor, e comparado com o metal fundido. Observaram que a resistência foi maior quanto maior a espessura, que a profundidade da solda não foi maior que 0,5mm. Para a liga Remanium Cs não houve uma relação direta entre o diâmetro e a resistência mecânica, microfraturas e porosidades foram observadas. Para a liga GM 800 as fraturas ocorreram em áreas soldadas com diâmetro maior que 1,5mm, a determinação da microdureza mostrou que a região central da solda possuía maior dureza que o metal fundido. Os autores concluíram que a composição química da liga influencia na capacidade de união por soldagem a Laser.

Jemt *et al.* (2003) realizaram um estudo multicentro prospectivo e randomizado para analisar e comparar o comportamento clínico e radiográfico de próteses parciais fixas implantossuportadas com infraestruturas soldadas a Laser a próteses com estruturas convencionais, cobertas por cerâmica de baixa e alta-fusão, respectivamente. O estudo foi dividido em 2 grupos. Grupo A composto de 21 pacientes, os quais receberam em um hemiarco prótese com infraestruturas

fundidas em liga de ouro (convencional) e coberta por porcelana de alta-fusão e em outro hemiarco (controle), prótese com infraestrutura de Ti soldada a Laser e coberta com porcelana de baixa-fusão. O grupo B, continha 21 pacientes que substituíram próteses antigas por novas com infraestruturas de Ti soldadas a Laser. Foram avaliados a sobrevivência dos implantes e das próteses, adaptação (por meio de um index), problemas biológicos e mecânicos e reabsorção óssea. Não houve diferença entre os grupos, exceto pela maior presença de fraturas na porcelana de baixa-fusão. Concluem que o desempenho clínico das próteses com infraestruturas em Ti com soldagem a Laser, se comportou de maneira semelhante às próteses com infraestrutura fundida em liga convencional nos 5 anos de acompanhamento.

Baba *et al.*(2004) avaliaram o efeito da variação da amperagem e o uso de diferentes técnicas de soldagem a Laser. Confeccionaram espécimes de 0,5 e 1,0 milímetro de espessura, as quais foram seccionadas para posterior soldagem, para controle, peças em monobloco também foram preparadas. As amostras com 1,0 milímetro de espessura receberam ou soldagem de um único lado ou soldagem dupla (dois lados). Teste de resistência à fratura foi realizado e a região fraturada foi analisada em microscópio. A força necessária para fratura de soldas a Laser foi influenciada pelo metal usado e condições de operação, existindo uma tendência de variação da penetração da solda de acordo com amperagem usada. No estudo, todas as amostras soldadas apresentaram menores valores de fratura que a peça em monobloco, e as fraturas ocorrerão na solda. Para as amostras com 1mm de espessura, a presença de trinca na região da solda e a falta de completa fusão dos fragmentos pode ter levado a piores valores de resistência à fratura do que os encontrados em peças de 0,5 milímetro, nas quais, a solda quase atingiu o lado oposto na amperagem de 210 A. Sendo essas trincas mais encontradas nas amostras soldadas com amperagem de 300 A quando comparada à amperagem de 270 A. Os resultados sugeriram que a soldagem a Laser sob condições apropriadas, pode otimizar a união de ligas de Co-Cr.

Em 2004, num estudo avaliando as tensões transmitidas aos pilares em infraestruturas de Co-Cr e de Ti quando em monobloco, e peças de Co-Cr soldadas a Laser, Koke *et al.* mensuraram o desajuste marginal das peças em um microscópio óptico e as tensões por meio de extensometria. As estruturas em Co-Cr tiveram uma redução significativa do desajuste marginal quando soldadas a Laser. E maiores valores de tensão foram observados nas estruturas com pior adaptação.

Zupanic *et al.* (2006), realizaram um estudo para a verificação a resistência mecânica e à corrosão de uma liga de Co-Cr submetida à brasagem e à soldagem a Laser. Para a resistência à corrosão foram confeccionadas barras metálicas fundidas e divididas em quatro grupos: monobloco, brasagem, soldagem a Laser com conformação em “I”, soldagem a Laser com conformação em “X”. As amostras foram colocadas em solução de saliva artificial acidificada. O teste de resistência mecânica foi realizado em três grupos, os quais eram amostras soldadas por brasagem, soldas a Laser com conformação “I”, e solda a Laser com conformação em “X”. Os autores observaram que a solda a Laser mostrou-se mais resistente à corrosão que a brasagem, contudo, as uniões por esta, apresentou maior ductilidade. Concluíram que a soldagem a Laser apresenta excelente resistência à corrosão, entretanto, sua resistência mecânica é dependente da capacidade de penetração da solda.

Örtop e Jemt (2006), publicaram estudo de acompanhamento clínico e radiográfico por 10 anos de próteses totais inferiores implanto-suportadas com infraestruturas confeccionadas por meio de soldagem a Laser e as comparou à próteses confeccionadas com infraestruturas convencionais (fundição de liga de ouro). 824 pacientes foram tratados com prótese totais fixas, destes 669 foram confeccionadas próteses parafusadas com infraestrutura fundida em liga de ouro, e 155 pacientes receberam infraestruturas soldadas a Laser, podendo ser confeccionadas por duas técnicas: na primeira geração os componentes pré-fabricados eram unidos à barra também pré-fabricada por meio de soldagem a

Laser, e na segunda geração, os pilares eram seccionados em uma mesma altura, e então uma barra de Titânio era unida por soldagem horizontal. As próteses eram suportadas por 4 a 6 implantes tipo Brånemark, de acordo com a técnica de dois estágios cirúrgicos. Para o grupo controle, 53 pacientes portadores de próteses totais fixas com infraestrutura em liga de ouro fundida foram selecionados aleatoriamente. Foram realizados acompanhamentos clínicos e radiográficos a partir de um ano de uso da prótese. A prótese era considerada falha quando necessitava de ser substituída devido a uma fratura severa do metal, ou falha na osseointegração de algum implante. No total 45,8% e 47,2% dos pacientes do grupo teste e controle, respectivamente, foram perdidos no estudo. Os autores observaram que um excelente resultado foi obtido com apenas poucas falhas, Índice acumulado de sucesso em 99,5%, e 100% das próteses mantidas após 10 anos de acompanhamento. Índice acumulado de sucesso de 91,4% para estruturas soldadas da primeira geração, de 93,1% para segunda geração e de 100% para estruturas fundidas em liga de ouro, apresentado diferença significativa entre as técnicas. Implantes que receberam estruturas em titânio exibiram significativamente menos perda óssea que os implantes que receberam prótese com infraestrutura em ouro. Além disso, observaram que fraturas no recobrimento da prótese em resina e inflamações teciduais foram complicações mais comuns nas próteses com estruturas em titânio e que problemas mecânicos com os implantes forma poucos.

Cariello, 2007, avaliou por meio da fotoelasticidade a tensão após torque de estruturas implantossuportadas. A partir de uma matriz em aço inoxidável com curvatura semelhante à uma mandíbula humana, com 5 análogos de mini pilares cônicos instalados simetricamente, foram feitas estruturas em monobloco, estruturas com soldagem de bordo e outra confeccionada pelo método CAD/CAM. Um molde da matriz metálica com a transferência dos pilares foi utilizado para confecção modelo fotoelástico no qual a análise fotoelástica foi realizada. As estruturas foram aparafusadas no modelo fotoelástico o conjunto foi

levado a um polariscópio circular, fotografias digitais padronizadas foram realizadas. Observou maior concentração de tensão no implante localizado centralmente em todos os grupos, sendo a infraestrutura em monobloco com maior concentração de tensões. Foi concluído que a soldagem de borda de cilindros apresentou ser viável com resultados superiores àquela infraestrutura confeccionada pela tecnologia CAD/CAM.

Sousa *et al.* (2008) avaliaram a passividade de infraestruturas de Titânio e Prata-Paládio confeccionadas em monobloco ou pela técnica de soldagem a Laser. A partir de uma matriz metálica representando caso clínico com cinco implantes na região anterior foi confeccionado um modelo de trabalho e também um modelo fotoelástico. Sobre o modelo de trabalho foram enceradas 20 infraestruturas, 10 delas fundidas em Prata-Paládio e as outras 10 em Titânio comercialmente puro. Dentre as amostras de cada metal, cinco foram seccionadas e soldadas a Laser e cinco foram mantidas em monobloco, formando quatro grupos. Para análise de adaptação, cada infraestrutura foi levada à matriz metálica e feito o teste do parafuso único de ambas as extremidades após um torque de 10 Ncm. Foram medidas as desadaptações na região vestibular e lingual diametralmente oposta dos implantes da extremidade contrária a aparafusada e do implante central. Os resultados mostraram diferença significativa entre as técnicas de confecção empregadas, assim como diferença relacionada ao tipo de liga. Concluiu-se que a soldagem a laser otimizou a precisão tanto das infraestruturas de Prata-Paládio, quanto às de Titânio, contudo, a soldagem a Laser mostrou-se mais efetiva para peças de titânio.

Tiossi *et al.* (2008) realizaram um estudo comparando a desadaptação vertical de estruturas implantossuportadas de 3 elementos, confeccionadas com Ni-Cr, Co-Cr e Ti comercialmente puro (cp), após a fundição, após seccionamento e soldagem a Laser e depois da simulação de cocção da porcelana. Em uma matriz metálica com dois pilares cônicos, simulando uma situação para prótese parcial fixa, estruturas foram enceradas e fundidas para a formação de 3 grupos

com 6 unidades em cada: liga de Ni-Cr, liga de Co-Cr e Ti cp. As estruturas em monobloco foram parafusadas em um dos lados ao pilares com torque de 10Ncm, para o teste do parafuso único e realizadas as mensurações em ambos pilares, com um microscópio óptico, sendo 3 medidas em cada face, totalizando 12 pontos por cilindro. Medições também foram feitas com os dois pilares parafusados com torque de 10Ncm. Em seguida as estruturas foram seccionada, soldadas a Laser e novamente avaliadas as desadaptações. Medições também foram realizadas após a simulação de cocção de porcelana. Não foi observado diferença estatística entre as estruturas no teste do parafuso único, no pilar parafusado. No lado oposto ao parafuso, estruturas de Co-Cr e de Ti cp apresentaram maior desajuste. E na avaliação com os dois pilares aparafusados, no grupo Co-Cr, a peça em monobloco apresentou maior desajuste. Nas análises após a simulação da cocção da porcelana, não foi observado diferença. Os autores concluem que o seccionamento seguido de soldagem a Laser é um procedimento adequado para melhorar a adaptação das estruturas implantossuportadas.

Damaceno *et al.* (2008) avaliaram comparativamente o padrão de tensões induzidas ao redor de implantes por dois métodos de confecção de infraestruturas através da análise fotoelástica, verificaram a influencia de três diferentes sequências de aperto de parafuso. A partir de uma matriz em aço inox, com formato de um arco mandibular desdentado, com 5 análogos de pilares micro-unit (conexão – Sistemas de Prótese, São Paulo-SP), inseridos dispostos equidistantes entre si. Sobre estes análogos foram confeccionados 2 grupos de infraestruturas (n=3): peças confeccionadas por soldagem de bordo e as confeccionadas por fundição e retificação dos pilares. Teste de desadaptação foi realizado por microscopia óptica nessas estruturas e escolhida a estrutura melhor adaptada em cada grupo para ser submetida à avaliação das tensões provocadas pela sequência de aperto de parafuso por meio da fotoelasticidade. As sequências testadas foram: 1-2-3-4-5, 5-4-3-2-1 e 3-2-4-1-5. Em seguida as estruturas fundidas de com cilindros retificados, foram seccionadas e soldadas a Laser para

a formação do terceiro grupo de comparação. Da mesma forma, procederam as análises de adaptação e tensão. Os valores médios obtidos de desajuste para cada grupo foram: 165 μ m para estruturas com soldagem de bordos, 117 μ m para estruturas retificadas e soldadas e 54 μ m para estruturas apenas retificadas. A sequência de aperto de parafuso 3-2-4-1-5 induziu menor formação de tensões nos implantes da extremidade. O melhor padrão de distribuição de tensões foi observado nas estruturas com cilindro soldado a Laser, muito embora, nessas estruturas tenha sido observada maior média de desadaptação que nas estruturas apenas retificadas. Os autores concluem que o grupo submetido à técnica da soldagem de borda de cilindros a Laser promoveu padrão mais atenuado de formação de tensões, que a maior média de desadaptação foi ocorreu nas estruturas retificadas e soldadas. Ainda afirmam que a sequência de aperto de parafusos protéticos 3-2-4-1-5 promoveu alívio de tensões em implantes da extremidade, e que a análise de desadaptação pelo teste do parafuso único pode ter seus resultados influenciados pelo grau de irregularidades das bordas dos pilares.

Simamoto Júnior *et al.* em 2008 realizaram um estudo analisando comparativamente o ajuste/desajuste vertical e horizontal na interface implante/pilar quando os elementos protéticos são submetidos a dois tipos de soldagem, soldagem a Laser e a brasagem em próteses fixas de três elementos, com diferentes configurações de alinhamento dos implantes. Um total de 12 próteses parciais fixas divididas foram confeccionadas e divididas em 4 grupos, com 3 amostras em cada: Implantes posicionados alinhados soldados a Laser/arco (LA), implantes alinhados e brasagem/arco (BA), implantes desalinhados e solda a Laser/reta (SR) e implantes desalinhados e brasagem (BR). As estruturas foram parafusados com torque de 20Ncm, com um torquímetro manual e levadas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV). Para cada pilar, duas imagens das faces mesiais e distais foram capturadas, em um aumento de 500x. O desajuste vertical foi verificado pela distância entre linhas traçadas

tangenciando a borda inferior do pilar e outra na plataforma de assentamento do implante. Para o desajuste horizontal traçados também foram realizados margeando as bordas laterais do pilar e do implante. Entre os tipos de soldagem e o alinhamento ou não dos implantes, não houve diferença. Todos os grupos apresentaram valores negativos para o desajuste horizontal, estando pilar aquém da borda do implante. Os autores concluem que o desenho das infraestruturas não influenciou no ajuste dos pilares em próteses de pequena extensão e que não foi observada diferença entre as soldas. Afirmam ainda que, embora, a técnica de soldagem não apresentou resultados superiores, trata-se de uma técnica promissora com menor chance de erros e mais prática, mediante a sua automatização e exclusão de etapas inerentes à técnica de brasagem.

Em 2009, de Aguiar Júnior *et al.* verificaram a precisão de assentamento na interface de estruturas sobre implantes fundidas em liga de Ni-Cr com secção pra solda transversal, diagonal ou em monobloco. Em matriz metálica com dois orifícios, foram inseridos réplicas de implantes de hexágono interno com plataforma de 3,75mm, paralelos um ao outro, fixados com adesivo de metilmetacrilato. Sobre as réplicas dos implantes, foram aparafusados minis pilares cônicos. As peças foram enceradas de acordo com os três grupos em estudo: peças em monobloco, estruturas com secção transversal não região do pântico e estruturas com secção diagonal. Foi realizado o teste do parafuso único para avaliação da passividade nos dois lados da estrutura e ainda, foi as medições foram feitas com ambos parafusos apertados com torque de 10Ncm. Os resultados apresentaram-se semelhantes quando os dois parafusos encontravam-se apertados e diferença foi observada para secção transversal no teste do parafuso único, obtendo menores valores de desadaptação. Concluíram que quando comparado a peças em monobloco, a secção transversal pode otimizar a passividade.

Bertrand e Poulon-Quintin (2010) descreveram os parâmetros-chaves envolvendo a soldagem a Laser, seus procedimentos e soluções para

dificuldades, com objetivo de aprimorar o uso desta solda tanto para ligas de ouro, ligas semipreciosas (Pd-Ag) e ligas não preciosas (Ti, Ni-Cr e Co-Cr). Sobre as condições de operação da soldagem a Laser, ressaltam que a interação entre o feixe de luz e o material é muito complexa, envolvendo a combinação de diversos fatores: duração, índice de repetição e forma do pulso, energia máxima, tamanho do ponto focal e proteção da solda. E ainda, as variações dos metais aplicados na odontologia, aspectos técnicos do operador, preparação do metal, desenho da interface a ser soldada. A falta de conhecimento desses fatores pode gerar degradação na qualidade da solda e falha na união. Um aumento na energia máxima supera a difusão térmica e a refletividade do metal, mas a possibilidade de projeção do metal líquido também aumenta. A duração do pulso quando muito alta, aumenta o calor, provocando distorções, contudo, quanto mais o longo pulso, maior a profundidade de solda e também maior e zona afetada pelo calor. A composição química, a condutibilidade térmica e a capacidade de absorção de calor, a superfície das partes a serem soldadas interfere na soldagem a Laser. Para o ponto focal, quanto menor, mais profunda e localizada será a solda e o calor gerado por ela. A proteção com argônio previne porosidades e minimiza a oxidação. Segundo os autores, ligas de Ni-Cr e Co-Cr são menos refletivas que as ligas áuricas, mas apresentam baixa condutibilidade térmica, com isso, para soldagens, menos energia deve ser usada, em uma energia máxima mediana associada com pulso de longa duração. A frequência do pulso influencia significativamente na formação de poros, em ligas de Co-Cr o pulso em forma retangular apresentou mais porosidades. Ressaltam ainda, a importância da soldagem em locais diametralmente opostos para a prevenção de distorções. Como conclusão, os autores ratificam que o uso da soldagem a Laser de Nd-Yag como rotina nos laboratórios de prótese dentária, é um procedimento que com adequado treino otimiza os trabalho.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo foi avaliar três diferentes processos de confecção de infraestruturas metálicas em liga de Co-Cr, sobre quatro implantes, soldagem a Laser, soldagem a TIG e monobloco, por meio de:

(1) Análise fotoelástica das tensões geradas aos implantes após o aperto dos parafusos, em todo o modelo fotoelástico, nos segmentos direito, esquerdo e central e nos terços cervical e apical;

(2) Avaliação da resistência mecânica à flexão dos diferentes processos de confecção das estruturas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 CONFECÇÃO DA MATRIZ METÁLICA

Para a realização do estudo, uma matriz com formato similar a um arco mandibular desdentado foi confeccionada em aço inoxidável por meio de usinagem mecânica, com dimensões de 90 x 20 x 10 mm (Figura 1). Em sua face superior foram realizados quatro orifícios com 20 mm de distância entre os dois mais centralizados e entre estes e os das extremidades uma distância de 10 mm partindo do centro do óstio. Os orifícios possuíam diâmetro de 4,1mm e profundidade de 16 mm, para alojar análogos de implantes de hexágono externo e plataforma regular (Signovinces, São Paulo). A fixação dos análogos na matriz foi realizada por meio de adesivo de metilmetacrilato (Superbond® - Loctite, Itapevi – São Paulo). Para padronizar a análise dos resultados os análogos foram numerados da esquerda para direita como 1, 2, 3 e 4. Na porção inferior da matriz, roscas para fixação de dispositivos aparafusados, foram feitas para facilitar a sua remoção quando na obtenção de moldes. Esta matriz simulando quatro implantes localizados na região entre forames mentonianos foi utilizada para a obtenção de um modelo de trabalho e do modelo fotoelástico.



Figura 1 - Matriz metálica com os implantes numerados da esquerda para direita.

4.2 CONFECÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS

A obtenção do modelo de trabalho foi realizada a partir da transferência dos implantes com componentes quadrados de moldagem unidos com uma haste metálica e resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA) de acordo com Damaceno, 2007 (figura 2). A matriz com os transferentes já unidos foi colocada num recipiente próprio para duplicação de modelo (Dentaurum, Alemanha) e vertido o silicone de duplicação (Silibor - Clássico Artigos Odontológicos, São Paulo, Brasil) manipulado em um Becker com proporção de 5% de catalisador para o volume do silicone de acordo com as recomendações do fabricante. Após 24 horas, os parafusos de fixação dos transferentes foram liberados e a matriz metálica removida com o auxílio dos dispositivos para remoção (figura 3). Análogos dos implantes foram adaptados e aparafusados aos transferentes e vertido gesso especial tipo IV (Gesso Superduro Shera Premium - Wilcos).

Em muflas metálicas, foram realizados moldes de barras de liga de Titânio (Ti-Al6-V4; Conexão – São Paulo) com 3mm de diâmetro para padronizar as hastes soldadas e fundidas. Sobre a base da mufla foi vertido gesso comum tipo II (Asfer/América – Branco, São Caetano do Sul – São Paulo). Após a cristalização, segmentos da barra de Titânio foram colados com adesivo de metilmetacrilato (Superbond® - Loctite, Itapevi – São Paulo), a contra-mufla acoplada e acomodado o silicone de condensação (ZetaLabor, Labordental – Zhermack, São Paulo- São Paulo). Sobre o silicone, novamente foi vertido gesso. Esperada a cristalização do gesso, a mufla foi aberta e o molde das barras metálicas obtidos (figura 4).



Figura 2 - Matriz metálica com os transferentes em posição e unidos com resina quimicamente ativada e haste metálica.



Figura 3 - Matriz posicionada no molde de silicone, com os dispositivos para remoção acoplados.

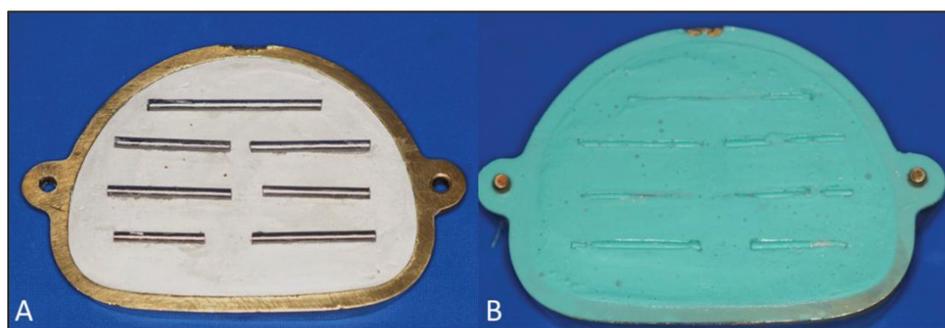


Figura 4 - Mufla aberta, com as hastes metálicas moldadas na mufla, e o molde obtido com silicone, na contra-mufla.

Passados 40 minutos, a mufla foi aberta e os segmentos da barra de Titânio foram removidos. Resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA) foi manipulada e injetada com uma seringa descartável nos espaços criados pelos segmentos da barra de Titânio, para confecção dos padrões de fundição. Finalizada a polimerização da resina acrílica, foi dado acabamento com brocas de tungstênio e feltro e aferida a espessura (figura 5).

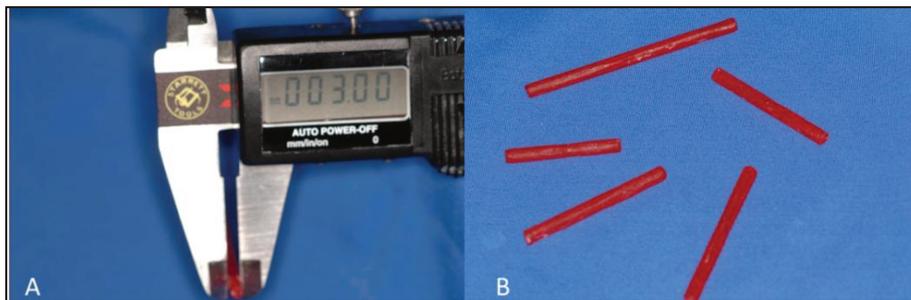


Figura 5 - (A) espessura dos padrões de fundição após acabamento. (B) padrões de fundição.

4.2.1 Confecção das estruturas em monobloco

O enceramento das estruturas foi realizado sobre o modelo de trabalho, utilizando pilares UCLAs calcináveis e barras em resina acrílica. Os UCLAs foram aparafusados e os segmentos da barra foram unidos aos pilares com resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA), sendo o segmento formador do cantiléver distal de 13 mm (figura 6). Esta união foi realizada seguindo uma matriz de silicone acoplada ao modelo de trabalho, com o objetivo de padronizar a posição das barras unidas aos UCLAs. Conduitos de alimentação, num total de cinco, foram colocados a meia distância entre os cada barra, feitos com cera de 4,0 mm de diâmetro (Dentaurum – Pforzheim, Alemanha). Estes condutos foram unidos a outro canal de alimentação maior em

forma de “U” de 5,0mm de diâmetro e o conjunto foi fixado a uma base formadora de cadinho (figura 7).

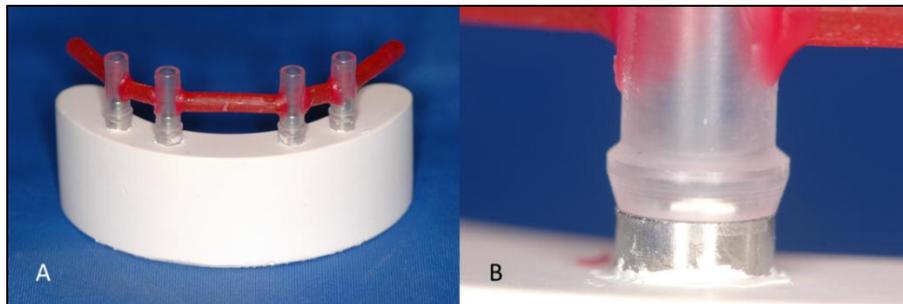


Figura 6 – (A) Infraestrutura encerada sobre o modelo de trabalho. (B) Em detalhe a adaptação do pilar UCLA calcinável sobre o análogo.



Figura 7 - Padrão para fundição posicionado na base formadora de cadinho

Na inclusão, foi utilizado o revestimento Castorit[®] - Super C (Dentaurum, Alemanha), na proporção de 34 mililitros de líquido para 150 gramas de pó. De acordo com as recomendações do fabricante, o pó foi incorporado ao líquido manualmente por 10 segundos e em seguida foi realizada a espatulação a vácuo por 60 segundos com 360 RPM (Espatulador/Incisor Elétrico a vácuo – Multivac 4 – Degussa S.A.).

Após a manipulação a mistura foi vertida no anel de fundição metálico revestido internamente por uma fita de amianto e esperou-se o tempo de 20 minutos em temperatura ambiente. Posteriormente, o anel foi levado ao forno

elétrico de pré-fundição (VULCAN 3-550-NDI Box Furnace – Degusse – Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA), programado para aquecer 5°C/min, por 50 minutos até 250°, permanecer por 60 minutos com essa temperatura, depois aquecer novamente 5°C/min por 140 minutos, chegando até 950° e manter esta temperatura por 30-60 minutos, para que seja levado à máquina de fundição

A máquina de fundição utilizada foi Discovery Plasma (EDG – São Carlos-SP), a qual é composta de duas câmaras, sendo a superior a de fundição, que recebe um cadinho de cobre refrigerado e um eletrodo de tungstênio e a inferior que recebe o revestimento e realiza o vácuo (figura 8). Para a formação do vácuo foi utilizada uma argola para vedação colocada sobre a base formadora de cadinho no cilindro de revestimento, selando-o, imediatamente antes da fundição.

A máquina foi programada para a fundição da liga Co-Cr. Cinco lingotes cilíndricos de 6 gramas cada (Remanium® 2001, Dentaurum, Alemanha Composição: Co: 63%; Cr: 23%; Mo: 7%; W: 4,3%) foram dispostos sobre o cadinho e a fundição realizada à vácuo.

Após o resfriamento do anel de fundição, em temperatura ambiente, a peça foi desincluída e realizado o acabamento com discos de carborundum para cortar os condutos de alimentação. Para remover resquícios de revestimento, o metal foi jateado com óxido de alumínio de granulação de 100µm e pressão de 4,5Kg/cm³. Foram obtidas 5 amostras das estruturas em monobloco (figura 9).



Figura 8 - Câmaras superior e inferior da máquina fundição Discovery Plasma (EDG, São Carlos – SP).



Figura 9 – Estruturas em monobloco obtidas.

4.2.2 Confeção das estruturas soldadas

A confecção das estruturas soldada foi realizada a partir da fundição dos componentes separadamente e em seguida soldados a Laser ou a TIG.

Os canais de alimentação foram acoplados aos UCLAs calcináveis, estes canais foram unidos ao cadinho por uma bola de cera, num total de 8

conjuntos UCLAs-condutos de alimentação com 5 pilares cada (figura 10A). O enceramento das hastes horizontais da estrutura para fundição foi feito pela união da extremidade de cada barra de resina acrílica a um conduto de alimentação de 5,0 mm de diâmetro, o qual se unia a um lado das barras de resina acrílica, ao cadinho e à outra extremidade de cada barra (Figura 10B). A fundição foi realizada da mesma forma das estruturas em monobloco, e após a desinclusão e acabamento, as barras metálicas foram cortadas de forma que tocassem nos UCLAs na sua extremidade e para o segmento distal, o corte foi feito com um comprimento de 13 mm. Posteriormente seguiram-se os procedimentos para soldagem.

A soldagem a Laser de Nd:YAG foi realizada com a máquina Desktop Laser (Dentaurum – Alemanha) programada a 365V, pulso de 9,0ms e frequência de focus igual a zero. A união da extremidade da barra metálica ao UCLAs por meio de pontos de soldas foi guiada pela mesma matriz de silicone utilizada para o enceramento das estruturas em monobloco para padronização da posição das barras soldadas (Figura 11). A soldagem foi realizada em pontos diametralmente opostos na interface barra-pilar, ou seja, vestibular-lingual, superior-inferior, até que todo o diâmetro da barra recebesse pontos de solda, para que distorções fossem minimizadas (Cariello, 2007; Bertrand e Poulon-Quintin, 2010). Foram alternados também os segmentos a serem soldados. Primeiro foram soldados as barras distais de cada lado, depois a face esquerda do segmento entre os implantes 2 e 3, em seguida o lado esquerdo dos segmentos entre os implantes 1 e 2 e entre os 3 e 4. Na sequência as faces direitas das barras metálicas foram unidas, seguindo a mesma ordem de soldagem do lado esquerdo.

A soldagem a TIG foi feita na máquina Micromelt (EDG equipamentos, São Carlos – SP) com parâmetros de profundidade 03 e pulso de 10. O eletrodo foi devidamente afiado e posicionado no bocal cerâmico. Na estrutura foi acoplado uma garra de aterramento que ficou em posição durante todo o processo de soldagem. O eletrodo foi posicionado perpendicular à estrutura, próximo, mas sem

contato, o comando do pedal acionado, o fluxo de argônio liberado e em seguida, o arco voltaico acionado em pulsos. Da mesma forma para soldagem a Laser, a solda a TIG foi feita pelo mesmo operador, seguindo a matriz de silicone, em pontos diametralmente opostos e em segmentos alternados.

Ao final dos procedimentos de soldagem, foram obtidas 5 estruturas para cada grupo (figura 12).

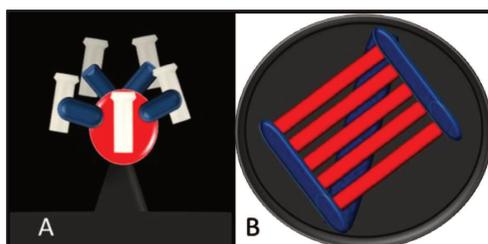


Figura 10 – (A) Desenho esquemático dos UCLAs com os condutos de alimentação e unidos à base formadora de cadinho. (B) Desenho esquemático dos padrões de fundição das barras unidos aos condutos de alimentação na base formadora de cadinho.



Figura 11 - Modelo de trabalho com os UCLAs aparafusados e a matriz de silicone para padronização.

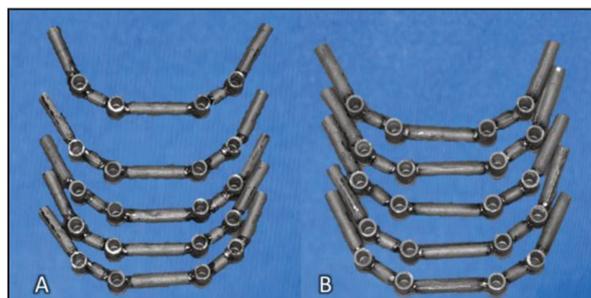


Figura 12 – (A) estruturas soldadas a TIG. (B) estruturas soldadas a Laser.

4.3 CONFECÇÃO DO MODELO EM RESINA FOTOELÁSTICA

O mesmo conjunto de transferência utilizado para a confecção do modelo de trabalho foi aparafusado na matriz de aço para testá-lo e em seguida foi usado para a confecção do modelo em resina fotoelástica.

O conjunto matriz de aço e transferentes foi posicionado num recipiente plástico adaptado para a duplicação do modelo e vertido o silicone para duplicação ASB-10 azul (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo – SP, Brasil) (figura 13 e 14), que foi preparada com 5% de catalizador para borracha A/BR, de acordo com as recomendações do fabricante. Após a cura do material de moldagem, os parafusos de fixação dos transferentes seguidos da matriz metálica, foram removidos da moldagem. Aos transferentes foram aparafusados implantes de plataforma regular e comprimento de 13 mm (Signovinces, São Paulo) para a confecção do modelo fotoelástico (figura 15).



Figura 13 - Borracha para duplicação de Silicone ASB-10 azul (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo – SP, Brasil).



Figura 14- Matriz com o conjunto de transferência posicionado no recipiente para duplicação; Borracha para duplicação após a manipulação, sendo vertida no recipiente para transferência.



Figura 15 – (A) Implantes de plataforma regular, 13mm de comprimento e hexágono externo que foram acoplados aos transferentes para a confecção do modelo fotoelástico. (B) Implantes posicionados no molde.

A resina fotoelástica utilizada foi a Epoxi GIII no sistema flexível (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo – SP) composta por um bicomponente a base de resina epóxi e endurecedor. Em um Becker, o componente A foi misturado ao componente B usando a proporção de 100 gramas do componente A para 37gramas do B. A manipulação foi feita cuidadosamente com um bastão de vidro em movimentos circulares até a completa incorporação dos componentes por aproximadamente 10 minutos (figura 16). Em seguida, a mistura foi levada a uma câmara de pressão positiva, com pressão de 70 kgf/cm^2 , por 5 minutos, para a remoção das bolhas de ar. Com o auxílio de uma seringa, a resina foi transferida do Becker para o molde, até o completo preenchimento do mesmo (figura 17).

Durante a cura o molde foi armazenado em local com umidade e temperatura ambiente controlada, e aguardou-se um período de 24 horas para a remoção do modelo fotoelástico, de acordo com as recomendações do fabricante (figura 18).



Figura 16 - Resina fotoelástica após ser removida da câmara de pressão positiva.



Figura 17 - Resina fotoelástica sendo depositada no molde com o auxílio de uma seringa descartável.

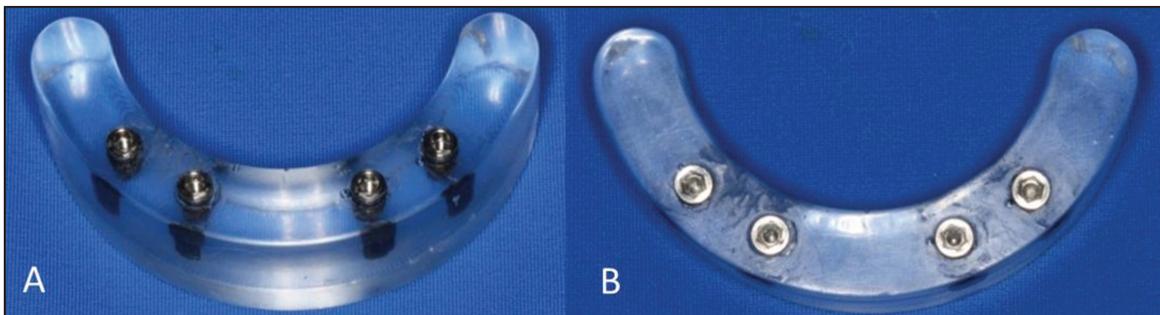


Figura 18 – Modelo fotoelástico, vista anterior oblíqua (A) e vista superior (B).

4.4 ANÁLISE FOTOELÁSTICA

Para a análise fotoelástica foram feitos index no modelo fotoelástico, com dimensões conhecidas, de modo que fossem examinadas a região adjacente de cada pilar, sendo os implantes 1 e 2 do lado esquerdo e 3 e 4 do lado direito e ainda a região mediana do modelo, entre os implantes 2 e 3. Para o lado direito e esquerdo o index possuía 13 mm de altura por 23 mm de comprimento e para a região central possuía 13 mm de altura e 33mm de comprimento (figura 19). Desta forma, foi possível a eleição de pontos padronizados nas diferentes estruturas para a análise da tensão cisalhante máxima (τ) no programa *Fringes* (em ambiente MatLab[®], desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia).

Neste programa, fotos dos modelos fotoelásticos são inseridas no programa, bem como a constante ótica ($K\sigma$) do material fotoelástico empregado. Com base nas equações inseridas no programa e as ordens de franjas informadas pelo examinador, ele fornece, para pontos pré-determinados, a tensão cisalhante máxima (τ).

O modelo fotoelástico, com o index para as fotografias laterais, foi posicionado no polariscópio circular (Laboratório de Projetos Mecânicos - UFU). A presença de tensão residual decorrente do “efeito de bordo” foi verificada. Apresentava apenas pequenas tensões que não interferiam na análise fotoelástica, pois os pontos de interesse não estavam sob essas tensões.

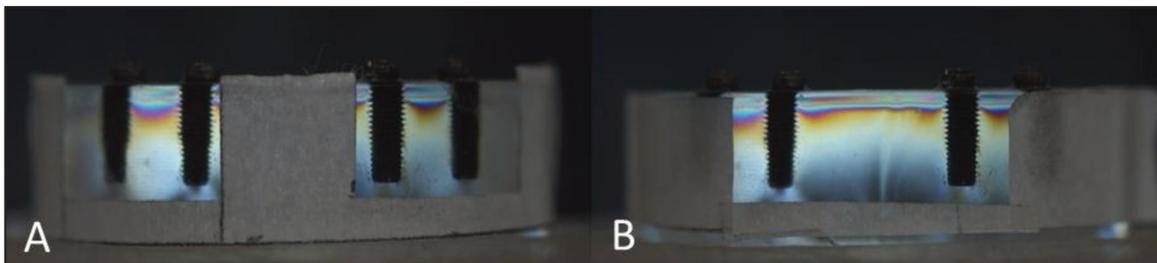


Figura 19 - (A) modelo fotoelástico com o index para as fotografias laterais justaposto. (B) modelo fotoelástico com o index para as fotografias centrais posicionado.

Primeiramente o modelo foi posicionado com a face esquerda perpendicular aos filtros do polariscópio e à lente da máquina fotográfica (Canon EOS Rebel XS SLR Digital, com lente Canon telephoto EF 100mm/2.8 USM macro autofocus). A máquina foi posicionada sobre um tripé para a padronização das fotos. As estruturas de cada grupo foram aparafusadas e torquedadas com torquímetro manual (Neodent, Curitiba – Paraná). Inicialmente aplicou-se um torque de 10 Ncm, usando a sequência de aperto começando pelo implante #1, seguido do #3, #2 e por fim, o #4. Em seguida foi aplicado um torque de 20Ncm em cada parafuso, usando a sequência anteriormente descrita. A presença das tensões foi observada após o aparafusamento e registrada para todas as amostras. Em seguida o modelo foi posicionado com lado direito perpendicular à fonte observadora, e da mesma forma, as infraestruturas de cada grupo foram torquedadas e tiveram as tensões registradas também. O index foi trocado para o registro das tensões na região central do modelo, e repetiu-se o procedimento de torque e registro das tensões.

Para obtenção das imagens fotoelásticas foi utilizado o polariscópio circular do Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia (figura 20), em polarização circular para a avaliação das franjas isocromáticas (figura 21). As ordens de franjas fracionárias para o cálculo das tensões cisalhantes máximas foram obtidas pelo programa *Fringes*[®].

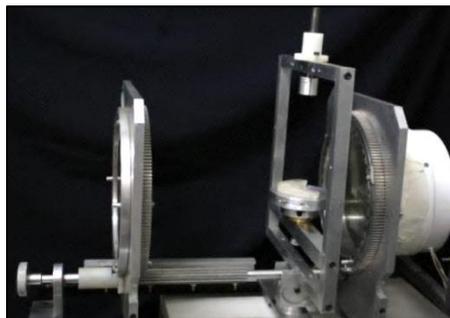
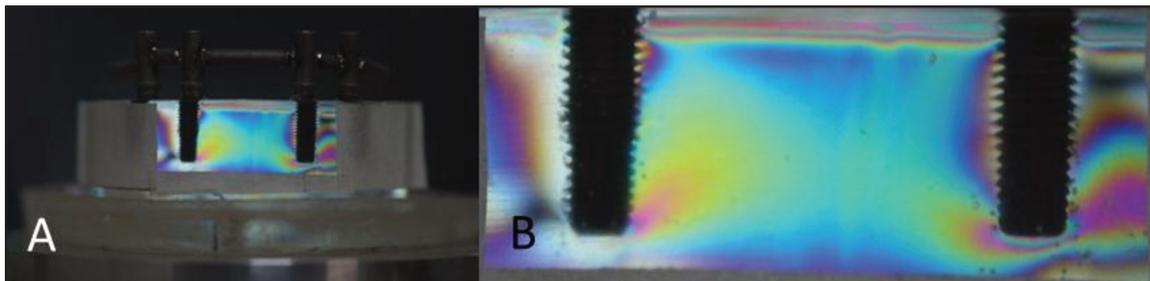


Figura 20 - Polariscópio do Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia usado para as análises fotoelásticas.

COR	PADRÃO DE CORES	ORDEM DE FRANJA
Vermelho/verde		3
Vermelho/azul/verde		2
Violeta		1
Preta		0

Figura 21- Padrão de cores versus ordens de franjas observadas nos modelos fotoelásticos sob polarização circular. Fonte: Araújo, 2006

Para a obtenção dos resultados, em um programa editor de imagens (Adobe Photoshop[®]), as fotos foram aparadas, restando apenas a região do modelo fotoelástico aparente pelo index (Figuras 23), com isso, foi possível conhecer as medidas das imagens analisadas no programa *Fringes*[®].



Figuras 23: (A) Foto do modelo com estrutura aparafusada para fotoelástica. (B) Foto do modelo com estrutura aparafusada após o tratamento pelo programa editor de imagens.

O programa *Fringes*[®] possui armazenado previamente, os valores da constante óptica dos materiais fotoelásticos a serem utilizados. No estudo, o

modelo fotoelástico foi confeccionado com resina Polipox GIII flexível, que possui valor de constante óptica de 0,38 N/mm franja. O funcionamento do programa se dá nos seguintes passos:

- 1 Escolha do tipo de polarização a ser analisado;
- 2 Abertura do arquivo (imagem fotoelástica) dentro do programa, no comando “arquivo externo”;
- 3 Clicar no comando “tabela de calibração” que corresponde ao material fotoelástico resina Polipox GIII flexível;
- 4 Digita-se o número de amostras para aquela determina análise (01), o programa abre uma janela para o download da imagem fotoelástica;
- 5 A área da imagem a ser analisada é cortada, sempre respeitando pontos de referência para a manutenção das medidas previamente escolhidas;
- 6 Abre-se a imagem fotoelástica para a determinação dos pontos a serem avaliados. Dentro da pasta do programa, inicia-se um arquivo de bloco de notas chamado “grade”, nele, informações como a altura e largura da área a ser avaliada, número de pontos e localização deles são determinados pelo operador. Com estes parâmetros escolhidos, a imagem fotoelástica é novamente aberta, conforme descrito desde o primeiro item, assim como o arquivo “grade” é novamente aberto;
- 7 No arquivo “grade”, é identificada a ordem de franja que em que se encontra cada ponto de interesse (ex.: entre e franja 0 e 1). Essas correções terminadas, novamente a imagem fotoelástica deve ser reaberta.
- 8 Tabelas com a ordem de franja e a tensão cisalhante máxima são geradas em Excel[®] (Microsoft, EUA).

Para as imagens fotoelásticas do lado esquerdo e direito, foram analisados 17 pontos em cada lado, dispostos em torno dos implantes, já para as imagens referentes á região central do modelo, 5 pontos na porção média do modelo foram escolhidos. Perfazendo um total de 39 pontos aferidos para cada espécime, numerados da esquerda para direita de 1 a 39 (figura 24). Os

resultados foram tabulados e separados de acordo com a comparação desejada: pontos de 1 a 39 para a verificação das tensões em todo o modelo fotoelástico e pontos de 1 a 17 para lado esquerdo, pontos 18 a 22 para o centro e pontos 23 a 39 para o lado direito, para a comparação entre as regiões. E ainda, na comparação entre o terço cervical e apical, os pontos foram divididos em: 1, 2, 7, 8, 13, 14, 17, 18, 23, 24, 29, 30, 35 e 36 para o terço cervical e 4, 5, 6, 10, 11, 12, 16, 17, 21, 22, 26, 27, 28, 32, 33, 34, 38 e 39 para o terço apical.

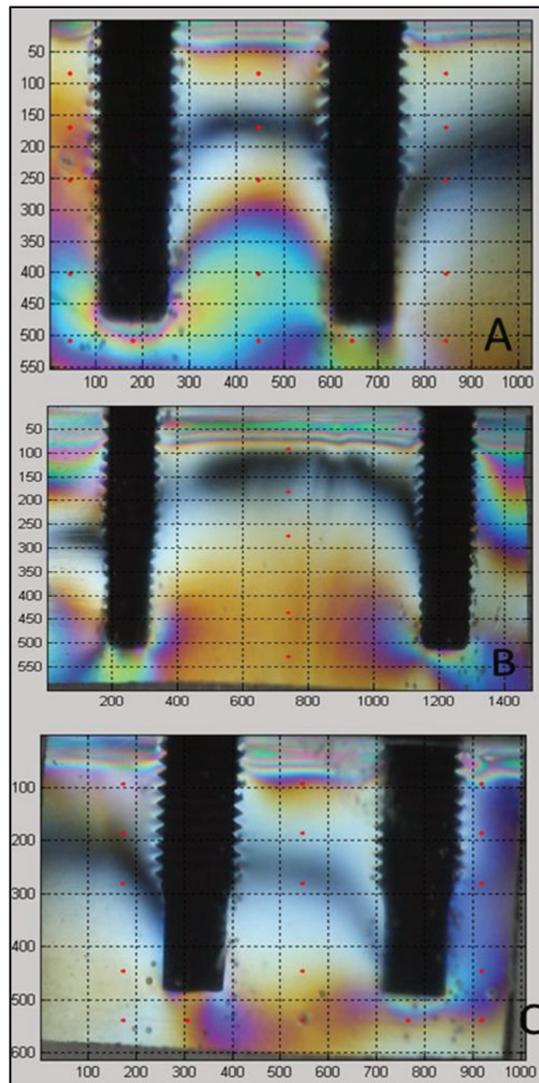


Figura 24 – Fotos dos modelos fotoelásticos após o aparafusamento no programa Fringes® para análise das tensões cisalhantes máximas. (A) Lado esquerdo; (B) centro; (C) direito.

4.5 TESTE MECÂNICO

O ensaio de resistência a flexão foi realizado na máquina de ensaios mecânicos INSTRON (Corp., Canton, Mass.). Para este ensaio, foi registrada a flexão máxima com a força aplicada no braço suspenso de cada infraestrutura, de ambos os lados (Figura 25).



Figura 25: Estrutura posicionada na máquina de ensaio mecânico.

O cinzel foi posicionado a 11 mm de distância da face distal do pilar UCLA, sendo o teste realizado com velocidade de 2 mm por minuto, limitando o deslocamento máximo para 5 mm. Para evitar deslocamento do cinzel durante o teste de flexão, foi realizado um pequeno desgaste retentivo com auxílio de um disco de carborundum, na extremidade das hastes metálicas, no qual a extremidade do cinzel era posicionada (Figura 26). Os valores de resistência máxima foram tabulados e aplicados os testes estatísticos.



Figura 26: Cinzel posicionado no entalhe confeccionado na estrutura.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As tensões cisalhantes máximas foram obtidas dos pontos pré-determinados (figura 24) e os resultados obtidos foram tabulados e submetidos à análise estatística (SAS versão 9.1 – The SAS Institute, Cary, NC, EUA). Para a comparação da tensão cisalhante em todas as comparações realizadas os resultados foram submetidos à análise de variância para dados com dois fatores de estudo (ANOVA 2-Way), seguida do teste de Tukey para comparação entre as médias ($p \leq 0,05$).

Para comparação da resistência à flexão, médias de cada estrutura foram utilizadas para análise estatística, os resultados obtidos foram submetidos à análise de variância para dados com um fator de estudo (ANOVA 1-Way), seguida do teste de Tukey para comparação das médias ($p \leq 0,05$).

4 RESULTADOS

5.1 ANÁLISE FOTOELÁSTICA

Os resultados encontrados foram tabulados (tabela 1) comparando as tensões em todo o modelo fotoelástico e em cada lado, não apresentando diferenças significantes.

Tabela 1. Média (desvio padrão) de tensão cisalhante (Kgf) em função da técnica de obtenção da infraestrutura e da região avaliada (região central e lado esquerdo e direito).

Região	Técnicas		
	Monobloco	TIG	Laser
Centro	20,49 (12,58)Aa	25,28 (23,87)Aa	23,31 (18,67)Aa
Esquerdo	23,48 (6,55)Aa	15,65 (9,43)Aa	18,12 (4,67)Aa
Direito	18,90 (7,70)Aa	18,72 (1,61)Aa	15,34 (5,09)Aa

Médias seguidas de letras minúsculas distintas na coluna e maiúsculas na linha diferem estatisticamente entre si (Teste de Tukey; $p \leq 0,05$).

É importante relatar que durante a análise fotoelástica, duas estruturas soldadas a TIG foram perdidas devido à fratura da união das barras metálicas com o pilar protético, em momentos de análise diferentes, sendo os valores de tensão cisalhante dessas estruturas analisados apenas em alguns pontos.

No gráfico 1 observa-se as médias das tensões cisalhantes obtidas em cada ponto para cada técnica de confecção da infraestrutura. Em uma análise numérica dos resultados das médias totais de cada técnica, o grupo monobloco apresentou a maior média de tensões cisalhante máxima e a menor foi encontrada em uma estrutura soldada a Laser. Estatisticamente, não houve diferença entre os grupos.

Uma análise quanto à deformação ocorrida em cada lado das estruturas também foi realizada para melhor entendimento do comportamento das tensões. Os pontos foram separados em lado esquerdo, pontos 1 ao 17, centro, pontos 18 ao 22 e lado direito, pontos 23 ao 39.

Quanto à comparação da média entre pontos localizados na região apical e na cervical, também não apresentaram diferença quanto às tensões presentes nestas regiões (tabela 2).

Tabela 2. Média (desvio padrão) de tensão cisalhante (Kgf) em função da técnica de obtenção da infraestrutura e da região avaliada.

	Monobloco	TIG	Laser
Cervical	15,72 (5,32) Aa	19,05 (8,43) Aa	26,03 (7,39) Aa
Apical	16,44 (6,99) Aa	16,44 (6,99) Aa	17,65 (6,92) Aa

Médias seguidas de letras minúsculas distintas na coluna e maiúsculas na linha diferem estatisticamente entre si ($p \leq 0,05$).

1.2 TESTE MECÂNICO

Quanto à resistência à flexão, as peças em monobloco apresentaram melhores resultados que a Laser e a TIG. As peças soldadas a Laser por sua vez, foram mais resistentes que as soldadas a TIG (tabela 3).

Tabela 3. Média (desvio padrão) de resistência a flexão (N) em função da técnica de obtenção da infraestrutura.

Monobloco	Laser	TIG
482,12 (49,91) A	264,43 (38,46) B	193,04 (61,32) C

Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente entre si (Teste de Tukey; $p \leq 0,05$).

É importante ressaltar que durante o teste de resistência mecânica, algumas estruturas sofreram deformações e fraturas atípicas. A estrutura M4 deformou-se plasticamente durante o teste do lado esquerdo, não sendo possível a verificação no lado direito. Durante o carregamento da estrutura T2 no lado esquerdo, a fratura ocorreu entre o implante 2 e 3, impossibilitando a análise no outro cantiléver. Já para a estrutura T4, houve fratura na distal da barra entre os implante 3 e 4 e fratura do parafuso do implante 1 no carregamento no lado direito, que foi o primeiro lado a ser testado. Na estrutura L2, foi observada fratura no parafuso do implante distal oposto ao carregamento, este parafuso foi trocado para análise do lado esquerdo.

5 DISCUSSÃO

Desde o desenvolvimento dos implantes osseointegrados rosqueáveis vêm se buscando o entendimento do comportamento biomecânico das próteses implantossuportadas e sua influência nos tecidos peri-implantares, para assim, contornar possíveis problemas e prolongar a longevidade do tratamento. Fatores de risco mecânicos e técnicos podem aumentar os índices de reparos e substituições nas próteses implantossuportadas, tornando o tratamento mais demorado e oneroso (Salvi e Brägger, 2009).

Naconecy *et al.* (2004) afirmam que a passividade da estrutura implantossuportada, é um fator essencial para a longevidade da prótese. A resiliência da conexão osso-implante é restrita à elasticidade do osso no qual o implante está inserido, desta forma, as tensões incidentes na prótese, serão diretamente transferidas ao osso adjacente (Sahin e Çehrelli, 2001). Diante disso, diversos autores concordam que a falta de passividade de estruturas implantossuportadas geram tensões que podem causar falhas mecânicas, como desaperto ou fratura dos parafusos protéticos e falhas biológicas, como reabsorção óssea ao redor dos implantes, podendo comprometer a osseointegração (McCartney e Doud, 1993; Waskewicz *et al.*, 1994; Millington e Halton, 1995; Helldén e Dérand, 1998; Guichet *et al.*, 2000; Watanabe *et al.*, 2000; Sahin e Çehrelli, 2001; Koke *et al.*, 2004; Stüker *et al.*, 2005; Cariello, 2007; Barbosa *et al.*, 2007b; Markarian *et al.*, 2007; Tiozzi *et al.*, 2008; Simamoto-Júnior *et al.*, 2008; Damaceno *et al.*, 2008; Souza *et al.*, 2008; Bernardes *et al.*, 2009; de Aguiar-Júnior *et al.*, 2009; Begg *et al.*, 2009; Gomes *et al.*, 2009; Abduo *et al.*, 2010).

Neste estudo, foi avaliada a distribuição das tensões ao redor de implantes após o aparafusamento de estruturas confeccionadas por soldagem a Laser, a TIG e estruturas em monobloco. Métodos analíticos (elementos finitos) e

experimentais (extensometria e fotoelasticidade) podem ser aplicados para a avaliação das tensões presentes. Em modelos com desenho e carregamento complexos, a utilização de métodos analíticos pode ser de difícil ou mesmo impossível execução (Araújo, 2006; Freitas Júnior *et al.*, 2007; Barbosa *et al.*, 2007b). A extensometria, embora forneça valores de tensão comparáveis quantitativamente, apenas coleta dados na área das superfícies as quais os sensores estão aderidos e ainda, os receptores são sensíveis à temperatura (Abduo *et al.*, 2010). Já a técnica da fotoelasticidade permite a análise das tensões por todo o modelo fotoelástico, fornecendo a localização das concentrações das tensões, sendo também indicada para sistemas e carregamentos complexos (Guichet *et al.*, 2000; Araújo *et al.*, 2006; Barbosa *et al.*, 2007a; Barbosa *et al.*, 2007b). Uma limitação desta técnica é a reprodutibilidade das características físicas dos tecidos peri-implantares, pois o modelo fotoelástico possui propriedades homogêneas e isotrópicas, enquanto o osso, possui variações no módulo de elasticidade conforme a região (White *et al.*, 1994; Freitas Júnior *et al.*, 2007; Begg *et al.*, 2009; Abduo *et al.*, 2010).

Neste trabalho, as tensões foram mensuradas após o aparafusamento da estrutura aos pilares, para a comparação das deformações ocorridas durante o processo de confecção destas. Waskewicz *et al.* (1994), em estudo semelhante, demonstraram que o aparafusamento de peças não passivas gerou tensões sensíveis à fotoelasticidade. No presente estudo, foi realizado a verificação quantitativa das tensões presentes em pontos pré-estabelecidos no modelo fotoelástico, metodologia semelhante foi utilizada por Bernardes (2004), Cariello (2007), Barbosa *et al.* (2007b); Simamoto-Júnior (2008) e Bernardes *et al.* (2009).

Para análise fotoelástica quantitativa, a tensão cisalhante máxima é determinada a partir do número de ordem de franja fracionário, nos pontos escolhidos, pelo método de compensação de Tardy e aplicação da Lei óptica das tensões (Araújo, 2006; Simamoto Junior, 2008). No presente estudo, a tensão cisalhante máxima foi obtida com o auxílio de um programa desenvolvido no

Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia, que utiliza comparação de padrões de cores RGB relacionados com a constante óptica do material fotoelástico, previamente estabelecida, para o cálculo. Os resultados para análise das tensões em todos os pontos do modelo fotoelástico, demonstraram tensões em todas as estruturas e sem diferença significativa entre os métodos de confecção.

A semelhança entre os grupos soldados e o monobloco em termos de tensões possivelmente foi devido ao controle rigoroso dos procedimentos de fundição e também, essa equivalência pode estar associada ao grande número de pontos de solda empregados neste estudo para confecção das estruturas. Os resultados do presente estudo diferem de diversos autores que relatam melhora da passividade ao realizar pontos de solda (Waskewicz *et al.*, 1994; Helldén e Dérand, 1998; Guichet *et al.*, 2000; Koke *et al.*, 2004; Cariello, 2007; Damaceno *et al.*, 2008; Tiozzi *et al.*, 2008; Souza *et al.*, 2008; de Aguiar Júnior, 2009). Nesses casos, poucos pontos de solda foram utilizados, limitando as distorções geradas pelos procedimentos de soldagem.

A opção pela confecção de estruturas por união de barras metálicas à pilares protéticos por meio de soldagem foi feita por se tratar de uma técnica empregada em implantes com carga imediata, devido ao seu custo reduzido e pela rapidez de confecção. E ainda, aplicação de vários pontos de solda permitiu a avaliação do efeito das soldagens em relação às tensões e resistência mecânica em situação limítrofe.

O Laser é uma energia eletromagnética que consiste numa corrente monocromática e colimada. Para a soldagem de ligas odontológicas utilizam-se cristais de ítrio, alumínio e garnet (YAG) dopados com neodímio (Nd), com energia concentrada pontualmente (Atoiu, 2008). A soldagem a Laser se tornou o método de escolha para soldagem de ligas como as com Titânio, devido a menor oxidação durante o processo de soldagem, pela proteção do gás argônio e calor localizado.

A extensão da aplicação também para ligas não nobres ocorreu pelas vantagens da soldagem a Laser no que tange à simplificação de passos, possibilidade de menor alteração dimensional pela extinção do modelo refratário e calor localizado e pela possibilidade de união em áreas próximas a materiais de cobertura estética. Todavia, a interação entre o Laser e o metal é complexa, envolvendo a combinação de parâmetros operacionais (tempo, frequência e forma do pulso, tamanho do ponto focal, energia e gás de proteção da solda), tipo de liga utilizada (nobre, semi-nobre ou não nobre) e aspectos técnicos (experiência do operador, distância entre as partes soldadas, tratamento da superfície) (Tambasco *et al.*, 2006; Bertrand e Poulon-Quintin, 2010).

Quanto maior a energia, o pulso e o ponto focal aplicados na soldagem, maior a profundidade de penetração da solda, contudo, maior também será a área afetada pelo calor e a possibilidade de distorções. Busca-se então um equilíbrio entre esses fatores, modulando-os de acordo com as propriedades da liga empregada e realizando pontos de solda em locais diametralmente opostos na seção transversal da estrutura. Ligas de Co-Cr são menos reflexivas que ligas áuricas, porém, possuem menor condutividade térmica. Para soldagem a Laser, menor energia deve ser empregada, associada a pulsos mais longos (Bertrand e Poulon-Quintin, 2010).

A união por soldagem a TIG ocorre pelo arco elétrico formado entre um eletrodo de tungstênio não consumível e a peça, sob uma atmosfera de um gás inerte protetor (Gabrielli *et al.*, 2000; Bracarense, 2000; Cardoso, 2007; Atoui, 2008). Durante o processo de soldagem, ocorre aquecimento na região a ser unida, causando apenas uma vaporização localizada (Bezzera e Rade, 2004). O gás inerte utilizado para os procedimentos de soldagem neste estudo foi o Argônio. De acordo com Bracarense (2000), pode ser utilizado também o Hélio, contudo o Argônio apresenta vantagens pelo menor custo e maior disponibilidade, por conferir melhor proteção mesmo em fluxos reduzidos e promover melhor partida do arco de solda. A soldagem a TIG é um procedimento com técnica

sensível, podendo ser afetada por: contato do eletrodo com a poça de soldagem, contaminação do eletrodo, taxas de gás inadequadas ou ventos excessivos e uso de gases não apropriados (Bracarense, 2000).

Atoiu (2008), assim como no presente estudo, não observou diferença na adaptação de estruturas soldadas a Laser e a TIG. Provavelmente, pela extrema sensibilidade da técnica a TIG, fatores externos como experiência do operador, podem ter afetado as soldas avaliadas.

A semelhança observada na distribuição das tensões entre o lado direito, esquerdo e centro, possivelmente é reflexo da forma de aperto do parafuso, o qual foi realizado alternado entre implantes distais e centrais e imprimindo primeiramente um torque de 10Ncm, seguido de um torque de 20Ncm. Além disso, materiais com alto módulo de elasticidade, como as ligas de Co-Cr, favorecem a distribuição das tensões e podem reduzir o risco de fadiga e eventuais fraturas de componentes relacionadas à sobrecarga (Gomes *et al.*, 2004; Rubo e Souza, 2008; Ogawa *et al.*, 2010).

Neste estudo foi observada semelhança entre as tensões presentes na região cervical e apical, diferentemente de estudos que relatam maior concentração de tensão na região cervical dos implantes (White *et al.*, 1994; Guichet *et al.*, 2000; Markarian *et al.*, 2007; Gomes *et al.*, 2009). Essa divergência possivelmente deve-se a fatores relacionados à limitação do modelo experimental. Padrão de distribuição de tensão semelhante ao presente estudo foi observado por Begg *et al.* (2009) em análise fotoelástica de estruturas suportadas por 4 implantes. O comportamento elástico da resina fotoelástica difere-se do osso peri-implantar, o qual na região cervical apresenta-se corticalizado, com maior módulo de elasticidade, concentrando e distribuindo as tensões, desta forma, na região apical, que possui menor módulo de elasticidade, estaria presente menos tensão (Helldén e Dérand, 1998; Markarian *et al.*, 2007; Begg *et al.*, 2009).

Embora a quantidade de tensão que o osso é capaz de suportar não esteja estabelecida, há uma concordância que uma prótese corretamente planejada e criteriosamente executada é essencial para evitar forças excessivas nos componentes protéticos e no osso adjacente (Rubo e Souza, 2008). Duyck *et al.* (2001) observaram defeitos ósseos em forma de cratera ao redor de implantes com próteses desadaptadas após o carregamento dinâmico. Em revisão de literatura sobre os fatores de risco que afetam o tratamento com implantes osseointegrados, realizada por Salvi e Brägger em 2009, foi observado que nenhum dos fatores em estudo, como carga oclusal, forças não axiais e tensão biomecânica, pareceram afetar o implante e o osso adjacente. Contudo os autores ressaltam as limitações dos estudos revisados, podendo convergir em falso-negativo. Abdou *et al.* (2010) relatam que a determinação clínica da passividade de estruturas implantossuportadas pode ser afetada pelo ângulo de visão do operador e por sua experiência, ainda a localização da fenda, rigidez da estrutura e número e distribuição dos implantes. Ressaltando a importância do emprego de técnicas de confecção de estruturas precisas, reduzindo a possibilidade de indução de tensões ao sistema prótese-implante-osso.

O comportamento mecânico das estruturas em monobloco foi significativamente superior às soldadas a Laser, que por sua vez, apresentou melhor resistência mecânica que as estruturas soldadas a TIG. Corroborando com estudo de Gabrielli *et al.* (2000), Cardoso (2007) e Atoiu (2008) que observaram melhor resistência em estruturas sem soldagem, quando compraram às soldadas a TIG. Oliveira *et al.* (2010) ao comparar resistência flexural do cantiléver em estruturas de Titânio sobre 3 implantes, soldados a Laser ou a TIG, observou, como neste estudo, maiores valores de resistência para peças soldadas a Laser.

Hart e Wilson (2006), Rocha *et al.* (2006), Cardoso (2007) e Atoiu (2008) também avaliaram resistência mecânica em estruturas soldadas a TIG em comparação às soldadas a Laser e diferentemente do presente estudo, relataram maior resistência para àquelas soldadas a TIG. A divergência de resultados pode

ter acontecido pela diferença entre as máquinas de soldagem a TIG utilizadas. Apenas Oliveira *et al.* (2010) que realizou a soldagem a TIG com uma soldadora do mesmo fabricante que a do presente estudo, encontrou resultados semelhantes. A baixa energia que a soldadora a TIG utilizada neste estudo proporcionou, informação que o fabricante não forneceu, pode ter influenciado nos resultados, pois quando comparada a Laser que apresenta 444 J/m^2 , a energia gerada para a soldagem parece influenciar em sua resistência.

A sensibilidade da técnica de soldagem a TIG (Bracaense, 2000) é refletida em uma maior curva de aprendizado para o operador. Neste estudo, apesar da ampla experiência do profissional na soldagem a laser, que possui manejo semelhante, a curva de aprendizado parece ter influenciado no pior desempenho das estruturas soldadas a TIG.

Outro fator relevante para a divergência entre os resultados da maioria dos estudos e desde estudo é a variação da resposta das diferentes ligas metálicas aos procedimentos de soldagem. Assim como na soldagem a laser, os parâmetros de soldagem devem ser variáveis de acordo com a liga utilizada (Rocha *et al.*, 2006; Gabrielli *et al.*, 2000). Mais estudos são necessários para o entendimento do comportamento da soldagem a TIG em ligas de Co-Cr.

Baba *et al.* (2004) e Zupancic *et al.* (2006) relatam adequada resistência à corrosão de estruturas em liga de Co-Cr submetidas à soldagem a Laser. O comportamento clínico de estruturas de Titânio soldadas a Laser têm obtido bons resultados (Jemt *et al.*, 2003) e a utilização de ligas alternativas para confecção de estruturas implantossuportadas parece ser promissora, entretanto, faltam estudos de acompanhamento clínico.

Duyck *et al.* (2000) afirma ser o braço suspenso das estruturas implantossuportadas elementos vulneráveis da peça protética, devido ao efeito de dobradiça que ocorre quando submetido à forças oclusais. Em relação aos valores de resistência flexural verificados em estruturas soldadas a Laser e a TIG, Hart e

Wilson (2006) e Oliveira *et al.* (2010), relatam médias superiores às forças mastigatórias estimada para próteses implantossuportadas, que de acordo com esses autores, é, em média, 144N. No presente estudo, as médias observadas para os três grupos avaliados também se apresentaram superiores ao valor relatado, inferindo a viabilidade clínica destas técnicas de soldagem, quanto à resistência à flexão.

As variabilidades clínicas e laboratoriais intrínsecas ao tratamento reabilitador podem gerar distorções, que afetam a passividade da peça protética (Naconecy *et al.*, 2004). A adaptação é influenciada por processos laboratoriais e procedimento de soldagem, que parece favorecer a passividade das estruturas. A escolha do procedimento de confecção da estrutura implantossuportada, dependerá da experiência do operador, da liga utilizada e do custo. Procedimentos de soldagem aplicados à estruturas confeccionadas em monobloco, soma a resistência mecânica superior dessas estruturas, à melhora da passividade pelos procedimento de soldagem.

Ao variar a técnica de confecção da barra e a soldagem utilizada, é importante conhecer, do ponto de vista biomecânico, o padrão de distribuição das tensões e sua intensidade (Ogawa *et al.*, 2010), a resistência mecânica para melhor aplicação clínica dos materiais e técnicas disponíveis. No presente estudo as tensões foram avaliadas pela fotoelasticidade. A aplicação de outras metodologias experimentais e analíticas visa o melhor entendimento do comportamento biomecânico tanto das estruturas peri-implantares, quanto dos componentes protéticos. Sabe-se ainda que a resistência mecânica do material é influenciada pelo tempo de uso e tipo de força aplicada. Estudos quanto à resistência à fadiga dessas soldas e aplicação de força em toda a estrutura, simulando o carregamento oclusal, podem acrescentar para a prevenção de falhas mecânicas das próteses implantossuportadas.

6 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, baseado nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. Não foi observado diferença entre as tensões presentes ao redor dos implantes nos três grupos avaliados.
2. O padrão de distribuição das tensões ao redor dos implantes foi semelhante em todas as regiões analisadas
3. As estruturas confeccionadas em monobloco apresentaram maior resistência mecânica que as soldadas a Laser e a TIG. Seguida pela técnica a Laser e TIG, com diferença significativa.

REFERÊNCIAS

Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25: 506-515.

Araújo CA. Fotoelasticidade de transmissão plana. Uberlândia; UFU; 2006.

Atoui JA. Resistência mecânica e desajuste marginal do Titânio comercialmente puro submetido a dois métodos de soldagem: TIG e Laser. [Tese]. Ribeirão Preto – SP. USP/FORB, 2008.

Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: The Toronto study. *Int J Prosthodont*. 2004; 17:417-424.

Baba N, Watanabe I, Atsuta LM. Mechanical Strength of Laser-Welded Cobalt-Chromium alloy. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*. 2004; 69B: 121-124.

Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Neto AJF, Neves FD *et al*. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do ajuste vertical na interface pilar/implante. *Cienc Odontol Bras*. 2007; 10 (1): 84-89. (a)

Barbosa GAS, Simamoto-Júnior PC, Fernandes-Neto AJ, Mattos MGC, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J*. 2007; 18 (2): 139-143. (b)

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

Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24: 663-671.

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Simamoto Júnior P, Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from diferente implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24: 781-789.

Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade. [Dissertação]. Uberlândia – MG: FO/UFU; 2004.

Bertrand C, Le Petitcorps Y, Albingre L, Dupuis. The Laser welding technique applied to the non-precious dental alloys procedure and results. *British Dent J.* 2001; 190 (5): 255-257.

Bertrand C, Poulon-Quintin A. Proposals for optimization of Laser Welding in prosthetic dentistry. *J prosthodont.* 2010; 19: 69-76.

Bezerra AC, Rade DA. Análise térmica do processo de soldagem TIG via elementos finitos. 14^º POSMEC – Simpósio do programa de pós-graduação em engenharia mecânica. Faculdade de Engenharia Mecânica/ Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia – MG, 2004.

Bracarense AQ. Processo de soldagem TIG – GTAW. Apostila da disciplina de processo de soldagem da Escola de engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2000.

Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J *et al.* Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-years period. *Scan. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1977;v.11;Supply 16.

Brånemark P-I, Svensson B, van Stenberghe D. Ten years survival rates of fixed prostheses on four or six fixtures ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinic Oral Implants Res.* 1995; 6 (4): 227-231.

Cardoso LM. Avaliação da resistência à flexão de liga de Titânio submetida a soldagens Laser e TIG, visando a prótese dentária. [Dissertação]. São Paulo – SP. IPEN, 2007.

Cariello MP. Análise fotoelástica das tensões induzidas por estruturas de prótese sobre implantes fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM. [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.

Damaceno ARD. Análise fotoelástica da influencia de intermediários protéticos na distribuição de tensões induzidas por infraestruturas implantossuportadas submetidas à soldagem a Laser. [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.

Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on framework for osseointegrated prostheses: Part1. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac implants.* 1988; 3(3): 197-201.

De Aguiar-Júnior FA, Tioosi R, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. Na alternative section method for casting and posterior Laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. *J Prosthodont.* 2009; 18: 230-234.

De Souza AS, De Arruda Nóbilo MA, Henriques GEP, Mesquita MF. Passive fito f frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the Laser welding. *J Oral Rehab.* 2008; 35: 123-127.

Duyck J *et al.* Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implant Res.* 2000, 5(11): 465-476.

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Sloten JV *et al.* The influence of static and dynamic loading on margin bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. **Clin. Oral Impl. Res.** 2001; 12 (3): 207-218.

Eliasson A, Palmqvist S, Svenson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. *Int J Maxillofac Implants* 2000; 15: 505-510.

Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Assunção WG, Santos PH. Bioengenharia aplicada á odontologia: método dos elementos finitos *versus* fotoelasticidade. *ImplantNews*. 2007; 4(5): 469-76.

Gabrielli ACR, Cartise ABE, Panzeri H. Emprego da soldagem a TIG (Tungsten Inert Gas) em ligas para uso odontológico contendo níquel, cromo, cobalto e titânio. *RPG Rev Pós Grad*. 2000. Jul/set 7(3); 253-258.

Gomes EA, Assunção WG, Tabata LF, Barão VAR, Delbem JA, Souza EAC. Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: a two-dimensiona finite element analysis. *J craniofac surg*. 2009; 20(6), 2000-6.

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

Guichet *et al.* Passivity of fit and marginal opening in screw- or cemented-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 15: 239-249.

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

Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg.*,1980; 14 (3): 209-214.

Helldèn LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 190-196.

Jemt T, Henry P, Lindén B, Naert I, Weber H *et al.* Implant-supported Laser-welding Titanium and conventional casting frameworks in the partially edentulous Jaw: a 5-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 415-421.

Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prosthesis with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992; 12(3): 177-83.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2004. 31: 477-482.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed framework with marginal gaps over angled and parallel implants. *J Prosthodont.* 2007; 16: 117-122.

McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent.* 70 (1): 17 - 20, July, 1993.

Millington ND, Halton RAF. Inaccurate fit of implant superstructure. Part 1: Stress generated on the superstructure relative to the size of discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8: 511-516.

Naconecy *et al.* Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 192-198.

Ogawa *et al.* Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*; Jul 2010; 37 (7): 525-53.

Oliveira NCM, Silva JPL, Novais VR, Neves FD, Araújo CA *et al.* Avaliação da força máxima necessária para fratura ou flexão de cantilévers em protocolos totais fixos sobre implantes. *Horizonte Científico*. 2010; 4 (1): 1-25.

Örtop A, Jemt T. Clinical experiences with Laser-welding titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 10-year follow-up study. *Clin Implant dent relat res*. 2006; 8 (4): 198 – 209.

Rocha R, Pinheiro ALB, Villa Verde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG Laser or TIG welding. *Braz Dent*. 2006; 17(1): 20-23.

Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol*. 2008; Vol. XXXIV (5); 248- 255.

Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 (suppl): 69-85.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics current status. *Implant Dent*. 2001; 10(2): 85 – 92.

Simamoto Júnior PC, Novais VR, Nóbilo MAA, Barbosa AS, Soares CJ, Neves FD. Influência de tipo de soldagem na qualidade da adaptação de infraestrutura protética: análise por microscopia eletrônica de varredura. *Arquivos em Odontologia*. 2008; 44(1): 23 – 9.

Simamoto-Júnior PC. Análise das tensões em infraestruturas implanto-suportadas com alteração do número e diâmetro em protocolo tipo Brånemark. [Tese]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2008.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-8.

Stüker RA, Teixeira ER, Zani IM. Passivade da estrutura metálica para próteses fixas implanto-suportadas. *Rev Odonto Ciência - Fac. Odonto/PUCRS.* 2005; 20(50): 379-383.

Tambasco J, Antony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol.* 1996; 13(4): 23-31.

Tioosi R, Rodrigues RC, Mattos MGC, Ribeiro RF. Comparative analysis of the 3-unit implant-supported frameworks cast in Nickel-Chromium and Cobalt-Chromium alloys and commercially pure Titanium after casting, Laser welding, and simulate porcelain firings. *Int J Prosthodont.* 2008; 21:121-123.

Waskewicz GA, Ostrowki JS, Parks VJ. Photoelastic analysis if stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9: 405-411.

Watanabe *et al.* Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Maxillofac Implants.* 2000; 15: 209-218.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on the stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 493-9.

Zupancic R, Legat A, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and Laser-welded cobalt-chromium alloy joints. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 273-82.

ANEXO

A fotoelasticidade é uma técnica experimental para a verificação das tensões presentes em determinados corpos. Baseia-se na capacidade de alguns materiais quando sob tensão modificam o seu índice de refração, tornando-se heterogêneo, que é a propriedade que os materiais fotoelásticos possuem de birrefringência (Lei de Brewster – Maxwell). A mudança do índice de refração nos materiais fotoelásticos ocorre nas direções das tensões principais, sendo que a diferença entre os índices de refração nos dois planos principais é proporcional à diferença das tensões principais. Desta forma, a tensão cisalhante máxima pode ser determinada a partir do conhecimento das ordens de franja (N) no ponto de interesse de acordo com a lei óptica das tensões (Bernardes, 2004, Araújo, 2006).

Para a análise fotoelástica utiliza-se o polariscópio circular, que é composto de uma fonte de luz, uma placa polarizadora, uma analisadora e duas placas retardadoras de um quarto de onda (Figura 20 e 21). Quando os eixos formam um ângulo de 45 graus com eixos de polarização das placas polarizadoras obtêm-se uma polarização circular e quando os eixos estão cruzados a polarização torna-se plana, e ainda, de acordo com o arranjo específico tem-se campo claro e escuro (Araújo, 2006).

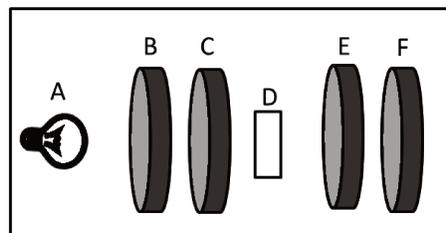


Figura 20 - Desenho esquemático de um polariscópio circular, sendo A – fonte de luz, B – polarizador, C – retardador e $\frac{1}{4}$ de onda, D – modelo fotoelástico, E – retardador de $\frac{1}{4}$ de onda, F – analisador.

Quando o modelo fotoelástico é analisado sob tensão, pela polarização plana, formam-se franjas isoclínicas, na qual é possível identificar a direção das tensões principais, que são visualizadas como franjas negras. Na polarização circular com luz branca, os locais geométricos tensionados apresentam-se como franjas coloridas, chamadas de isocromáticas, que são definidas como o lugar geométrico dos pontos que apresentam o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais (Figura 22), que pela lei óptica das tensões, relaciona-se com a tensão cisalhante máxima do ponto a ser analisado, através da equação (2) (Araújo, 2006).

$$\tau = \frac{N f_{\sigma}}{2h} \quad (2)$$

Equação 2: τ – tensão cisalhante máxima; N – ordem de franja; f_{σ} – constante óptica relativa; h – espessura do modelo

Para determinação da constante ótica ($K\sigma$) usou-se um modelo em forma de disco do mesmo material fotoelástico usado no modelo a ser analisado. Esse disco, que possui dimensões conhecidas, foi colocado num polariscópio circular posicionado para polarização plana e feita compressão na direção do seu centro de massa, até que as franjas isoclínicas se encontrem no centro do disco. Em seguida o polariscópio foi ajustado para polarização circular, permitindo a visualização das franjas isocromáticas. Neste momento, gradualmente aplicou-se forças de compressão (P), sendo feitas leituras das franjas que se encontram no centro do disco de calibração. Os valores de ordem de franja, e força aplicada foram tabulados e feita uma reta de coeficiente angular (α Kgf/Ordem de franja). A partir desse valor, pela equação 1, obteve-se o valor da constante óptica relativa às tensões ($K\sigma$) (Bernardes, 2004; Cariello, 2007).

$$K\sigma = \frac{8\alpha}{\pi D} \quad (1)$$

Equação 1: $K\sigma$ – Constante óptica das tensões; α – coeficiente linear da reta; D – diâmetro do disco.

Usa-se o método de compensação de Tardy para a obtenção de ordens de franjas fracionárias, tendo assim uma leitura mais precisa (Araújo, 2006; Simamoto-Júnior, 2008). Para esta análise, deve seguir os seguintes passos de acordo com Araújo (2006):

2. Com o polariscópio ajustado para a polarização plana, gira-se o conjunto polarizador-analisador até passar uma isoclínica pelo ponto de interesse. O conjunto é fixado nesta posição, ficando os eixos de polarização alinhados com a direção das tensões principais.

3. A duas placas retardadoras e $\frac{1}{4}$ de onda são colocadas com os eixos de polarização de 45° com os eixos de polarização, colocando para polarização circular e desaparecendo as isoclínicas.

4. Observam-se os valores inteiros das ordens de franjas adjacentes ao ponto em estudo.

5. O analisador é girado observando o movimento das franjas, até que uma de ordem inteira passe pelo ponto. No transferidor do polariscópio, lê-se o ângulo de rotação (α).

6. Caso a franja que se movimenta para o ponto for a de ordem menor (n_1), aplica-se a formula 3 para a obtenção da ordem de franja fracionária

$$Np = n_1 + \frac{\alpha}{180} \quad (3)$$

Se a franja de ordem maior (n_2) se mover em direção ao ponto, têm-se:

$$Np = n_1 - \frac{\alpha}{180} \quad (4)$$