

Maíra Daysê Moreira Serra e Silva

Cirurgiã Dentista

*Análise fotoelástica das tensões e resistência
mecânica de infraestruturas de titânio sobre
implantes após soldagem a Laser e TIG*

Dissertação apresentada à Faculdade
de Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de Mestre em
Clínica Odontológica – Área de
Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antonio 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

Si38a Silva, Maíra Daysê Moreira Serra e.
Análise fotoelástica das tensões e resistência mecânica de
infraestruturas de titânio sobre implantes após soldagem a Laser
e TIG / Maíra Daysê Moreira Serra e Silva. -- Piracicaba, SP:
[s.n.], 2011.

Orientador: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Soldagem em odontologia. I. Nóbilo,
Mauro Antonio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(eras/fop)

Título em Inglês: Photoelastic analysis of stress and mechanical framework
titanium implant after laser welding and TIG

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

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, Andréa Fabiana de Lira,
Rafael Leonardo Xediek Consani

Data da Defesa: 18-02-2011

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



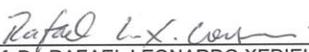
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 18 de Fevereiro de 2011, considerou a candidata MAÍRA DAYSÊ MOREIRA SERRA E SILVA aprovada.


Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO


Profa. Dra. ANDRÉA FABIANA DE LIRA


Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Dedicatória

A Deus,

Pelo dom da vida, conduzindo e abençoando os meus passos nos momentos mais difíceis e pelas inúmeras graças concedidas, permitindo que eu chegasse até aqui.

Aos meus pais Wagner e Graça,

Por me proporcionarem toda a base para enfrentar os caminhos tortuosos da vida. Por se fazerem presentes diariamente na minha vida mesmo com toda a distância, não me permitindo faltar nunca forças para seguir em frente. Pelo exemplo, educação, amor e doação por completo a nós, não seria possível somente agradecer. A vocês, minha vida, meu respeito, amor e eterna gratidão. Amo vocês incondicionalmente.

Aos meus irmãos Fabrício e Wagner Filho,

Meus maiores amigos e cúmplices. Vocês acompanharam todos os meus passos, torcendo e vibrando com as minhas conquistas. Mesmo na distância tiveram as palavras certas no momento certo não permitindo que eu desanimasse. Ao Fabrício exemplo de determinação me fazendo acreditar que eu seria capaz de chegar até aqui e ao Wagner pela dedicação a mim concedida no meu primeiro ano aqui em Piracicaba, me fazendo acreditar que eu conseguiria enfrentar tudo sozinha. Amo vocês.

À minha querida avó Alba,

Pelo exemplo de vida, torcida pela minha felicidade e sucesso me colocando sempre nas suas orações. Te amo.

Agradecimento Especial

Ao meu amigo, mestre e orientador, **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, obrigada pela oportunidade de tê-lo como orientador, pelo orgulho de poder citá-lo como um dos responsáveis pela minha formação. Serei sempre grata às oportunidades que tens me proporcionado para o meu crescimento profissional e por acreditar em mim. Obrigada por tornar possível este sonho e pelas palavras de incentivo nos momentos difíceis aqui em Piracicaba, deixando muitas vezes de ser orientador e assumindo o papel de um grande amigo. A cada dia minha admiração e respeito só aumentam. Meus sinceros agradecimentos.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Junior** e Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**, pela oportunidade de engrandecimento profissional.

À coordenadora dos Cursos de Pós- Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba- UNICAMP **Prof. Dr. Márcio de Moraes**.

À Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado de São Paulo – **FAPESP**, pelo apoio científico e financeiro que viabilizou a execução deste trabalho – Processo nº 08/05123-5(auxílio); 08/07207-1(bolsa mestrado).

Aos **Prof. Dr. Krunislave Nóbilo** (titular aposentado), **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, exemplos para mim de profissionalismo e competência. Obrigada por todos os momentos de ensinamentos e incentivos na minha vida acadêmica e pessoal. De vocês nunca me faltou o apoio, o carinho e amizade. Serei eternamente grata.

Às **Profª Drª Altair Antoninha Del Bel Cury**, **Profª Drª Célia Maria Rizzatti Barbosa** e **Profª Drª Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pelos ensinamentos transmitidos e pela maneira cordial e profissional como sempre fui tratada.

Aos **Prof. Dr. Simonides Consani, Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti** pela ajuda, disponibilidade e atenção nas etapas de desenvolvimento da minha pesquisa. Muito obrigada.

Ao **Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo**, pela disponibilidade e acolhimento na Universidade Federal de Uberlândia, tornando possível a realização de etapas importantes do trabalho. Meus sinceros agradecimentos.

À amiga **Jéssica Mie Ferreira Koyama Takahashi**, por ter se disponibilizado a realizar a estatística deste trabalho, e por sempre ter estado ao meu lado aqui em Piracicaba, com toda certeza você é uma das grandes partícipes desta conquista. Obrigada pela sua amizade, levarei sempre comigo.

Aos **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha, Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Prof. Dr. Wander José da Silva e Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, pelo exemplo de profissionais confiando a vocês as correções da minha dissertação. Fico muito agradecida por terem aceitado, prontamente, o convite para ser banca da minha qualificação.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, em especial à **Eliete**, pela sua disponibilidade e pela maneira carinhosa que sempre fui tratada, à **Bete** e ao **Eduardo** por estarem sempre dispostos a nos ajudar com os trabalhos dos nossos pacientes e ao **Marcão** pela cordialidade e prontidão em nos ajudar com seus conhecimentos, na execução do trabalho. À todos muito obrigada.

Aos meus colegas de pós-graduação do mestrado, **Ana Paula Varela, Brunna Moreira, Livia Forster, Ana Patrícia Fernandes, Caroline Odo, Ana Lígia Micelli, Mariana Agostinho, Atáis Bacchi, Izabella Patta, Manoela Capla, Gabriela Cassaro, Marcele Jardim, Sabrina Rodrigues, Deborah Pacheco, João Paulo**

Fernandes e Camila Lima, pelo convívio e troca de experiências durante o curso. Pela ajuda no crescimento pessoal e profissional.

Aos colegas de pós-graduação do doutorado, **Guilherme Bonecker, Jessica Takahashi, Juliana Nuñez, Ana Paula Farina, João Paulo da Silva Neto, Leonardo Luthi, Mateus Bertolini, Andreza Dayrel, Bruno Sotto, Luana Martins, Plínio Senna, Milene de Oliveira, Silvia Lucena, Thais Vega, Alfonso Ayala, Pedro Ricomini, Arcelino Farias e Sheila Porta** pela experiência passada por vocês e pela agradável convivência.

Às minhas novas amigas formadas nesses três anos em Piracicaba, **Marcela Pinto (cunhada) e Família**, pelo acolhimento, à **Andréa Lira**, por ter estado ao meu lado no primeiro ano em Piracicaba, me ajudando com sua experiência e acima de tudo pela amizade e carinho, à **Liana Linhares**, pela amizade e companhia, ao **Guilherme Bonecker**, pelo incentivo, ensinamentos e sobretudo pela amizade, à **Brunna Moreira e Jessica Takahashi**, pela amizade, companheirismo e cumplicidade, vocês são muito importantes para mim, **ao Lucas Araújo, Michelle Parente, Andréia Bolzan**, pela amizade. Muito obrigada à todos vocês pelo apoio e incentivo sinceros que sempre me deram durante esses anos. Vocês tornaram os meus dias aqui mais felizes. Levarei sempre comigo a amizade verdadeira de vocês.

Aos colegas, amigos e professores do curso de Odontologia da Universidade Federal do Piauí-UFPI, em especial ao **Marcelo Breno**. Você foi um grande companheiro na etapa final da graduação e hoje nossa amizade continua. Torço por você!

Aos meus amigos íntimos **Ygor Lemos, Fabíola Elvas, Thais Mazza, Samyra Motta, Karla Timbó, Renata Tajra, Camilla Ciarlini, Marcela Leite, Anna Débora, Mabel Almeida** que acompanharam diretamente as minhas conquistas e sempre estiveram presente de alguma forma, me fazendo acreditar

que esse tempo longe do convívio de vocês será recompensado. A amizade de vocês me fortalece a cada dia, obrigada por estarem ao meu lado.

E por fim, agradeço a toda minha família, avós, tios, primos, cunhadas, minha querida sobrinha **Gabriela**, e a todos aqueles que de alguma forma colaboraram para a realização deste sonho, que sofreram e ficaram felizes junto comigo e que estiveram presentes em minha vida.

“Há um tempo em que é preciso abandonar as roupas usadas, que já tem a forma do nosso corpo, e esquecer os nossos caminhos, que nos levam sempre aos mesmos lugares. É o tempo da travessia: e, se não ousarmos fazê-la, teremos ficado, para sempre, à margem de nós mesmos”.

Fernando Pessoa

RESUMO

Para o sucesso da permanência dos implantes “*in loco*” e da reabilitação protética, destaca-se a biomecânica como um fator fundamental. Com o objetivo de obter estruturas metálicas com melhor assentamento e maior resistência mecânica este estudo avaliou, comparativamente, duas técnicas de soldagem a Laser Nd: YAG (neodímio íátrio alumínio garnet), (Desktop Laser – Dentaurum JP Winkelstroter KG, Pforzheim, Alemanha) e Tungstênio Gás Inerte (TIG) (Solda Plasma Micropulsada Micromelt - EDG, São Carlos, SP, Brasil). Por meio de análise fotoelástica e ensaios de resistência à flexão, foi avaliada a distribuição das tensões geradas ao redor de implantes em próteses implantossuportadas, tipo “protocolo” inferior, bem como a resistência dos cantilevers. Foram confeccionadas 15 infraestruturas em titânio sobre uma matriz metálica, em forma de arco, contendo quatro análogos de implantes do tipo hexágono externo, de diâmetro regular (3,75 X 13mm). Os corpos-de-prova foram separados em três grupos: GI, ou grupo controle, formado por infraestruturas de titânio comercialmente puro (Ti cp) em monobloco; GII, infraestruturas soldadas a Laser e GIII, soldadas a TIG. Para análise das tensões foi confeccionado um modelo fotoelástico (Resina Flexível / Polipox® Indústria e Comércio Ltda), seguido do posicionamento das infraestruturas, e através de um polariscópio circular foram avaliados trinta e nove pontos ao redor dos implantes, após torque de 20Ncm nos parafusos e quantificado as franjas obtendo valores de tensão cisalhante a partir da “Lei Ótica das Tensões”. Em seguida, foi realizado o ensaio mecânico de resistência à flexão em uma máquina de ensaios universais (Instron). Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância (um e dois fatores), seguida do teste de Tukey para comparação entre as médias, com nível de significância $p \leq 0,05$. Os resultados mostraram não haver diferença estatística entre os valores de tensão cisalhante (τ) para as duas técnicas de soldagem, porém, as estruturas em monobloco apresentaram menores valores de tensão, com diferença estatística em relação à solda TIG. Quanto ao ensaio mecânico, resultados estatisticamente diferentes entre as técnicas foram obtidos, sendo o grupo I, o de

maior resistência mecânica à flexão, seguido pela solda Laser e TIG. Baseados nos resultados obtidos, pode-se concluir que a técnica de fundição é que apresenta maior resistência mecânica à flexão.

Palavras-chaves: Titânio, Implantes dentários, Soldagem em odontologia.

ABSTRACT

For the success of the permanence “*in loco*” implants and the rehabilitation, biomechanical is a very important factor. Aiming to obtain frameworks with better fit, this study compared one-piece casted frameworks to frameworks obtained by two different soldering techniques: Laser-welding Nd: YAG (neodímio iátrio alumínio garnet), (Desktop Laser - Dentaurum Winkelstroter KG, Pforzheim, Germany) and Tungsten Inert Gas (TIG - Plasma Micropulse Micromelt - EDG, Sao Carlos, SP, Brazil). Thru photoelastic analysis and flexural strength tests, the stress distribution around implants and the mechanical resistance of the frameworks were evaluated. Fifteen commercially pure titanium frameworks were obtained using a steel matrix, with four external-hexagon regular-diameter (3.75 x 13mm) implants (Branemark protocol). The frameworks were divided into three groups: GI, or control group - one-piece casted frameworks; GII - Laser welded frameworks; GIII – TIG welded frameworks. For stress analysis a photoelastic model, reproducing the steel matrix was manufactured with photoelastic flexible resin (Polipox® Industry and Trade Ltd.). Each framework was screwed with 20Ncm torque to the photoelastic models’ implants through a circular polariscope, the order of the isochromatic fringes at thirty nine predetermined points around the implants was obtained. Maximum sheer stress was determined for each point through the “stress optical law”. Then, a mechanical testing of flexural strength was performed at the hanging arms’ joints of each framework. The data were submitted to ANOVA (One-Way and Two-Way), followed by Tukey test ($p \leq 0.05$). The results showed no statistical difference between shear stress values (T) between the welding techniques, but the casting technique showed lower stress values, with statistical difference compared to TIG welding. As for the mechanical test, statistically different results between the techniques were obtained, GI presented higher ductility, followed by laser welding and TIG. Based on these results, it was concluded that the conventional casting technique is more mechanically resistant than the welding techniques.

Key words: Titanium, Dental Implant, Dental Soldering.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	7
3. PROPOSIÇÃO	63
4. MATERIAIS E MÉTODOS	65
5. RESULTADOS	93
6. DISCUSSÃO	101
7. CONCLUSÃO	111
REFERÊNCIAS	113
ANEXOS	123

1. INTRODUÇÃO

Com o advento da osseointegração tem-se observado desde os primeiros relatos científicos, alto índice de sucesso das reabilitações com próteses fixas implantossuportadas em mandíbulas (Snauwaert *et al.*,2000; Attard & Zarb, 2002). A possibilidade de substituir dentes naturais ausentes por implantes osseointegrados tem melhorado a qualidade de vida de muitos pacientes edêntulos, por proporcionar maior retenção e estabilidade das próteses.

Pesquisas com o intuito de simplificar o protocolo original de Branemark, relativas à estabilidade e comportamento biomecânico das estruturas protéticas, mostram que a redução do número de implantes e diferentes técnicas de confecção das infraestruturas de suporte são alternativas viáveis em reabilitações bucais (Sadowsky & Caputo, 2004; Hart e Wilson, 2006, Rocha *et al.*, 2006; Markarian *et al.*, 2007, Sousa *et al.*, 2008; Simamoto-Junior *et al.*, 2008).

Durante o acompanhamento de pacientes reabilitados com próteses implantossuportadas é possível evidenciar complicações, como a reabsorção óssea crônica na cervical dos implantes após a instalação da prótese (Branemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*,1981; Adell *et al.*, 1986; Vigolo *et al.*, 2003). Isso é justificado pela diferença entre os aspectos biomecânicos de um implante e de um dente natural. A possibilidade de transferir sobrecarga ao implante e deste ao osso circunjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar falhas das reabilitações ou até mesmo a não osseointegração (Adell *et al.*,1981; Skalak,1983; Jemt *et al.*, 1998; Snauwert *et al.*,2000, Isidor, 2006).

Dessa forma, para que as reabilitações protéticas implantossuportadas apresentem sucesso aliado à longevidade, alguns requisitos fundamentais devem ser observados, tais como: propriedades e comportamento do metal utilizado, resistência da infraestrutura protética fundida ou soldada aos esforços mastigatórios e assentamento passivo das próteses sobre os implantes ou pilares intermediários (Sjögren *et al.*, 1988; Vasconcelos *et al.*,2005; Damaceno *et al.*,2008).

O uso do titânio para a confecção de implantes osseointegrados já é conhecido há muitos anos, porém, são recentes os estudos a respeito do uso deste metal também para a confecção de componentes protéticos. A ampla utilização do mesmo é justificada pelas suas características peculiares como biocompatibilidade, resistência à corrosão, baixo custo e propriedades físicas e mecânicas (resistência à fadiga, baixa densidade, módulo de elasticidade elevado e baixa condutividade térmica) (Taira *et al.*, 1989; Craig *et al.*, 1993; Wang & Fenton, 1996; Chai & Chou, 1998; Fonseca *et al.*, 2003; Zavanelli *et al.*, 2004; Srimaneepong *et al.*, 2005; Hart e Wilson, 2006; Yamazoe *et al.*, 2007). Porém características como alto ponto de fusão (1700°C) e elevada reatividade química com hidrogênio, oxigênio e nitrogênio em temperaturas acima de 600°C, dificultam o processamento deste metal (Wang & Fenton, 1996; Watanabe *et al.*, 1997; Bauer *et al.*, 2009).

A união rígida de osso, implante e prótese resulta na formação de estrutura que se comporta como unidade. Desta forma, a ausência de adequado ajuste na interface pilar/implante, tende a ocasionar problemas mecânicos e fisiológicos, como afrouxamento ou quebra dos parafusos protético, fratura da infraestrutura metálica e até mesmo falha da osseointegração dos implantes (Skalak, 1983; Watanabe *et al.*, 2000; Sahin e Cehreli, 2001; Sousa, em 2001; Duyck *et al.*, 2001; Vigolo *et al.*, 2003; Simamoto Junior, 2004; Uysal *et al.*, 2005, Vasconcelos *et al.*, 2005; Isidor *et al.*, 2006; Barbosa *et al.*, 2007).

Alguns estudos, como de Souza *et al.* (2000), mostraram que peças fundidas de múltiplos implantes são passíveis de maiores distorções, decorrentes da contração do metal, obtendo-se peças com grandes desajustes entre os pilares e a plataforma dos implantes. No intuito de diminuir a quantidade de tensão transmitida aos implantes, várias técnicas começaram a ser preconizadas para a obtenção de peças múltiplas com melhor assentamento, como a técnica de soldagem. Várias são as técnicas de soldagem disponíveis no mercado, cada uma com vantagens e desvantagens, porém, a escolha do método vai depender se a técnica irá produzir calor suficiente para soldar os materiais, buscando menores distorções e preservando as propriedades dos mesmos. Dentre as técnicas de

soldagem do titânio para a correção de desajustes, a solda a Laser tem sido bastante utilizada e mais recentemente, a solda TIG (Tungsten Inert Gas) (Baba e Watanabe, 2004; Rocha *et al.*, 2006; Watanabe *et al.*, 2006; Hart e Wilson, 2006; Simamoto *et al.*, 2008; Srimaneepong *et al.*, 2008; Galo *et al.*, 2009; Tiozzi *et al.*, 2010).

O processo de soldagem pela utilização de energia do Laser como fonte de calor, em particular, o uso do laser Nd: YAG (neodímio íátrio alumínio garnet) tornou-se o método de escolha para a união de alguns metais, especialmente o titânio comercialmente puro e suas ligas (Zavanelli *et al.*, 2004). A soldadora a Laser é um equipamento que realiza soldagens sob atmosfera controlada de gás argônio, com o objetivo de evitar a contaminação da solda com o oxigênio, hidrogênio e nitrogênio do ambiente, em altas temperaturas. (Yamagishi *et al.*, 1993; Jemt *et al.*, 1998). O Laser é uma luz eletromagnética monocromática cujo feixe de energia pode ser concentrado em um ponto focal resultando no processo de união. Este tipo de solda apresenta como vantagens a ausência de contato direto com a área soldada, soldas mais precisas e bem definidas possibilitando que uma pequena região seja afetada pelo calor. Reduz o tempo e etapas laboratoriais, por não necessitar de inclusão em revestimento, proporcionando melhor adaptação das infraestruturas metálicas aos implantes dentários (Rocha *et al.*, 2006). Entretanto, tem como principal desvantagem o custo do equipamento, que contribui para tornar onerosa a confecção de próteses implantossuportadas com supraestrutura de titânio.

Devido às dificuldades envolvidas na união do titânio por soldagem e do alto custo do equipamento de solda a Laser, estudos recentes mostraram que é possível soldar o titânio pelo método TIG (Hart e Wilson, 2006; Rocha *et al.*, 2006). Este equipamento de solda apresenta custo bastante inferior ao da solda a Laser, o que contribui significativamente para a redução do custo final do trabalho reabilitador. Na solda TIG, o arco elétrico é formado por um fluxo de gás inerte ao redor dos eletrodos não-consumíveis e da peça de metal a ser soldada, minimizando a contaminação e oxidação durante o processo de soldagem (Wainer *et al.*, 1992), podendo ou não utilizar metal de adição.

Além disso, as soldas a Laser e TIG propiciam algumas técnicas de reabilitação, como a carga imediata, com menor número de etapas laboratoriais e clínica. Com a redução do tempo de trabalho, possibilita uma reabilitação estética imediata ao paciente, além da praticidade da técnica para correção de desajustes (Salles, 2008).

Para avaliar os sistemas protéticos, obtendo informações quanto ao comportamento dos implantes às tensões transmitidas por forças mastigatórias, bem como a presença de desajustes, alguns métodos de avaliação têm sido utilizados. Atualmente, análise de Elementos Finitos, Extensometria e Fotoelasticidade são os mais utilizados, segundo a literatura (Waskewickz *et al.*, 1994; Guichet *et al.*, 2000; Sadowsky e Caputo, 2000; Cehreli *et al.*, 2004). Entre as técnicas experimentais mais empregadas, a técnica da fotoelasticidade apresenta-se como meio adequado de análise em corpos de geometria complexa (Sadowsky e Caputo, 2000; Barbosa *et al.*, 2007; Markarian *et al.*, 2007; Celik & Uludag, 2007). A técnica de fotoelasticidade é um método experimental que avalia a tensão responsável pelas falhas de estruturas, fundamentando-se na propriedade óptica de certos materiais plásticos e translúcidos, em exibir padrões de cores, representativos das tensões, chamadas franjas. Os materiais fotoelásticos se comportam de forma anisotrópica quando submetidos a um estado de tensão/deformação, demonstrando diferentes índices de refração, em variadas direções ao longo do corpo do implante (Mahler & Peyton, 1955; Dally & Rillely, 1978; Bernardes *et al.*, 2005), sendo possível quantificar as tensões por meio da “Lei óptica das tensões” (Bernardes *et al.*, 2005; Barbosa *et al.*, 2007; Markarian *et al.*, 2007).

As infraestruturas soldadas possuem melhor adaptação aos pilares ou aos implantes, porém, podem não apresentar a mesma resistência mecânica, em braços suspensos, quando comparadas às infraestruturas fundidas em monobloco. Fatores como estrutura do metal, contaminação e porosidades incorporadas durante a soldagem, coaptação das partes a serem unidas, ou necessidade de adição de metal, além de penetração insuficiente do feixe de

solda podem levar a falha do trabalho reabilitador (Sjögren *et al.*, 1988; Neo *et al.*, 1996; Souza *et al.*, 2000; Baboni, 2005; Galo *et al.*, 2009).

Diversos autores estudaram a qualidade da solda a Laser realizada em Ti cp e/ou liga de Ti-6Al-4V (Roggensack *et al.*, 1993; Yamagishi *et al.*, 1993; Berg *et al.*, 1995; Wang & Welsch, 1995; Chai & Chou, 1998; Zavanelli *et al.*, 2000; Wiskott *et al.*, 2001; Rocha *et al.*, 2006; Watanabe & Topham, 2006); entretanto, na literatura consultada, nenhum autor analisou comparativamente a qualidade de união das técnicas de soldagem a Laser e TIG em diversas situações clínicas simuladas.

Assim o objetivo neste trabalho foi avaliar comparativamente os dois processos de soldagem para a confecção de peças em Ti-6Al-4V, e infraestruturas fundidas, de Ti cp, quanto à distribuição de tensões ao redor dos implantes por meio de análise fotoelástica e análise de resistência à fadiga através de ensaios de flexão em região de *cantilevers*.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 REABSORÇÃO ÓSSEA PERIIMPLANTAR E ASSENTAMENTO PASSIVO

Brånemark *et al.* (1977) desenvolveram um tratamento reabilitador com prótese mandibular implantossuportada do tipo “protocolo de Branemark”, sendo a primeira publicação a relatar o uso de implantes do tipo rosqueável osseointegrados em seres humanos. Com a preservação dos pacientes, naquele momento já foi possível observar falha óssea ao redor dos implantes, assim como a ação deletéria do excesso de carga sobre as fixações.

Adell *et al.* (1981) publicaram um estudo longitudinal de quinze anos com uso de implantes osseointegrados, foram fixados 2768 em 371 pacientes. Os autores comentam a existência de falha óssea de em média 1,2mm no primeiro ano após a conexão protética e 0,1mm anual. Eles associam este fato a: trauma cirúrgico, distribuição de tensão ao redor das fixações decorrente de cargas sobre a prótese, reabsorção fisiológica dos arcos edêntulos e gengivite.

Ao analisar a biomecânica de tratamentos com implantes dentários, Skalak (1983), observou a diferença entre as propriedades mecânicas do osso e do titânio. Essa diferença faz com que as sobrecargas repercutam sobre o tecido ósseo. O autor relata que o ligamento periodontal tem a função de absorver impactos e concluiu que a interface osso/implante permite a transferência de força direta para o tecido ósseo. Essa distribuição de cargas aos implantes do número de implantes, disposição dos mesmos e ajuste passivo das próteses, sugerindo que braços suspensos poderiam ser prejudiciais à biomecânica.

Em um estudo longitudinal prospectivo, Adell *et al.* (1986) observaram a reação tecidual ao redor de implantes osseointegrados durante três anos. Dezesesseis pacientes totalmente edêntulos foram reabilitados com noventa e cinco fixações em ambas arcadas e foram acompanhados com radiografias

padronizadas em seis, doze, vinte e um e trinta e nove meses após a instalação das próteses. Na última avaliação foram feitas análises microbiológicas e biopsias. Foram perdidos, em média, 0,9mm no primeiro ano e 0,05 anualmente nos dois anos subseqüentes. Depois de seis meses nenhuma grande mudança no osso marginal foi observada e o tecido duro periimplante se tornou mais radiopaco, indicando um remodelamento devido à carga com sucesso. Não foi observada correlação entre perda óssea e inflamação. Na última avaliação foi observada a presença de maior quantidade de osso radiopaco nos implante colocado em posição mais distal, isso provavelmente por causa dos *cantilevers* das próteses.

Waskewickz *et al.*(1994) avaliaram a passividade de infraestruturas metálicas de próteses sobre implantes através da análise fotoelástica. Para analisar os padrões de tensões gerados ao redor dos implantes em infraestruturas adaptadas e não adaptadas, foram fotografadas as franjas de tensões geradas quando do aperto dos parafusos de ouro. Foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva de uma mandíbula humana, contendo 5 implantes (3,75mmX10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro. A este conjunto, foram posicionados cilindros de ouro que, após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável para a confecção da infraestrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatado ausência de contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro, sendo a infraestrutura sem adaptação passiva analisadas fotoelasticamente pelo aperto dos parafusos com torque de 10Ncm por 3 métodos diferentes. Após um registro inicial, a infraestrutura foi então seccionada e soldada. O aperto dos parafusos na infraestrutura sem adaptação passiva mostrou maior concentração de estresses ao redor dos implantes, sendo indiferente nos 3 métodos de aperto testados. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, porém os implantes mais distais mostraram uma maior concentração de tensão no terço médio de cada implante e a menor tensão na região apical e cervical. Na infraestrutura soldada não foi observada presença de tensões. Devido à dificuldade de se avaliar clinicamente a passividade de infraestruturas metálicas

em próteses sobre implantes, os autores sugerem que a peça seja seccionada e soldada para que se possa assegurar um grau aceitável de passividade a estas próteses sobre implantes. Este estudo indicou que nenhuma tensão foi produzida em volta dos implantes após a peça ter sido seccionada e soldada.

Jemt *et al.* (1998) realizaram um estudo *in vivo* com o intuito de avaliar a distorção em uma infraestrutura suportada por três implantes osseointegrados na tíbia de coelhos. Utilizando a técnica de fotogrametria em 3-dimensões. Após um período de oito semanas, a estrutura de titânio foi instalada com desadaptação média de 125 μm no implante central. Através de fotografias antes e depois da fixação da peça sobre implantes, foram realizadas medidas e comparações da topografia óssea antes e após o aperto do parafuso do centro, o qual induziu uma tensão média de 246N. Pode-se observar que o topo da borda do cilindro central percorreu um movimento vertical médio de 150 μm , sempre em combinação com movimentos de rotação de toda a infraestruturas. A plataforma do implante central também demonstrou um movimento em direção à estrutura de titânio em média 125 μm . Foi observado uma deformação óssea entre os implantes na qual foi avaliada uma compressão média de 0,5milímetros. Os autores chegaram a seguinte conclusão: a deformação óssea resultante do desajuste da infraestrutura protética é um fator inicial para a reabsorção óssea marginal observada após a instalação das próteses implantossuportada.

Snauwaert *et al.* (2000) realizaram estudo longitudinal por 15 anos com total de 4971 implantes instalados em 1315 pacientes, contemplando casos totais e parciais. Implantes com 13mm de comprimento apresentaram os maiores índices de sucesso, contra-indicando implantes abaixo de 10mm de comprimento com maiores índices de insucesso. A maxila apresentou maiores taxa de reabsorção óssea e insucesso de implantes. O trabalho foi inconclusivo a respeito do diâmetro dos implantes mediante o baixo número de implantes com 5mm usados. Os autores comentam que as taxas anuais de fratura de implantes foram menores que 0,2% e que falhas mecânicas normalmente ocorrem correlacionadas à

parafunções e não por sobrecargas ocasionais. Alguns fatores de risco são citados: 1- Hábitos parafuncionais (Bruxismo, apertamento); 2- Inclinação dos implantes para fora do eixo de força; 3- Proporção coroa/implante desfavorável; 4- Comprimento de *cantilevers*.

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

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

Sahin & Çehreli (2001) discutiram o significado de assentamento passivo de estruturas de próteses sobre implantes e as novas tecnologias para obter melhores resultados. Segundo os autores, um dos maiores desafios do profissional é a instalação de uma prótese que não comprometa a longevidade do tratamento. Assentamento passivo, que pode ser entendido como assentamento ideal, é tido como um dos mais importantes pré-requisitos para a manutenção da interface osso-implante. Entretanto, para a obtenção desta condição, seria necessário que a estrutura metálica induzisse quantidade zero de força nos implantes, fato que comprovadamente não é possível de ocorrer. Ainda não se sabe se a passividade absoluta entre infraestrutura e implante é essencial para o sucesso do tratamento, que nível de desadaptação causaria dano, e como medi-la clinicamente. Segundo os autores, complicações clínicas ocorrem quando existe uma distância entre a infra-estrutura e os pilares de aproximadamente 150 μm , podendo causar perda ou fratura do parafuso de fixação. A explicação para a ausência de dano ao osso marginal (reabsorção óssea) ao longo dos anos é o mecanismo de tolerância individual. O procedimento de soldagem a laser é utilizado quando se detecta o desajuste da peça, seja clinicamente através de sondagem, exame visual ou questionário de dor e desconforto, ou no laboratório através do teste do parafuso único. Desta forma, a estrutura seccionada é soldada, e segundo os autores este procedimento não resulta em assentamento passivo, mas sim diminui a tensão ao redor dos implantes, o que pode resultar em menor frequência de falha do parafuso de fixação.

Forças adversas sobre as próteses implantossuportadas podem não só causar falhas mecânicas, como também, prejuízo na osseointegração dos implantes. Desajustes podem ser decorrentes de técnicas de confecção de infraestruturas, em especial, o processo de fundição, induzindo cargas estáticas contínuas sobre os implantes. Duyck *et al.* (2001) avaliaram cargas estáticas e dinâmicas sobre implantes osseointegrados através de próteses desadaptadas. As desadaptações protéticas provocariam tensão ao redor dos implantes devido à

forças estáticas e a soma desses valores às cargas oclusais provocando tensões aos redor dos implantes. Um estudo piloto foi realizado em um coelho antes do estudo principal, para que fosse analisado o teste de resistência do osso ao redor do implante e para monitorar o comportamento do coelho em resposta a um pilar transcutâneo. Foram aplicadas cargas dinâmicas e estáticas sobre implantes do tipo Branemark de 10mm, inseridos bicorticalmente em tíbia de coelhos. Foram instalados 3 implantes em cada animal, um implante sofreu um carregamento estático de 29,4 Ncm aplicado com uma distância de 1,5mm do topo do implante, com um momento flexor de 4,4 Ncm; outro foi submetido a um carregamento dinâmico de 14,7 Ncm aplicada a 50mm da superfície do implante, com um momento de flexão de 73,5Ncm, sendo um total de 2.520 ciclos com 1Hz de frequência, para controle foi utilizado um implante sem carga. O carregamento foi realizado por 14 dias. Um modelo de elemento finito foi utilizado servindo como guia da carga dinâmica aplicada. Através de cortes histológicos foram realizadas quantificações histomorfométrica da área de contato entre osso/metal. Foram observadas imagens histológicas similares ao osso submetido à carga estática e o grupo controle, lamelas ósseas corticais densas foram encontradas circundantes a região marginal e apical dos implantes, sem sinais de reabsorção óssea. Foram observados defeitos ósseos em forma de cratera ao redor dos implantes submetidos à cargas dinâmicas, evidenciando reabsorção óssea ao redor da área marginal. Apesar desses defeitos, pequena quantidade de tecido ósseo encontrava-se em contato com a superfície do implante na região marginal. Ao comparar os grupos controle e o de carga estática com o grupo de carga dinâmica, não foi observada uma menor área de contato significativa entre osso/implante ao redor das fixações. Porém, quando comparada a quantidade de osso na zona periimplantar, os implantes sob carregamento dinâmico apresentaram volume ósseo significativamente menor. A conclusão dos autores foi que cargas dinâmicas excessivas causaram defeitos em forma de cratera laterais aos implantes osseointegrados.

Attard e Zarb (2002) reportaram os resultados clínicos dos primeiros 35 pacientes tratados com próteses implantossuportadas, exclusivamente em áreas posteriores, na Universidade de Toronto, Canadá. Como princípios fundamentais de planejamento e execução protética, no mínimo dois ou três implantes foram instalados em cada área edentada e minucioso ajuste oclusal foi providenciado. Nenhuma das próteses foi unida a dentes naturais. O índice de sucesso cumulativa para os implantes (de um total de 106) foi de 94% após 10 anos. Nenhuma variável (como gênero, qualidade e quantidade óssea, arco dentário envolvido, período de edentulismo, comprimento dos implantes ou condição da dentição antagonista) teve influência adversa na sobrevivência dos implantes. A respeito do comprimento dos mesmos, os autores ressaltaram que raros implantes de sete milímetros foram utilizados na amostra de pacientes.

Vigolo *et al.* (2003) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a precisão de três diferentes técnica usando poliéter de impressão para a obtenção de um modelo fiel para a fabricação de infraestrutura com adequada passividade sobre os implantes. Os autores citaram que o assentamento passivo da barra é importante para a longevidade da reabilitação protética sobre implante por prevenir forças ou cargas laterais prejudiciais ao suporte ósseo alveolar. Os implantes ao contrário dos dentes não possuem ligamentos periodontais, os quais amortecem as cargas e adéqua o posicionamento dos dentes quando sobre eles são assentados infraestruturas desajustadas, pois os implantes têm características de estarem “anquilosados”, transmitindo toda a carga deletéria ao osso adjacente. Os pesquisadores confeccionaram uma matriz de aço inoxidável em forma de arco e foram posicionados transferentes quadrados sobre seis pilares do tipo standard (3i Implant Innovations Inc). Os parafusos dos implantes foram aparafusados um de cada vez, com torque de 10Ncm, para detectar se existia alguma variação de passividade. Foram realizadas 45 moldagens, divididas em três grupos. No grupo 1, os transferentes quadrados foram moldados diretamente, permanecendo no material de moldagem após a remoção da moldeira. No grupo 2, os componentes de transferência foram unidos com resina acrílica (Duralay), para minimizar

distorção as peças foram seccionadas e unidas novamente com um pequeno incremento de resina, permanecendo os transferentes na moldeira após a remoção do molde da boca do paciente. No grupo 3, os transferentes foram jateados e foi aplicado um adesivo para poliéter, seguindo a mesma técnica de moldagem. Para avaliação, uma barra usinada com perfeito ajuste sobre os implantes da matriz de aço foi posicionada com parafuso de trabalho longo sobre os modelos de gesso oriundos das moldagens e avaliou-se o desajuste marginal pela técnica do parafuso único. O teste foi realizado com um avaliador calibrado, sendo um estudo cego, para avaliar todos os modelos. O ajuste foi avaliado na fase inicial da adaptação e durante o torque. Como resultado, nenhuma das técnicas apresentou um modelo de trabalho fiel, mas os grupos 2 e 3, apresentaram melhor resultado do que o grupo 1.

Longoni *et al.* (2004) descreveram as etapas de ajuste da peça para possibilitar o assentamento passivo da infraestrutura em monobloco sobre implantes. Os autores relatam que o principal critério para o sucesso de próteses extensas sobre implantes é o adequado assentamento passivo, mas as diversas etapas dos procedimentos técnicos, tais como, inclusão em revestimento, fundição, eletroerosão, soldagem, e propriedades intrínsecas dos materiais podem causar distorção na prótese implantossuportada. O objetivo na pesquisa foi realizar a técnica do cilindro cimentado como uma fase preparatória à soldagem de bordo dos cilindros de titânio à infraestrutura. Foram instalados *abutments* do tipo Octa sobre seis implantes ITI (Straumann) e os pilares foram moldados com poliéter. Posicionaram todos os pilares de titânio sobre os análogos do modelo de trabalho, exceto um que estava em uma das extremidades. Sobre os cinco pilares de titânio aplicou-se uma camada de alívio para criar espaço ao agente cimentante. Sobre o implante de uma das extremidades, posicionou-se um pilar calcinável que foi incorporado ao enceramento da infraestrutura em monobloco. Posteriormente, os pilares de titânio foram instalados clinicamente sobre os respectivos implantes. Os orifícios da prótese foram protegidos com algodão e foi aplicado um agente cimentante resinoso sobre os *copings* de titânio. A prótese foi

parafusada somente pelo *coping* calcinável e o restante da peça foi cimentada sobre os pilares de titânio, garantindo um adequado assentamento passivo. Os autores demonstraram que a técnica é viável e o procedimento pode ser concluído em quatro sessões clínicas.

Naconecy *et al.*(2004) avaliaram a deformação de infraestruturas metálicas conectados a modelos de gesso fabricados usando três técnicas de transferência para determinar o procedimento de impressão mais precisa. Cinco modelos de gesso foram feitas a partir de moldes de poliéster de um modelo mestre de resina epóxi para cada técnica de transferência. Grupo I amostras foram obtidas pela técnica direta de união (copings de transferência quadrados unidos com pinos de aço carbono e resina acrílica autopolimerizável), grupo II as amostras foram feitas pela técnica direta sem união (copings de transferência quadrado), e o grupo III as amostras foram confeccionadas pela técnica indireta (copings de transferência cônico). Dezesesseis extensômetros foram fixados sobre as infraesruturas para medir o grau de deformação para cada modelo de gesso. Pares de extensômetros colocados um diante do outro constituía um canal para ler deformação (meia ponte de Wheatstone). Leituras de deformação foram coletadas em quatro segmentos entre os pilares em 4 direções (anterior, posterior, superior e inferior). Os dados de deformação foram analisados através de análise de variância e teste de Tukey a nível 0,05 e 0,01 de significância. Grupo I amostras permitiu uma reprodução mais precisa da posição analógico comparado com as amostras feitas com as outras técnicas. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre o grupo II e III. Apesar de alguns estudos que avaliaram as técnicas de transferência com metodologia semelhante, neste estudo demonstrou a configuração do indicador mais adequado de tensão para gravar deformações em todas as direções e, simultaneamente, compensar os efeitos da variação da temperatura. A técnica direta estilhaçado foi o método de transferência mais precisos para próteses múltiplas em comparação com técnicas diretas não unida e a técnica indiretas.

Com o objetivo de avaliar comparativamente a influência dos processos de soldagem a brasagem e laser, no ajuste/desajuste vertical e horizontal da interface pilar/implante, Simamoto Júnior (2004), confeccionou dois modelos-mestres, um deles configurado em arco e outro, em reta, com três implantes, cada. A partir de cada um deles, confeccionou seis modelos de trabalho, sendo três a serem soldados por solda a laser e três por brasagem. Os modelos encerados foram seccionados e fundidos com liga metálica à base de Ni-cr, com separação de 4,0mm. A indexação foi realizada com resina acrílica G.C. Pattern-resin e as amostras foram soldadas pelos dois métodos citados. Não foram detectadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos com diferentes alinhamentos das peças (curva e reta) nem com os diferentes processos de soldagem (laser e brasagem). Todos os valores apresentaram piora quanto ao ajuste, após os procedimentos de soldagem, em relação aos procedimentos de fundição.

O ajuste exato entre o implante e o pilar protético em prótese sobre implantes é muito importante, pois o contrário pode provocar um contato irregular, disseminando tensões e esforços de flexão do parafuso de conexão, resultando em afrouxamento e fratura desses parafusos, bem como a perda óssea periimplantar. Forças verticais de assentamento podem ter um efeito importante em infraestruturas sobre implantes, pois o aperto dos parafusos pode diminuir o desajuste vertical, porém está associado a um maior tensão, levando a um erro de interpretação da real situação marginal e aumento da fadiga dos componentes. Vasconcelos *et al.* (2005) em estudo *in vitro* compararam diferenças no desajuste vertical de estruturas implantossuportadas usando três diferentes forças para apertar os parafusos de fixação: fixação pela mão até primeira resistência, e usando torquímetro com 10 e 20Ncm. Usando um modelo de resina acrílica com dois implantes de hexágono externo (4,0X15mm), na região de canino, paralelos entre si, para suportar uma prótese fixa de seis elementos foi observado o desajuste dos pilares sobre os implantes. Os pilares foram conectados aos implantes e avaliados os desajustes marginais através de microscópio óptico, a

partir de marcações feitas na superfície vestibular e lingual padronizando assim os pontos de medição. As infraestruturas foram posicionadas sobre os implantes e submetidas às três forças referidas anteriormente pelos autores. O tamanho da abertura marginal foi medida em micrômetros com 230X de ampliação. Os dados foram analisados para determinar a média de abertura marginal e desvio-padrão para cada infraestrutura nos diferentes tipos de apertos. Os resultados foram submetidos aos testes ANOVA e Tukey. Foi possível concluir que o uso do torquímetro mesmo com a menor intensidade de força (10Ncm) reduziu consideravelmente o desajuste vertical, e conseqüentemente aumentou a tensão e fadiga dos componentes, levando a um erro de interpretação real.

Isidor (2006) realizou revisão de literatura com foco na conseqüência do carregamento sobre o osso que se encontra ao redor dos implantes dentários. Observou a importância encontrada na literatura para os fatores correlacionados a oclusão os quais podem ser positivos ou negativos para os tecidos adjacentes aos implantes dentários. Após o primeiro ano de função a reabsorção óssea ao redor do implante mostra-se pequena, contudo é observada em quase todos os implantes dentários. O autor comenta que de acordo com as teorias atuais da fisiologia óssea, na região de carregamento mecânico, as áreas ósseas solicitadas se modelam e remodelam, de maneira a se adaptarem a nova condição empregada. O processo ocorre da mesma maneira ao redor dos implantes dentários. Assim ampliação do nível de tensão na interface osso/implante, vai gerar adaptação na região mais solicitada do sistema. Segundo o autor a tensão também é dependente das propriedades mecânicas do osso (rigidez, por exemplo). Isso significa que uma determinada força pode afetar diferentes ossos ou tecido ósseo de maneira diferente, a mesma quantidade de esforço pode resultar em maior ou menor tensão nos ossos com propriedades distintas. A grande dificuldade mencionada pelo autor na organização dos trabalhos foi à falta de padronização dos dados e metodologia para avaliação da influência da força sobre a interface osso/implante. O autor conclui que clinicamente a quantificação da magnitude e direção das forças de oclusão é muito difícil, o que dificulta uma

correlação entre sobrecarga oclusal e falhas de implantes dentários. Muito do conhecimento empregado apresenta-se como teoria, relativo ao pequeno número de trabalhos experimentais em animais, o que torna alguma conclusão precipitada. Contudo os trabalhos experimentais em animais apontam que a sobrecarga oclusal resulta no incremento da reabsorção óssea ao redor dos implantes dentários, sendo encontrada em apenas um trabalho clínico pesquisado, correlação direta de reabsorção do implantes e sobrecarga oclusal.

A ausência de um adequado ajuste na interface pilar/implante, tenderá a ocasionar problemas mecânicos, como o desaperto dos parafusos protéticos, bem como do pilar, falha dos parafusos, fratura da infraestrutura metálica e material restaurador e principalmente problemas biológico como reabsorção óssea ao redor dos implantes decorrentes das tensões exercidas por falta de passividade. Desta forma, Barbosa *et al.* (2007) com o objetivo de avaliar se metodologias diferentes como o teste do parafuso único e o torque em todos os pilares das infraestruturas podem gerar diferentes interpretações dos resultados quanto ao nível de ajuste vertical de infraestruturas para prótese implantossuportadas, utilizando a fotoelasticidade para verificar se há presença de tensão e se esta sofre alteração de acordo com a metodologia utilizada. Cinco pilares UCLA calcináveis foram encerados sobre modelo de gesso, obtido a partir de uma matriz metálica contendo cinco implantes (3,75X13mm) de plataforma regular. Foram utilizadas quatro infraestruturas padronizadas, estas foram fundidas em anel de fundição e incluídas em revestimento (Rematitan Plus, Dentaurum) e em seguida, levadas ao forno para queima, utilizando titânio comercialmente puro. Após o processo as peças foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio, porém nenhum procedimento de acabamento e polimento foi realizado nas cintas dos pilares. Os desajustes foram analisados por meio de microscópio pela técnica do parafuso único, bem como após o torque de 20Ncm nas infraestruturas com o auxílio de um torquímetro manual. A análise microscópica foi feita em um ponto central nas superfícies vestibular e lingual de cada pilar, num total de 40 regiões analisadas, em seguida, era obtida a média de desajuste por pilar. A análise

fotoelástica foi realizada após a obtenção do modelo fotoelástico. As infraestruturas foram instaladas no modelo fotoelástico, inicialmente por meio do aperto de apenas um parafuso, e em seguida, sob torque de 20Ncm, em seguida, levando o conjunto para o polariscópio afim de realizar a leitura das franjas fotoelásticas. As tensões foram analisadas em quatro pontos tangenciais mesial e distal de cada implante, correspondentes às áreas de maior concentração de estresses na região de crista. Através do método de compensação de Tardy foram obtidos os valores das franjas fotoelásticas em cada ponto. Foi aplicado o teste *t* ($p < 0,05$) com o objetivo de verificar diferença entre os valores de cada método de avaliação. Foi possível concluir um alto nível de desajuste apresentado pelo lado desapertado após avaliação pelo teste do parafuso único, enquanto que após o torque em todos os parafusos, a média caiu significativamente. Na avaliação fotoelástica, observou-se uma grande quantidade de tensão gerada no modelo após o torque de todos os parafusos da infraestrutura.

Damaceno *et al.* (2008) avaliaram comparativamente a formação de tensões induzidas por infraestruturas implantossuportadas obtidas por duas técnicas através da análise fotoelástica. Dois grupos de infraestruturas em titânio comercialmente puro foram obtidos sobre uma matriz metálica: grupo I, três infraestruturas confeccionadas pela técnica da soldagem de borda de cilindros e grupo II, três infraestruturas fundidas em monobloco e submetidas ao sistema de retificação de cilindros. Após análise em microscopia óptica, apenas a estrutura mais bem adaptada de cada grupo foi submetida à análise de tensões, em três seqüências de aperto dos parafusos protéticos. Após, a estrutura do grupo II sofreu secção e soldagem e foi novamente submetida à análise fotoelástica. Os resultados mostraram maior magnitude de tensões com a seqüência de aperto de parafusos da esquerda para direita e vice-versa, para ambos os grupos. A estrutura do grupo I induziu menor concentração de tensões, mesmo tendo apresentado maiores valores de desadaptação ($165\mu\text{m}$) comparada ao grupo II antes ($54\mu\text{m}$) e após secção e soldagem a laser ($117\mu\text{m}$). A técnica da soldagem de borda a laser, associada à seqüência de aperto do parafuso protético do centro

para as extremidades, obteve melhores resultados formação de tensões para este tipo de reabilitação.

2.2 TÉCNICA DA FOTOELASTICIDADE APLICADA NA ODONTOLOGIA

Mahler & Peyton (1955) descrevem que técnica da fotoelasticidade apresenta-se como técnica experimental de análise de tensões e deformações, responsável por falhas em estruturas, particularmente útil para peças que apresentam infraestruturas complexas, pode ser aplicada em pesquisas odontológicas devido às diferentes formas dentais e distribuição de tensões. Nesses casos, a utilização de métodos experimentais para pesquisa são mais adequados, já que métodos analíticos, mostram-se mais trabalhosos e em algumas situações, inviáveis. Na fotoelasticidade de transmissão, como regra geral, deve-se construir modelo da estrutura a ser analisada, em material fotoelástico, cuidando para que o limite da elasticidade não seja ultrapassado através de pequenas deformações. A direção e magnitude das forças aplicadas no modelo devem ser simuladas o mais próximo da estrutura real. A birefringência de certos materiais transparentes e óticamente isotrópicos, quando submetidos a tensões tornam-se óticamente anisotrópicos. Essa característica permite que um raio de luz incidente sobre o corpo em tensão seja resolvido em dois raios ao longo dos planos principais do material. Os dois raios emergem com atraso, um em relação ao outro. A magnitude do atraso é proporcional à diferença entre tensões principais. O polariscópio é usado para medir o retardamento e avaliar a variação das tensões. O mecanismo de medição utiliza a propriedade da interferência de ondas de luz.

Glickman *et al.* (1970), ressaltando a importância do padrão das forças oclusais na destruição óssea periodontal, realizaram um estudo onde avaliaram as tensões induzidas por dentes molares e pré-molares, individualmente, antes e após tornarem-se pilares de próteses parciais fixas, através de aplicação de

cargas axiais e oblíquas. Os dentes foram imersos separadamente em modelos confeccionados em material fotoelástico a base de silicone (Sylgard 182, DowCorning), de forma de que nestes modelos foi obtido o padrão normal individual de tensão para cada dente, e também num mesmo bloco, simulando um espaço para pântico entre eles, onde avaliaram o padrão de tensão individual após os mesmos terem se tornado pilares de prótese parcial fixa, através de preparos intracoronários. Todos os modelos foram fotografados prévia e posteriormente à aplicação de cargas na superfície oclusal, medida por um dinamômetro. Os resultados mostraram que houve uma distribuição mais adequada de tensões ao redor dos dentes após a utilização dos mesmos como pilares de prótese fixa, convertendo forças oblíquas em axiais impedindo a produção de tensão na região mesial cervical do molar quando este dente fica isolado.

A análise fotoelástica de tensões foi introduzida na Odontologia para analisar bidimensionalmente as restaurações de amálgama quanto ao tipo de preparo cavitário. A partir deste trabalho, o método fotoelástico recebeu uma atenção maior no campo da Odontologia restauradora. A técnica é baseada na propriedade ótica que certos materiais plásticos transparentes têm, que quando submetido a um estado de tensão/deformação, apresentam alterações nos índices de refração (ou anisotropia ótica) e conseqüentemente, mudam de cor. (Dally e Rilley, 1978). O índice de refração de um material é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz no mesmo. Em materiais que apresentam em que a tensão é aplicada.

White *et al.* (1994) investigaram o efeito do comprimento do *cantilever* na transmissão de carga para a mandíbula através de próteses fixas implantossuportadas, por meio da técnica de fotoelasticidade. O objetivo analisar formas de minimizar forças excessivas ofertadas pelos braços suspensos, aumentando a longevidade das fixações. Foi confeccionado um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula humana, moderadamente reabsorvida, com cinco

implantes regulares de 3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento, sistema Branemark, fixados na região entre os forames mentonianos. Os modelos foram analisados previamente em polariscópio circular para a verificação de tensão por polimerização. As infraestruturas foram cortadas e soldadas até se conseguir uma passividade no assentamento, em seguida foram, devidamente conectadas sobre os implantes com torque de 10Ncm, e sobre as mesmas foram colocados gabaritos de resina acrílica perfurados de 5,0mm em 5,0mm, controlando as diferentes distâncias para simulação do carregamento. Os autores observaram o mesmo comportamento da distribuição da tensão para diferentes comprimentos do *cantilever*, contudo, com magnitudes diferentes. Foi observada concentração de forças no implante da região mais distal, sobretudo na região cervical, sendo diretamente proporcional o aumento das distâncias ao aumento da tensão e com intensidade menor e menos padrão nos implantes opostos ao carregamento. O autor completa o trabalho discutindo a validação de experimentos *in vitro*, sendo a sua aproximação válida para a maior compreensão do comportamento das tensões sobre os corpos e para o aprimoramento de novas técnicas e procedimentos.

Guichet *et al.* (2000) analisaram a passividade de assentamento e a abertura marginal de estruturas para próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas. Foi criado um modelo fotoelástico para simular um quadrante posterior de mandíbula com três implantes de 10,0 mm de comprimento. Dez estruturas foram fabricadas, cinco para cimentação e cinco para aparafusamento. Na avaliação microscópica da área marginal, não houve diferença significativa entre os grupos na fase de prova das estruturas, mas após a colocação de cimento ou parafusos de retenção, as aberturas marginais das próteses parafusadas foram significativamente menores que as das cimentadas. Na análise fotoelástica, as estruturas parafusadas apresentaram variação de intensidade e localização das tensões, com momentos de grande concentração apical. Quanto às próteses cimentadas, um nível baixo de tensões foi verificado, sem diferenças importantes entre as estruturas do grupo.

Sadowsky e Caputo (2000) descrevem em seu estudo a utilização da técnica da fotoelasticidade como método de avaliação de estruturas protéticas e dos implantes, bem sucedidos na interação da resposta tecidual e das características físicas das restaurações. O estudo avaliou pelo método da fotoelasticidade o comportamento de quatro implantes retendo uma prótese tipo *overdenture*. Foi fabricado modelo fotoelástico a partir de modelo de mandíbula humana edêntula, quatro implantes (3,75mm X 10mm) foram envolvidos na área de sínfise, representando uma completa integração. Foram avaliados diferentes tipos de infraestruturas para *overdentures* (utilizando *cantilever*, sem *cantilever* e implantes individualizados). Os modelos fotoelásticos eram avaliados anteriormente à análise para a observação de franjas residuais. Sob carregamento, o lado direito e esquerdo produziram o mesmo padrão de franjas, contudo os resultados apresentados foram apenas do lado direito. Com simulação de contato na região de primeiro molar inferior, o modelo com *cantilever*, padronizado em 11,5mm de comprimento apresentou maior tensão no implante terminal. Contudo, independente do desenho das barras, a tensão gerada do lado oposto foi sempre menor.

Ochiai *et al.* (2003) utilizaram técnica fotoelástica para avaliação da distribuição de tensão ao redor de implantes de diâmetro regular (3,75mm) e 13mm de comprimento, fixados em área edêntula posterior, fabricados em material fotoelásticos. Os implantes foram colocados em áreas de primeiro e segundo molar, foram fabricadas duas infra-estruturas metálicas sobre os implantes, uma sobre pilares cônicos e outra diretamente sobre os implantes. Os implantes eram embebidos no material fotoelástico simulando completa osseointegração. Foram utilizados diferentes tipos de resina fotoelástica, uma para os dentes outra para região de suporte dos dentes e implantes, diferindo pelo módulo de elasticidade do material. O modelo era imerso em tanque com óleo mineral para minimizar a superfície de refração e facilitar a observação fotoelástica. As infraestruturas foram soldadas e inseridas no modelo fotoelástico e submetidos a cargas pontuais, em seguida, foi verificadas as tensões. O resultado

da tensão era monitorado e fotografado pelas lentes do polariscópio circular. O método de avaliação era apenas qualitativo. Para discussão dos resultados os autores chamam a atenção que a aproximação *in vitro* deve ser complementada ou respaldada por estudos clínicos. Não foi encontrado nesse trabalho diferença na dissipação das tensões para osso quanto ao tipo de componente protético utilizado (segmentado e não-segmentado).

Bernardes (2004) analisou qualitativa e quantitativamente as tensões geradas em modelos fotoelásticos decorrentes de cargas aplicadas em peças simulando implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo das junções: hexagonal externa (HE), hexagonal interna (HI), cônica interna (CI) e um implante sem junção (peça única, PU). Essas peças foram inseridas em blocos fundidos com resina acrílica flexível (Polipox®) com propriedades favoráveis para realização da técnica da fotoelasticidade e submetidas a dois tipos de cargas compressivas, uma axial (carga I) e outra 6,5mm fora do longo eixo (carga II). Foram analisados diversos pontos de tensão ao longo de quatro corpos de cada espécie (46 para carga I e 61 para carga II), nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima (T). Os pontos analisados geraram gráficos a partir dos quais foram determinadas áreas individuais para cada uma das duas situações de carga em todo o corpo do implante e apenas para a região de pescoço do mesmo. Depois de aplicados os testes de Kruskal-Wallis, U de Mann-Whitney, t de Student e ANOVA, de acordo com a necessidade de cada análise, não foi encontrada diferença significativa ($p < 0,05$) em nenhuma das duas situações propostas para carga I. Entretanto, para carga II, quando avaliado todo o corpo do implante, os de hexágono interno apresentaram diferenças significantes ($p < 0,05$), com os menores valores, em relação aos outros grupos (hexágono externo, cônico interno e peça única). Da mesma forma, para a análise da região de pescoço sob a carga II, o grupo de implantes HI mostrou ser estatisticamente diferente ($p < 0,05$) dos grupos HE e PU, porém HI e CI não apresentaram diferenças, bem como HE, PU e CI. Buscando conclusões baseadas nos valores encontrados, em porcentagem,

observou-se que, para a carga I, o grupo CI apresentou os menores valores de tensão cisalhante máxima para todo o corpo, seguido pelo grupo PU, 0,45% maior e após estes os grupos HI com 2,02% e HE com 3,33% maiores que o primeiro. Nesta situação de carga, analisando a área de pescoço da peça, foram encontrados menores valores para o grupo PU, seguido pelo HI com 1,69% maior, CI, 3,15% e HE, 3,82% maiores que o primeiro. Quando para carga II, o grupo HI apresentou os menores valores para todo o corpo da peça, seguido pelo CI com 10,9%, PU e HE com o mesmo valor de 12,93%. Na situação de carga II, para a região de pescoço do implante, a ordem encontrada foi a seguinte: com menor valor o grupo HI, seguido pelo CI com 9,45%, PU com 15,20% e HE com 17,36%.

Um fator crucial que afeta o resultado do tratamento com implantes é como as forças oclusais são transmitidas para a interface osso-implante através das supraestruturas e do implante com seus diferentes desenhos, dessa forma, Çehreli *et al.* (2004), realizaram estudos fotoelásticos juntamente com o posicionamento de extensômetros em modelos fotoelásticos com implantes de diferentes tipos de conexão, no intuito de avaliar a intensidade de força gerada na interface implante/osso e pilar/implante. Os implantes foram posicionados de forma cuidadosa para que simulassem a relação ideal entre o implante e crista óssea. Os modelos contendo os implantes foram inspecionados em polariscópio circular para garantir a ausência de tensões prévias. Os autores relatam que a técnica da fotoelasticidade em geral, demonstra a qualidade, quantidade e distribuição das forças sobre um objeto pelo padrão das ordens de franjas, sucessivas e contínuas linhas de cores diferentes (isocromáticas), em que cada cor representa um grau diferente de birrefringência, ou ordem de franjas correspondente à tensão na região avaliada. Existe um tom de transição, o qual permite delimitação entre a primeira e segunda ordem de franja permitindo a leitura das tensões. O número de franjas indica a tensão ou a magnitude das forças, franjas mais próximas uma das outras representam regiões de maior tensão. A intimidade de contato entre implante e resina simula a condição biológica da osseointegração. Os modelos foram carregados com forças verticais

e oblíquas de 100 e 150N em cada pilar para aferições fotoelásticas e com auxílio de extensômetros. Durante o carregamento, franjas isocromáticas foram observadas e fotografadas em câmera digital. Devido a interação química entre o agente de ligação usado para o extensômetro, próximos aos implantes, e a resina fotoelástica resultou em tensões sobre a superfície do modelo, a análise extensométrica foi realizada após a análise fotoelástica como um método complementar para comparação dos diferentes implantes. Não foram observadas diferenças de magnitude no teste fotoelástico das medidas isocromáticas entre os desenhos de conexão pilar/implante para ambas as condições de carga, mas as tensões ao redor dos implantes com hexágono externo foram menores que ao redor dos implantes com conexões internas tipo cone Morse e hexágono interno, principalmente sob carga vertical.

Sadoswsky & Caputo (2004) analisaram, por meio da técnica de fotoelasticidade a influência do número de fixações no comportamento das tensões geradas na região anterior de mandíbula, para suporte de barras para *overdentures*. Foram confeccionados dois modelos fotoelásticos de mandíbula levemente reabsorvidos, o primeiro com dois implantes na região de parasínfise (4,1 x 10mm) e o segundo com três implantes, seguindo o modelo do segundo. Infraestruturas metálicas (Au-Pd) foram enceradas, fundidas e soldadas, com *cantilevers* de 7mm de comprimento, dois modelos de retenção foram desenhados para as próteses. O carregamento no lado direito e esquerdo produziram padrões similares de franja. Ambos os modelos mostraram baixos níveis de tensão gerados nos implantes mais distais, contudo modelos que utilizaram retenções mais rígidas apresentaram nível de tensão maior que a observada nas próteses retidas por barra-clip; o incremento de um implante na região de sínfise melhorou a distribuição das tensões, quando utilizado barra-clip. Os autores fazem considerações a respeito de fatores inerentes ao paciente para pensar no incremento de implantes, levando sempre em conta fatores como morfologia óssea, força oclusal e condições financeiras.

Bernardes *et al.* (2005), através da técnica da fotoelasticidade avaliaram diferentes junções de implantes, quanto à distribuição de tensão para a região cervical dos implantes de forma quantitativa, induzindo perda óssea marginal encontrada nos implantes do Sistema Brånemark, após o primeiro ano de uso. Neste trabalho foram utilizados quatro implantes sem rosca e com dimensões idênticas, diferindo apenas nas respectivas junções (4,1mm x 13mm). Modelos fotoelásticos foram confeccionados utilizando resina acrílica flexível (Polipox® – SP - Brasil), e adaptados a um dispositivo para aplicação de carga nos implantes. Todo aparato foi adaptado a um polariscópio de transmissão. Carga axial de 1kgf foi aplicada nos implantes. As ordens de franjas foram delimitadas e pontos estratégicos estabelecidos para obtenção dos valores da tensão cisalhante máxima (τ). Os autores concluíram que a fotoelasticidade plana apresentou-se como metodologia simples, barata e de fácil análise, retratando de maneira aproximada os campos de tensão e deformação que ocorreram nos modelos, ideal para emprego em implantes dentários. Quanto aos implantes, observou um comportamento semelhante independente do tipo de junção, para o carregamento axial. Quando do deslocamento da força para fora do longo eixo das estruturas analisadas, as mesmas apresentaram comportamentos diferentes.

Baboni (2006) por meio da técnica da fotoelasticidade analisou a passividade de infraestruturas tipo protocolo Brånemark fundidas em titânio, antes e após a aplicação de eletro-erosão. Foi realizada nas amostras soldagem a laser de cilindros de titânio e posterior análise de tensões em polariscópio circular, a mesma estrutura foi submetida ao refinamento por eletro-erosão (EDM) e subsequentemente análise fotoelástica. Para a confecção dos modelos fotoelásticos foi utilizada resina Araldite®. A fim de evitar a incorporação de ar e formação de bolhas no material, após a sua manipulação era colocado em ambiente hermeticamente fechado a vácuo, por vinte minutos. A análise qualitativa dos modelos foi feita de maneira indireta por meio de fotografias digitais. Os resultados obtidos mostraram menor formação e intensidade das franjas

fotoelásticas após o refinamento por EDM, em todas as seqüências de aperto de parafuso.

Celik & Uludag (2007) avaliaram qualitativamente o comportamento das tensões com uso de três implantes para retenção de *overdentures*, por meio da técnica da fotoelasticidade. Foram utilizados três implantes fixados na região anterior da mandíbula, sendo um grupo com os implantes distais posicionados na vertical e outros com implantes distais inclinados, para quatro diferentes sistemas de retenção. Os resultados obtidos mostraram níveis baixos de tensão para todos os grupos, sendo demonstrado pelos implantes posicionados na vertical, com distribuição das tensões por todo o corpo dos implantes ao contrário dos implantes inclinados, que apresentaram concentração de tensão na região apical.

Markarian *et al.* (2007) utilizaram método da fotoelasticidade para observação da distribuição de tensão nas estruturas protéticas sobre implantes. O trabalho teve por objetivo avaliar a intensidade da tensão gerada e sua distribuição ao longo de modelo experimental com prótese com e sem adaptação, sobre implantes paralelos e inclinados. Os modelos fotoelásticos foram confeccionados usando implantes de 3,75mm X 10mm (Conexão), usando resina fotoelástica (PL-2 Liquid Plastic). Foram obtidos modelos fotoelásticos com implantes paralelos e um segundo modelo obtido da mesma forma, exceto para o transferente central, que foi anexado a um implante que estava conectado a um pilar angulado de 30°. As infra-estruturas metálicas foram confeccionadas utilizando barras cilíndricas de titânio com 3,0 mm de diâmetro (400304, Conexão) e pilares cilíndricos de titânio (105004, Conexão) soldados a laser. Durante a análise fotoelástica o modelo foi imerso em óleo mineral para minimizar a refração da luz. Foi utilizado um polariscópio plano ao invés de polariscópio circular. Apenas análise qualitativa, por meio de registro fotográfico foi realizada. Eram avaliados o número de franjas, a maior magnitude de tensão e a região de maior concentração de tensão. Os resultados demonstraram que para a configuração com três implantes paralelos, as tensões foram mais homogêneas e se concentraram no sentido axial e para

configuração com implante inclinado, a tensão foi maior e mais concentrada com um perfil não homogêneo, sendo os modelos com desajustes os que apresentaram maiores acréscimos de tensão.

Simamoto-Junior (2008) quantificou e qualificou *in vitro* às tensões geradas pela alteração do número e do diâmetro de implantes dentários em protocolos clássicos tipo Brånemark, em implantes fixados em modelo aproximado da região anterior da mandíbula, entre os forames mentonianos por meio da técnica da fotoelasticidade. Foram confeccionadas nove infra-estruturas em titânio, utilizando a distribuição para os implantes posteriores e centrais, similares ao sistema Brånemark Novum®. Foram divididos três grupos: Grupo Controle (GC) com cinco implantes de 3,75mm de diâmetro; Grupo Regular (GR) com três implantes de 3,75mm de diâmetro e Grupo Largo (GL) com três implantes de 5mm de diâmetro, com comprimento padronizado de 13mm para todos os implantes. Nove modelos fotoelásticos foram confeccionados, com três paredes planas, o que permitiu a quantificação das tensões em cada implante, por meio da técnica fotoelástica de transmissão plana, na presença de carregamento constante de 1,33kgf em um dos extremos livres da prótese. Para análise das tensões, foi utilizado polariscópio circular, avaliando dezesseis pontos ao longo do corpo dos implantes. Os valores encontrados para tensão cisalhante (t), com relação ao aumento do diâmetro dos implantes, demonstraram diminuição da concentração de tensão em 8% para a região crítica do sistema, extremos livres, quando comparado a GC, sendo em GR encontrada as maiores médias de tensão cisalhante (t). O número de implantes mostrou-se menos relevante na diminuição das tensões para o modelo estudado, contudo o aumento do diâmetro otimizou a distribuição das tensões em comparação a GC.

A ausência de passividade de infra-estruturas protéticas implantossuportadas pode gerar problemas mecânicos e biológicos de grande importância sobre os implantes. Cariello (2009) utilizou as técnicas de análise fotoelástica e extensométrica, para avaliar a tensão após a instalação de infra-

estruturas metálicas protéticas implantossuportadas sobre cinco implantes. Foi confeccionada uma matriz em aço inoxidável e instalados 5 análogos de pilares do tipo Micro-Unit (Conexão Sistemas de Próteses - São Paulo - Brasil), dispostos simetricamente de acordo com o protocolo preconizado por Branemark. O estudo foi separado em três grupos. O grupo I foi representado por uma infraestrutura de titânio fundida em monobloco. No grupo II, a infra-estrutura em monobloco foi adaptada sobre cilindros de titânio pela técnica da soldagem de borda a laser (Desktop Dentaurum – Alemanha). No grupo III, foi confeccionada por computador uma infra-estrutura em monobloco de titânio pelo método CAD/CAM (3i Implant Innovations - EUA). Para a obtenção da matriz em resina fotoelástica (Araldite – Araltec) foi realizada a moldagem de transferência (Silicone Master – Talladium do Brasil) dos pilares Micro-Unit da matriz de aço inoxidável. O assentamento passivo foi avaliado pelas análises fotoelásticas, quando todos os parafusos receberam torque de 10Ncm sendo as tensões analisadas por polariscópio circular e registradas por máquina fotográfica digital (Cyber-Shot DSC-717 - Sony). Posteriormente, foram instalados extensômetros de superfície na região entre os implantes para verificar as tensões geradas entre os mesmos após a instalação de cada infra-estrutura. Os resultados evidenciaram que a infraestrutura fundida em monobloco apresentou maior grau de tensão sobre os implantes enquanto as técnicas de soldagem de borda de cilindros de titânio e CAD/CAM demonstraram ser viáveis, com resultados satisfatórios.

2.3 INFRAESTRUTURAS DE TITÂNIO

Mesmo com as vantagens apresentadas pelo titânio, a alta reatividade química com o oxigênio em elevadas temperaturas dificulta o processo de fundição, sendo necessário o desenvolvimento de processo de fundição, material de revestimento e equipamentos adequados para impedir a contaminação do metal. Taira *et al.* (1989) avaliaram a dureza, resistência à tração, resistência a corrosão e estrutura metalográfica de amostras fundidas de Ti cp e quatro ligas (

Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu e Ti-30Pd). Dentre as ligas a mais usada é Ti-6Al-4V, porém as demais por apresentarem pontos de fusão menores do que o Ti cp poderiam ser úteis na substituição das ligas convencionais de Ni-Cr e Co-Cr. Para análise metalográfica foram confeccionadas amostras em forma de discos (8 mm de diâmetro x 2,7 mm de espessura) e retangulares para tração (2,5 x 1,2 x 15 mm). Os resultados mostraram que o Ti cp apresentou superfície composta por *alfa case*, camada esta formada pela reação entre titânio fundido e revestimento. O ensaio de tração foi realizado, mostrando que a inclusão de metais formando ligas melhorou as propriedades mecânicas. A liga de Ti-15V apresentou o maior valor de resistência à tração (1.013 MPa), enquanto que Ti-6Al-4V apresentou valores menores (877MPa) e o Ti cp valores ainda menores (415 MPa), semelhantes às demais ligas. O ensaio de dureza da seção fraturada teve valores superiores na porção externa diminuindo em direção ao centro, alcançando valores estáveis. Devido à difusão do oxigênio para o interior do metal fundido, mesmo em atmosfera controlada o titânio puro apresentou os maiores valores. Segundo os autores o titânio fundido apresentou propriedades mecânicas semelhantes às da liga de ouro tipo IV; já as ligas de Ti-6Al-4V e Ti-15V foram semelhantes ao Ni-Cr e Co-Cr. O Ti cp e as ligas foram resistentes à corrosão em pH 3 e 7 após ensaio de corrosão.

Craig *et al.* (1993), salientaram as propriedades do titânio e suas ligas. Características como a resistência do titânio à degradação eletroquímica, resposta biológica favorável, peso leve, baixo módulo de elasticidade, baixa densidade e alta resistência faz deste material um dos metais mais utilizados pela odontologia. Para os autores a formação da camada óxida, que apresenta espessura na ordem de ângstrons, é a base da resistência à corrosão e biocompatibilidade deste material. O titânio comercialmente puro, disponível em quatro graus que variam de acordo com o conteúdo de oxigênio e de ferro, é usado para implantes dentários e mais recentemente para coroas, próteses parciais e totais. Dentre as ligas de titânio, Ti-6Al-4V é a mais utilizada. Apesar das grandes propriedades inerentes a este metal, seu ponto de fusão (1700°C) e reatividade química são fatores que

podem afetar seu processo de fundição. Como possui baixa densidade, seu escoamento para o interior do molde de revestimento é difícil, por isso necessita de sistema à vácuo. Desta forma, procedimentos especiais de fundição, ciclos de esfriamento, materiais de inclusão e equipamentos apropriados são requeridos para prevenir a contaminação do metal.

Wang & Fenton (1996) descreveram o desenvolvimento e as propriedades do titânio e revisaram a literatura sobre sua utilização na confecção de próteses. A evolução das aplicações do titânio na medicina e nos implantes dentais aumentou nos últimos anos, devido a sua excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão, e desejáveis propriedades físicas e mecânicas. Segundo os autores, as propriedades físicas e mecânicas do titânio podem apresentar grande variação de acordo com a adição de pequenas quantidades de outros elementos como oxigênio, ferro e nitrogênio. O titânio comercialmente puro apresenta-se disponível em 4 graus, que se diferenciam pela incorporação de pequenas quantias de oxigênio, nitrogênio, hidrogênio, ferro e carbono durante os processos de purificação. A camada de óxido pode ser afetada pelo uso excessivo de agentes preventivos, profiláticos e de aplicações tópicas de flúor. Segundo os autores, as radiografias convencionais podem detectar facilmente a ocorrência de porosidade interna no titânio fundido. Estudos mostraram que a quantidade de porosidade é reduzida quando um conduto de alimentação largo é utilizado.

Watanabe *et al.* (1997) observaram a diferença de pressão na qualidade do titânio fundido. Segundo os autores, o estudo realizado por Hero *et al.* (1993) informou que a diferença de pressão entre a câmara de derretimento e a câmara de molde afetou a integridade dos blocos. A hipótese de que a diferença de pressão pode influenciar na quantidade de porosidades e nos valores das propriedades mecânicas foi analisada neste estudo. Padrões em forma de halteres foram incluídos em revestimento composto por alumina e fosfato fundidos a diferentes pressões de argônio; 50, 150, 300 ou 450 torr. A porosidade dos espécimes era detreminada por análise radiográfica e imagem quantitativa.

Resistência à tração e alongamento eram medidos pela máquina de ensaios à velocidade de $1,7 \times 10^{-4}$ m/s. as superfícies fraturadas foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura e as alterações na dureza Vickers observada na profundidade da superfície eram medidas em cortes transversais dos espécimes polidos. Com o aumento da diferença de pressão de argônio (300 e 450 torr) ocorreu um aumento significativo na porosidade interna e, conseqüentemente, diminuição na resistência à tração. A maior resistência à tração (540 MPa) e menor porosidade (0,8%) foram observadas nos espécimes fundidos a 150 torr, sendo esta pressão a melhor indicada para a produção de fundições com propriedades mecânicas satisfatórias.

Zavanelli *et al.* (2000) Próteses parciais removíveis são afetadas pela fadiga devido ao mecanismo cíclico do sistema mastigatório e freqüentemente na inserção e remoção. Titânio e suas ligas têm sido utilizado na fabricação de prótese, no entanto, agentes preventivos com flúor são pensados para atacar a superfície de liga de titânio. Este trabalho avaliou e comparou a resistência a corrosão, fadiga do Ti cp e liga de Ti-6Al-4V em diferentes ambientes de armazenamento. Para cada metal, 33 barras de halteres, 2,3mm de diâmetro no segmento central, foram revestidas em sistema Rematitan. Ensaio de resistência à corrosão, fadiga foi realizada através de um teste universal máquina com uma carga de 30% inferior ao limite de elasticidade e uma influência combinada de diferentes ambientes: no ar, à temperatura ambiente, com saliva artificial e com saliva sintética fluoretada. Após falha o número de ciclos foram registrados e a superfície fraturada foi examinada em microscopia eletrônica. Não houve diferença estatística entre um ou outro metal quanto a corrosão-fadiga para as amostras secas, mas quando as soluções estavam presentes, a resistência a fadiga foi significativamente reduzida, provavelmente por causa da produção de cavidades de corrosão causada por reações superficiais.

Fonseca *et al.* (2003) avaliaram o desajuste marginal de copings de titânio comercialmente puro e de liga de Ti-6Al-4V após a queima da cerâmica. O ciclo de

queima da cerâmica no titânio foi executado e realizou-se um tratamento para avaliar a tensão durante a primeira queima da cerâmica à temperatura de 800°C. o desajuste era medido antes e após o ciclo, por microscópio ótico. Os valores de desajuste marginais na condição inicial foi de 84,43 µm para Ti-6Al-4V não tratado, 76,35 µm para Ti-6Al-4V tratado, 86,09 µm para Ti cp não-tratado e 58,11 µm para o grupo Pd-Ag. O Ti-6Al-4V, Ti cp e Pd-Ag exibiram diferenças significantes nos valores de ajuste marginais na condição inicial comparada após a queima da cerâmica. Nenhuma diferença significativa foi observada entre os grupos levemente tencionados. Os ciclos de queima da cerâmica podem interferir aumentando o desajuste de copings de titânio.

Zavanelli *et al.* (2004) avaliaram a resistência à corrosão e fadiga do titânio comercialmente puro e ligas de Ti-6Al-4V soldados a laser sob diferentes condições de armazenamento (saliva artificial, saliva artificial fluoretada, e em temperatura ambiente). Para cada tipo de metal, 30 espécimes em forma de halteres com diâmetro de 2,3mm no segmento central foram preparados utilizando o Sistema Rematitan e submetidos a ensaios de fadiga-corrosão com carga 30% abaixo do limite de escoamento a 0,2% do deslocamento e combinando as três situações de armazenamento já citado anteriormente. Foram registrados, após o ensaio, fratura e número de ciclos, realizando também a análise da superfície por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Amostras que sofreram fraturas foram soldadas a laser, verificada a presença de eventuais vazios na área soldada através de radiografias. Posteriormente foram usinadas e submetidas a ensaios de fadiga-corrosão, novamente, nas mesmas condições das amostras iniciais. Os resultados indicaram uma redução no número de ciclos até a fratura (5674 ciclos-saliva artificial e 3948 ciclos-saliva fluoretada) quando as amostras foram ensaiadas na presença de soluções de armazenagem, com uma significativa diferença estatística em relação às amostras ensaiadas sem os meios de armazenamento (18186 ciclos). Foi possível concluir que as soluções de armazenamento (saliva sintética e saliva fluoretada) afetaram negativamente a resistência a fadiga do metal, reduzindo a vida das amostras e o processo de

soldagem a laser influenciou negativamente, diminuindo o número de ciclos até a fratura em ambos os metais sob as condições de fadiga-corrosão.

Atwood *et al.* (2005) desenvolveram uma ferramenta computacional para auxiliar o projeto de peças fundidas em titânio com defeitos mínimos e comparar simulações computacionais com elenco experimentos. Uma solidificação a nível celular e diferenças finitas em programa de difusão e aplicada (a) simples modelos geométricos cunha e (b) uma varredura a laser 3D de uma peça fundida para coroa do molar. As amostras foram seccionadas e analisadas utilizando luz e microscopia eletrônica de varredura, microanálise de raios-X e testes de microdureza. Impurezas (Al, Si), incluindo precipitados intermetálicos, foi encontrada estendendo a uma profundidade que varia de 30-120 microm, de acordo com a espessura e, portanto, a taxa de resfriamento local. Aplicações médicas e dental do titânio demanda tolerância dimensional, ausência de impurezas da superfície e defeitos estruturais em peças fundidas com formas únicas. A capacidade de prever as mudanças estruturais, mecânicas e químicas resultantes do processo de fundição vai ajudar a projetar o elenco e processos de fundição para minimizar estes problemas

Yamazoe *et al.* (2007) examinaram a resistência à corrosão do Ti e Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-0,5 Pt, e ligas de Ti-6Al-7Nb-0,5Pt por meio de um analisador eletromecânico em saliva artificial que contém 0,1 e 0,2% NaF (pH=4,0). As observações de microscopia eletrônica de varredura (MEV) revelaram que as superfícies das ligas que contém 0,5 wt%Pt não eram afetados pelos ambientes com fluoreto, considerando que as superfícies de Ti, Ti-6Al-4V e ligas de Ti-6Al-7Nb apresentaram rugosidades. Em saliva artificial, as quantidades de Ti dissolvidas em Ti, Ti-6Al-4V, e ligas de Ti-6Al-7Nb foram aproximadamente 50 vezes mais elevadas que as ligas com 0,5wt% Pt. A resistência à tração das ligas que contém 0,5wt% Pt foi similar à do Ti cp e das ligas sem Pt. Segundo os autores, as ligas Ti-0,5 Pt, Ti-6Al-7Nb-0,5Pt, e Ti-6Al-7Nb podem ser aplicados

cl clinicamente na Odontologia com alta resistência mecânica e resistência à corrosão semelhante ao Ti cp.

Bauer *et al.* (2009) avaliaram o efeito da pureza do argônio nas propriedades mecânicas, dureza Vickers, microestruturas e modo de fratura do titânio comercialmente puro (cp-Ti) e nas ligas fundidas de Ti-6Al-4V e testaram a hipótese nula de que a pureza do argônio não afeta as propriedades acima citadas. Usando padrões de cera de 4 amostras (25mm de altura e 2,5mm de diâmetro) incluídos em revestimento próprio para titânio (Rematitan Ultra, Dentaurun) em anéis metálicos. Foram feitas 6 fundições para cada condição experimental, utilizando forno de fundição por indução. Para o controle da atmosfera foi usado dois gases, argônio industrial (99,98%) e argônio altamente puro (99,999%). As amostras fundidas foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio (50 μ m) e separadas dos condutos de alimentação, em seguida, tomadas radiográficas foram feitas para detectar eventuais porosidades ou falhas, sendo selecionadas apenas as amostras intactas e polidas. Em seguida foram realizados testes mecânicos. A força à tração, limite proporcional e alongamento foram avaliados até o limite de falha das amostras. Os dados das propriedades mecânicas foram analisados por meio de uma análise de duas vias de variância (liga x gás argônio) e teste de Tukey. Foram feitas também análise de microdureza. Os exames radiográficos não revelaram inclusão de porosidades em nenhuma das amostras durante a fundição. Com relação à resistência a tração, limite proporcional e alongamento, nem a interação liga e gás argônio puro ($p > 0,05$) nem o principal fator gás argônio puro ($p > 0,05$) foi estatisticamente significativa. A resistência a tração e limite proporcional do Ti-6Al-4V foram melhores do que para o Ti cp e o alongamento deste foi maior do que para o Ti-6Al-4V. Quanto à microdureza Vickers apenas os principais fatores profundidade e ligas foram estatisticamente significante, Ti-6Al-4V mostraram uma maior dureza do que o titânio comercialmente puro. Assim como nas propriedades mecânicas a microdureza não foi afetada pelo gás argônio puro, diferenças significantes foram observadas apenas para as ligas. Através de micrografias das superfícies

externas das duas ligas após ensaio de tração, várias fissuras transversais puderam ser observadas no Ti cp, confirmando o alongamento e a natureza dúctil desta liga, por outro lado, menos fissuras foram observadas na superfície externa de barras de Ti-6Al-4V descrevendo o seu comportamento frágil. Com base nos resultados obtidos neste estudo pode concluir que o gás argônio pode ser usado para fundir Ti cp e Ti-6Al-4V, uma vez que não altera as propriedades mecânicas das ligas estudadas.

Pedrazini & Wassall (2009) avaliaram por meio de análise metalográfica, a qualidade de dois processos de fundição em dois metais utilizados rotineiramente em prótese ferulizada sobre implantes. Uma base de alumínio foi usinada para que, sobre ela, fossem esculpidos os padrões de cera de oito barras, tipo protocolo, com 3mm de diâmetro e 6 cm de extensão. Foram fundidas quatro barras de Titânio com a técnica do arco voltaico e quatro em liga de Cobalto-Cromo pela técnica de gás e ar por meio de maçarico. As oito barras finalizadas foram cortadas, incluídas em resina para análise metalográfica e passaram a ser chamadas de corpo-de-prova. Foram analisadas macrograficamente, a olho nu, e micrograficamente, em aumento de 100X, com o uso de microscopia eletrônica. O resultado da análise mostrou que quatro peças fundidas em titânio com o uso do arco voltaico apresentaram defeitos como: vazios, trincas, porosidades, escórias. As quatro barras fundidas em Co-Cr, pela técnica de gás e ar, mostraram-se satisfatórias, mesmo com a presença de microestrutura dendrítica. Concluiu-se que a falta de qualidade, observada na fundição do titânio, seja devida tanto a uma baixa curva de aprendizagem das técnicas como a possíveis defeitos nos equipamentos utilizados.

2.4 TÉCNICAS DE SOLDAGEM

Com o intuito de avaliar algumas propriedades mecânicas do titânio soldado a laser, como resistência a tração, resistência à flexão a 0,2% e porcentagem de alongamento, Sjögren *et al.* (1988), utilizaram amostras de titânio, com 2,0mm e

5,00 de diâmetro e 70mm de comprimento após a soldagem. Foram confeccionadas 56 barras, 16 como controle, ou seja, intactas (8 de cada diâmetro); das restantes, 8 barras de 2 mm e 32 barras de 5 mm de diâmetro foram seccionadas em duas partes iguais de 35 mm de comprimento e unidas com solda a laser, realizada em atmosfera de gás argônio. Os parâmetros de soldagem para as amostras de 2,0 mm de diâmetro foram 15 J/ 5 ms/ f 10 Hz; para as amostras de 5,0 mm variou-se a energia, a duração do pulso e a frequência do pulso, obtendo-se 4 parâmetros de soldagem (8 amostras cada): A- 12 J/ 6 ms/ f 10 Hz; B- 18 J/ 6 ms/ f 10 Hz; C- 18 J/ 6 ms/ f 5 Hz; D- 30 J/ 10 ms/ f 3 Hz. Com a finalidade de comparação, 8 amostras foram fundidas em ouro tipo III, de 5,0 mm de diâmetro, soldadas por brazagem e ensaiadas da mesma forma que as de titânio. As amostras fraturaram na região central da solda durante o ensaio de resistência à tração; as amostras fundidas em ouro fraturaram na região da brazagem e as amostras controle de titânio fraturaram aproximadamente na região central. A fractografia mostrou que o grau de deformação na região fraturada foi maior nos corpos não soldados. Em geral, o mecanismo de fratura ocorrido nas amostras controle e nas soldadas apresentou características similares (presença de *dimples*), entretanto, as amostras soldadas apresentaram presença de poros de gás e rachaduras. As amostras de titânio controle apresentaram maiores valores de alongamento, quando comparadas às amostras soldadas; dentre as amostras submetidas à soldagem, as de maior diâmetro (5,0 mm) apresentaram menores valores de resistência à tração (redução de 30%) devido à menor velocidade de esfriamento, acarretando em microestrutura mais grosseira. Os resultados mostraram que o parâmetro determinado para as amostras de 2,0 mm e os parâmetros A e B, para as amostras de 5,0 mm foram os mais adequados em termos de valores de resistência e profundidade de penetração da solda.

Waine (1992) define soldagem como sendo processo de união entre duas partes metálicas, usando fonte de calor. Ele destaca que cada processo apresenta vantagens e desvantagens, e a escolha do processo a ser utilizado na soldagem

deve preencher os seguintes requisitos: gerar uma quantidade de energia capaz de unir dois metais, similares ou não, sem causar distorção na peça; propiciar o controle da metalurgia de soldagem, para que a solda alcance as propriedades desejadas; avaliar a qualidade da junta e custo do equipamento. Esclarece que a metalurgia de soldagem estuda o comportamento do metal durante e após o processo de solda e os efeitos nas suas propriedades, incluindo o estudo das microestruturas do cordão de solda e da zona afetada pelo calor (ZAC). O autor afirma que a distorção da peça, o tamanho da microestrutura da ZAC dependem da quantidade de calor fornecido à peça, o qual varia conforme o processo utilizado. Por outro lado, afirma que a qualidade de uma junta soldada não inclui apenas a qualidade da microestrutura do metal base, mas também depende da ausência de defeitos como porosidade, falta de fusão e de penetração. A falta de fusão ou penetração são defeitos que podem ser evitados com um projeto adequado da junta, um posicionamento correto das peças, a utilização de uma sequência de soldagem apropriada ao projeto da junta e à espessura do material.

Yamagishi *et al.* (1993) compararam as propriedades mecânicas da solda a laser de titânio ao titânio original, submetido ao teste de flexão e dureza Vickers. Após as soldagens foi analisada em microscópio a área irradiada na placa de titânio em atmosfera de gás argônio. A resistência à flexão foi correlacionada com a atmosfera da radiação, a intensidade da irradiação e a combinação de ambos. Os resultados demonstraram que a resistência à flexão está relacionada com a atmosfera e intensidade de radiação da área soldada. Portanto, quanto maior a intensidade de radiação e a concentração de gás argônio, maior a flexibilidade das amostras; por outro lado em baixas intensidades as amostras tornaram-se friáveis. O teste de dureza demonstrou pior resultado quando as peças foram soldadas em ar comum do que quando soldadas em atmosfera de gás argônio. Os autores concluíram que a solda a laser é efetiva quando realizada em ambiente saturado de gás argônio. Por outro lado os resultados variaram de acordo com a intensidade de irradiação.

O titânio no início dos anos 90 tornou-se um material de interesse principal na Odontologia protética, em decorrência de suas propriedades químicas. Roggensack *et al.* (1993) avaliaram a viabilidade das técnicas de soldagem a laser e plasma em amostras de titânio grau 2, por meio de ensaio de fadiga, dureza e análise em microscopia eletrônica. Espécimes em forma de haste foram fundidos em titânio e posteriormente, soldados a laser ou a plasma. Para a realização do ensaio de fadiga foi seguido o método de Wöhler, no qual a amostra é submetida à alta carga de tensão, com o objetivo de causar fratura após poucos ciclos. Posteriormente, o experimento é repetido, cada vez com tensões mais baixas até que a fratura não ocorra, determinando assim a carga de tensão que pode ser aplicada sem que ocorra a fratura da amostra. O número de ciclos estipulado foi de 3×10^6 , e frequência de 14 Hz. A microscopia eletrônica mostrou que a zona de solda, nas amostras soldadas a laser, não se apresentava completamente fundida, sendo que a profundidade de solda alcançada foi de 0,7 mm. Nestas, alterações na estrutura do metal se limitaram à zona de solda. As amostras soldadas com plasma exibiram maior zona afetada pelo calor, superior a 3 mm. Porém, no cordão de solda não foi observada presença de porosidades ou trincas. Nos dois métodos, a dureza do metal aumentou na região da solda, sendo estatisticamente significativa. No ensaio de fadiga foi possível observar que os procedimentos de soldagem diminuíram em cerca de 40% a resistência do material, quando comparado às amostras controle. A diferença encontrada nas propriedades das amostras em cada procedimento pode ser explicada pela duração de cada processo: o método da solda por plasma acarreta maior área afetada pelo calor, devido ao processo longo e contínuo de soldagem; o contrário ocorre na solda a laser, que limita ao mínimo a área afetada pelo calor. A presença de impurezas durante a soldagem pode ter aumento da dureza do titânio. Ambos os métodos mostraram-se adequados para a união do titânio, apesar de ambos levarem à redução da durabilidade da peça. A soldagem a laser apresenta a vantagem de resultar numa menor área afetada pelo calor, o que significa menor distorção, portanto, maior chance de obter assentamento mais próximo do ideal em próteses sobre implantes.

As propriedades mecânicas do titânio soldados a laser foram analisadas por Berg *et al.* (1995). Foram avaliadas propriedades como resistência à tração, resistência ao escoamento e ductilidade do titânio fundido e pré-fabricado soldados a laser, e comparando com corpos-de-prova fundidos em ligas de ouro soldadas por abrazagem. Foram confeccionadas 13 amostras (32 mm de comprimento e 2,5 mm de diâmetro) para cada grupo, totalizando 39 amostras. A resistência à tração, do titânio fundido, do pré-fabricado e do ouro soldado por brazagem apresentaram valores menores que a liga de ouro intacta; além disso, não foi observado diferença entre titânio fundido e pré-fabricado. Padrões similares foram observados para resistência ao escoamento. Segundo os autores, ambos os métodos de união reduziram significativamente a ductilidade do material, o que não é desejável, por reduzir a resistência.

Jemt (1995) analisou a distorção tridimensional de estruturas em titânio e ligas áuricas soldadas, medindo a precisão entre a margem completa da prótese sobre implantes. Medidas da precisão das próteses sobre implantes de 30 pacientes com próteses fixas por implantes osseointegrados do sistema Brånemark, em mandíbulas edêntulas, foram analisadas. Estes pacientes foram divididos em três grupos diferentes, de acordo com as estruturas metálicas confeccionadas, dez pacientes receberam estruturas metálicas em ligas áuricas e outros dois grupos estruturas metálicas em titânio (antigas e novas) e posteriormente, soldadas. O ajuste das próteses finalizadas era medido em três dimensões em relação ao modelo mestre antes da inserção. Significante distorção em 3-D foi observada nos copings de ouro (42 μ m); a maior distorção para os outros dois grupos com estruturas em titânio foi de 43 μ m e 36 μ m, respectivamente e menor distorção foi observada na direção vertical para todos os grupos. Nenhum dos grupos apresentou um ajuste significativamente melhor, mas o grupo com estruturas mais antigas em titânio apresentaram maior distorção. Conforme observado pelo autor, este estudo indicou que existe risco maior de desajuste,

após a secção e soldagem de próteses com estruturas antigas em titânio em relação às próteses com estruturas novas em titânio.

A alta afinidade do titânio por alguns gases como oxigênio, hidrogênio e nitrogênio, quando em altas temperaturas, alguns métodos utilizando fluxo de oxigênio não estão indicados para o procedimento de solda do titânio. Técnicas de soldagem como o tungsten inert gás (TIG), soldagem a laser e radiação infravermelha (IR) têm sido utilizadas para unir metais em ambientes protegidos com atmosfera controlada. Para avaliar a qualidade, as características metalúrgicas e propriedades mecânicas como resistência à tração e porcentagem de alongamento do Ti e do Ti-6Al-4V, unidos através de soldagem a laser, TIG e IR, Wang & Welsch (1995) confeccionaram para cada grupo experimental 16 cilindros de titânio (3 mm de diâmetro X 40 mm de comprimento) e unidos em suas extremidades, com um total de 8 amostras para cada grupo. Foi realizado ensaio mecânico universal (Instron) a 0,5 mm/min até a separação da união soldada ou a fratura da amostra. A fratura foi observada em MEV, examinada através de métodos metalográficos padrões, e a dureza aferida na seção transversal. As amostras de Ti controle apresentaram os valores mais elevados no ensaio de resistência à tração, seguidos dos grupos TIG, laser e IR. Na interação entre materiais, o Ti cp apresentou-se menos resistente que a liga de Ti-6Al-4V no ensaio de resistência à tração, independente do método de união. Maiores valores de alongamento foi observado para o grupo Ti/controle e a análise metalográfica indicou que as amostras soldadas a laser apresentaram zona de fusão localizada, enquanto que a solda TIG apresentou maior zona afetada pelo calor, em decorrência da maior quantidade de energia fornecida, contribuindo para a distorção da peça. Foi possível concluir com o ensaio de microdureza que quanto mais próximo da região soldada, maior valor de dureza encontrado, em decorrência das alterações microestruturais ocorridas no esfriamento.

Para avaliar as propriedades mecânicas do titânio soldado a laser e com gás tungstênio com metal sem solda e o efeito do tratamento térmico Neo *et al.*

(1996) confeccionaram amostras de titânio (grau 2) em forma de algariscos (3 mm de diâmetro e 18 mm de comprimento) (n=60) e divididas em 3 grupos: G1- controle sem solda; G2- solda a laser, e G3- solda GTAW. Metade das amostras de cada grupo foram submetidas ao tratamento térmico. Através de ensaio de resistência à tração foi obtidas informações sobre resistência à tração, resistência ao escoamento a 0,1%, módulo de elasticidade e porcentagem de alongamento. As amostras soldadas (laser ou GTAW) apresentaram valores de resistência à tração maior que o grupo controle. Quando as amostras foram submetidas a tratamento térmico, resistência ao escoamento a 0,1%, e avaliação do módulo de elasticidade os valores diminuíram. Os resultados de alongamento mostraram que valores muito inferiores ao grupo controle foram encontrados para as amostras soldadas com ou sem tratamento térmico. A profundidade alcançada da solda foi 0,7 mm. O tratamento térmico, segundo os autores, causa redução da flexibilidade. A alta velocidade de esfriamento associada à baixa voltagem da solda a laser resultou na formação de estruturas com maior resistência à tração, resistência ao escoamento e dureza. Estas estruturas apresentam pobre flexibilidade observada nos menores valores de porcentagem de alongamento. Nas amostras soldadas pelo GTAW, a lenta velocidade de esfriamento causou a formação de estruturas que apresentam melhor resistência à tração e ao escoamento que o titânio controle e maior flexibilidade que a estrutura martensítica. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas do titânio soldado apresentaram-se semelhantes ao metal intacto.

Segundo, Tambasco *et al.* (1996), a solda a laser atua como uma fonte de calor utilizada para a soldagem através da fusão de duas partes de metal, derretendo-as em ambos os lados da união, se solidificando novamente em uma única unidade. O feixe de laser pode ser focado em um ponto muito pequeno com diâmetro de 0,5 mm. Com toda essa energia concentrada em uma pequena área, a intensidade do laser naquele ponto se torna imensa. Quando um pulso intenso atinge a superfície do metal, o feixe de laser não penetra, mas sim a energia do feixe é absorvida pela superfície do metal e convertida em calor, penetrando no

metal por condução. Em decorrência da alta concentração de calor em uma pequena região, o metal é aquecido até o seu derretimento e acima dele, criando uma área de metal derretido. Se muita energia for fornecida na região central o metal pode fundir e vaporizar, porém mesmo que esta pequena área do metal derreta a região vizinha permanece relativamente fria. A soldagem a laser deve ser realizada com pulsos múltiplos e sobrepostos permitindo penetração suficiente da solda. Os autores deste artigo enumeram algumas vantagens desta solda como: menor quantidade de energia térmica fornecida, o que reduz a distorção; a soldagem pode ser realizada no próprio modelo de trabalho, fornecendo às peças maior precisão; permite a soldagem em regiões bem próximas à resina e porcelana com um baixo risco de danificá-las; exige menos tempo do profissional quando se compara com a solda convencional. Como desvantagens os autores citaram: alto custo do equipamento; qualidade inicial da solda dificultada; dificuldade da soldagem de alguns metais devido a sua condutibilidade térmica e densidade. Para o procedimento de soldagem é importante que as partes a serem soldadas estejam próximas, caso contrário necessita da interposição de metal de adição. O equipamento de laser utiliza gás argônio, que impede a contaminação do metal derretido no local da solda por nitrogênio e oxigênio da atmosfera.

Chai e Chou (1998) avaliaram juntas de Ti cp soldadas a laser, quanto às propriedades mecânicas em condições diferentes para investigar os melhores parâmetros de tempo da pulsação e voltagem para que seja obtida uma solda de qualidade. Segundo os autores são poucos e não estabelecidos os dados em relação às melhores condições para a soldagem a laser do titânio utilizado nas restaurações dentais. Foram confeccionadas espécimes de Ti cp, separados em nove grupos experimentais e um controle. As soldas foram realizadas nas amostras dos grupos experimentais com duração do pulso variando entre 8, 10 e 12 ms e a voltagem variando entre 290, 300 e 310 V, e foram avaliadas a máxima resistência à tração (374 a 562MPa), a força de rendimento (206 a 338Mpa) e a porcentagem de alongamento (2,49% a 10,58%). O grupo controle apresentou melhores resultados de resistência à tração (540 MPa) e força de rendimento

(258MPa), no entanto, menores valores na porcentagem de alongamento. A análise estatística para todos os parâmetros estudados demonstrou que ótimas condições foram determinadas com maior resistência à tração para 305V e duração de pulso de 12ms; maior porcentagem de rendimento para 310V e 10ms e melhor porcentagem de alongamento para 300V, 12ms. Segundo os autores, um ótimo nível de energia utilizado para a soldagem a laser produz resultados similares e/ou superiores que as hastes não seccionadas.

Wang & Chang (1998) avaliaram a corrente térmica gerada durante a soldagem a laser do titânio em restaurações odontológicas. Realizaram uma simulação de transferência de calor, a fim de oferecer um protocolo alternativo de pulsos múltiplos. A soldagem a laser do titânio é limitada pela profundidade da penetração do laser e pelo dano superficial extenso. Através de um software foi realizado uma análise utilizando um modelo de elemento finito com o intuito de simular o aquecimento transitório e o comportamento de derretimento no ouro e no titânio, durante o procedimento de soldagem. O diâmetro do ponto de solda foi de 1,0 mm e a profundidade da mesma de aproximadamente de 0,4 mm. O ensaio foi feito utilizando pulsos simples e múltiplos. Quando foram aplicados pulsos simples (2ms, f 20 Hz), variou-se a potência (1 a 8 J). Para pulsos múltiplos usou-se potência moderada de 2 J, 2 ms, e f 20 Hz. Houve maior penetração da solda no ouro, pois este apresenta por apresentar maior condutibilidade térmica que o titânio (17 vezes). Isso permite que o calor seja transmitido para o interior do metal mais rapidamente atingindo a temperatura de derretimento. Desta forma, menos energia permanece na superfície. Utilizando pulsos simples nas amostras de titânio, o aumento da potência não é capaz de aumentar a profundidade da penetração da solda, por não sustentar um fluxo de calor tão alto. O excesso de energia apenas causa vaporização do metal, esta mesma situação não é encontrada no ouro, devido a sua alta condutibilidade térmica. Utilizando fluxo moderado de energia e duração apropriada de pulsos múltiplos, o dano superficial é diminuído e a profundidade da penetração do laser é melhorada no titânio.

Para Souza *et al.* (2000), as causas mais comuns de insucesso em tratamentos com implantes envolvem alguns fatores como forças excessivas, ou sua aplicação muito rápida, oclusão incorreta, estruturas sem assentamento passivo ou próteses com reduzida retenção. Entre estas causas, a dificuldade de obter adaptação de peças protéticas, principalmente dos monoblocos fundidos, é responsável pela maioria dos insucessos. O trabalho realizado abordou o procedimento de soldagem, que apresenta a vantagem de trabalhar com segmentos de prótese, permitindo uma melhor adaptação, distribuição uniforme de forças, minimizando traumas ou falhas na prótese. Foram avaliadas pelos autores as propriedades metalúrgicas de uniões soldadas de uma liga metálica odontológica de Au-Pd, empregando os processos de soldagem a laser e brazagem, através de observação em MEV, e ensaio de dureza. Amostras utilizadas foram fixadas com resina, mantendo um espaço entre as partes de aproximadamente 0,25 mm e posicionadas em material refratário de revestimento. Após a remoção da resina, o espaço foi preenchido pelo material de adição, utilizando um maçarico ar/gás GLP. Para a soldagem a laser foi empregado o mesmo procedimento de fixação das amostras, com potência de 310 V durante 10 ms. As amostras soldadas por brazagem apresentaram, no MEV, microestrutura granular com a presença de precipitados e porosidades em toda a região da solda. Já as amostras soldadas a laser apresentaram no cordão de solda uma microestrutura dendrítica refinada e uma zona de transição bem definida. O resultado das amostras soldadas por brazagem está condizente com o processo empregado, pois possui menor velocidade de esfriamento (80,09°C/s) que a soldagem a laser ($5,96 \times 10^3$ °C/s), produzindo uma microestrutura mais grosseira, no caso, granular. O ensaio de dureza, realizado, mostrou que nas amostras soldadas por brazagem, a dureza foi maior no cordão de solda (219 HV) que no metal base (208 HV) devido à oxidação e à presença de precipitados, causando endurecimento. Na soldagem a laser, a dureza foi estatisticamente semelhante na zona afetada pelo calor (ZAC) e no metal base (200 HV), e menor na solda (104 HV). Na brazagem, devido ao aquecimento de uma grande região da peça a ser soldada, a ZAC no metal base é maior, podendo ocasionar distorções na peça. Na

soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal base, minimizando o tamanho da ZAC e conseqüentemente a distorção na peça protética, sendo esse processo mais adequado para aplicações odontológicas.

Iglesia & Moreno (2001) através de um relato de caso clínico demonstraram a correção de peças de infraestruturas de titânio desajustadas sobre seis implantes utilizando a técnica da soldagem de borda do cilindro calcinável. Com a soldagem a laser foi possível a união das peças das infraestruturas de titânio utilizando o mesmo metal formando uma única peça. O planejamento constituiu-se de uma reabilitação com prótese fixa mandibular sobre seis implantes e foram utilizados pilares cônicos de titânio e cilindros plásticos que foram fundidos em titânio. Foi realizada a moldagem dos pilares cônicos e a verificação da fidelidade do modelo mestre foi avaliada usando um índice de gesso. Em seguida, a infraestrutura foi fundida e realizada a soldagem dos cilindros aos pilares de titânio, sobre o modelo mestre. A conclusão dos autores foi que esta técnica não é viável para o uso clínico, devido à falta de experiência e de componentes para este tipo de trabalho. Apesar do sucesso clínico em período de tempo longo, é uma técnica passível de erros em decorrência das etapas clínicas e laboratoriais.

Wiskott *et al.* (2001) compararam a microestrutura de amostras de Ti cp submetidas à soldagem a laser com diferentes tipos de união, sendo elas: brazagem com infra-vermelho; soldagem com arco de gás-tungstênio (GTAW) e soldagem com feixe de elétrons. Baseados no fato de que infraestruturas confeccionadas em titânio são cada vez mais utilizadas em substituição às ligas tradicionais nas reabilitações sobre implantes, principalmente pela biocompatibilidade e inúmeras vantagens deste metal. Uma vez que o desajuste de infraestrutura gerando tensão aos implantes, pode-se utilizar a técnica da soldagem a laser para obter assentamento aceitável da peça. Foi constatado neste trabalho que nas amostras soldadas a laser, não foi observado uma distinta zona afetada pelo calor, existindo continuidade entre metal original e solda. Essa situação é devido às vantagens desta técnica, como a concentração da solda em

um ponto muito pequeno e à alta velocidade de esfriamento, o que não ocorreu nas demais condições, devido à alta quantidade de energia fornecida para conseguir a união.

Baba & Watanabe (2004) avaliaram a profundidade de penetração do laser nas ligas odontológicas. Foram preparadas amostras com as seguintes medidas, 3,0mm x 8,0mm x 50mm, de Ti cp, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, liga de Co-Cr e liga áurica tipo IV. Dois segmentos de cada metal utilizado foram posicionados juntos e soldados com as condições: voltagem de 160-340V, diâmetro entre 0,4-1,6mm e duração do pulso de 10ms. A profundidade de penetração da solda em cada liga foi medida após a separação dos blocos soldados. As profundidades de penetração foram: Ti cp (0,29-6,45mm), Ti-6Al-4V (0,32-5,24mm), Ti-6Al-7Nb (0,34-5,65mm), Co-Cr (0,24-6,15mm) e liga de ouro Tipo IV (0,12-5,22mm). A voltagem e o diâmetro da solda afetaram a profundidade de penetração dos metais testados. De acordo com os resultados obtidos, os autores verificaram que quando a voltagem aumenta e o diâmetro de solda diminui, a profundidade de penetração da solda aumenta. Em condições satisfatórias a soldagem a laser oferece profundidade de soldagem de acordo com a densidade dos metais utilizados.

Baboni (2005) avaliou através de análise fotoelástica a passividade de infra-estruturas fundidas em titânio e soldadas a laser, antes e após a aplicação de eletroerosão. Foi confeccionada uma matriz metálica simulando uma mandíbula humana onde foram implantados cinco análogos de pilares Micro-Unit (Conexão - São Paulo). A partir de um molde de silicone de duplicação foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica com cinco implantes osseointegrados incorporados e pilares Micro-Unit. Sobre a matriz metálica foram realizados os procedimentos de enceramento de seis estruturas metálicas, inclusão, fundição em titânio comercialmente puro e acabamento das mesmas. Em todas as amostras foi realizada a soldagem a laser de cilindros de titânio e posterior avaliação em microscópio mensurador com precisão de 0,0005mm. A estrutura com melhor

adaptação foi selecionada e submetida a análise fotoelástica conduzida pelo aperto dos parafusos em três seqüências preconizadas (1,2,3,4,5/ 5,4,3,2,1/ 3,2,4,1,5). A mesma estrutura foi submetida ao refinamento de adaptação pela técnica da eletroerosão (EDM) e subsequente análise fotoelástica. Os resultados mostraram menor formação e intensidade das franjas fotoelásticas após o refinamento por eletroerosão em todas as seqüências de aperto dos parafusos. A seqüência (3,2,4,1,5), mostrou melhores resultados em ambos os grupos e a maior quantidade de tensões foram observadas ao redor dos implantes mediais em todas as seqüências em ambos os grupos. Pode-se concluir que os processos de soldagem a laser de borda associado ao refinamento por eletroerosão melhoram significativamente a adaptação marginal das infraestruturas sendo eficazes para o alcance do assentamento passivo.

Damaceno (2005) avaliou duas técnicas indicadas para obtenção de melhor assentamento de próteses implantossuportadas através da análise fotoelástica. Foram obtidos dois grupos de infraestruturas metálicas em titânio, construídas sobre uma matriz metálica, sendo: Grupo I – três infra-estruturas confeccionadas pela técnica da soldagem a laser de cilindros pré-fabricados; Grupo II – três infraestruturas fundidas em monobloco e submetidas ao sistema de retificação de cilindros fundidos. Após a avaliação em microscopia óptica, apenas a infraestrutura melhor adaptada de cada grupo foi submetida à análise fotoelástica, variando três seqüências de aperto dos parafusos (1,2,3,4,5 – 5,4,3,2,1 e 3,2,4,1,5). Posteriormente a primeira análise, a infraestrutura representante do grupo II foi seccionada e soldada e, então, reavaliada. Os resultados evidenciaram maior quantidade de tensões nas seqüências 1,2,3,4,5 e 5,4,3,2,1, para ambos os grupos. A seqüência 3,2,4,1,5 mostrou melhores resultados para os dois grupos. A estrutura submetida a soldagem de borda apresentou os melhores resultados, apesar de apresentar maior valores de desadaptação (165 μ m) quando comparada aquela submetida a retificação de borda antes (54 μ m) ou após a secção e soldagem vertical (117 μ m). O grupo dos cilindros soldados apresentou melhores resultados, associado à seqüência de

apertamento 3,2,4,1,5.

Srimaneepong *et al.* (2005) analisaram a resistência mecânica e a microestrutura de espécimes de Ti-6Al-7Nb, Ti cp e liga Co-Cr soldados a laser e sem solda por meio do teste de ruptura por tração. Espécimes em forma de halteres foram seccionados ao centro e soldados a laser Nd:YAG (220 ou 260). Os resultados mostraram que a resistência mecânica dos espécimes soldados a 260V foi superior à resistência dos espécimes soldados a 220V para as ligas para as ligas de Ti-6Al-7Nb e Co-Cr; todos os espécimes de Ti-6Al-7Nb e Ti cp exibiram fratura na área externa a junta e os espécimes de ligas Co-Cr soldados a laser fraturaram na região das juntas. Este estudo comprovou que a resistência mecânica de ligas Ti-6Al-7Nb soldadas a laser e Ti cp é similar aos espécimes não soldados e as propriedades mecânicas das juntas soldadas a laser foram influenciadas pelas mudanças microestruturais.

Uysal *et al.* (2005) avaliaram as propriedades mecânicas de juntas de Cresco-Ti soldadas a laser, através da análise por modelo tridimensional de elemento finito de prótese fixas implantossuportadas. Segundo os autores, este material permite alcançar estruturas com adaptação passiva, porém o comportamento mecânico destas juntas ainda não foi demonstrado. Vinte espécimes foram confeccionadas em titânio comercialmente puro seguindo as dimensões descritas no EN10002-1 (corpo-de-prova padrão para teste de ruptura por tração), divididos em dois grupos: soldados a laser e controle. Todos os espécimes foram submetidos à força de tração; força de rendimento e porcentagem de alongamento. O teste de dureza Knoop foi executado para todos os espécimes. As fraturas foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura e foram criados modelos para análise finita tridimensional que simulava prótese fixa suportada por 5 implantes e outra por 2 implantes, sendo 1 colocado a 30° méso-axialmente. Uma carga oblíqua de 400N com 15° foi aplicada nas inclinações axial-lingual em vários locais. Os espécimes fraturaram entre a solda e o metal não soldado. Nenhuma porosidade foi observada nas superfícies

fraturadas. Os valores médios de resistência à tração, porcentagem de alongamento e dureza Knoop foram: 88MPa, 113 MPa, 11,2, 270 KHN, respectivamente. Foram observadas diferenças significantes para todas as propriedades mecânicas e para ambos os modelos, a máxima tensão concentrada à junção de soldada na excedeu a resistência máxima aplicada. Dentro dos parâmetros empregados, o fracasso mecânico das juntas soldadas não foi notificado sob as condições biomecânicas simuladas neste estudo.

Hart e Wilson (2006) mostraram a preocupação com alto índice de falhas em regiões de extremo livre para infraestruturas metálicas em titânio. Foram realizados, sob carga funcional simuladas, teste de fadiga e resistência flexural em estruturas de titânio com *cantilever* fabricados por 3 processos de soldagem a laser, com diferentes quantidades de fios de preenchimento nas uniões de solda, e comparando com estruturas fabricadas com solda TIG. Sessenta estruturas de *cantilever* de titânio foram confeccionadas sobre dois implantes afastados 5,0mm entre si e extremo livre com comprimento de 15mm foram preparados com a extremidade a ser soldada em forma côncava. As amostras foram divididas em 4 grupos de acordo com os seguintes processos de soldagem: (1) LF0, união simples com a solda laser sem uso de fios de preenchimento; (2) LF1, soldagem a laser inicial seguida por uma segunda solda com adição de fios de titânio de preenchimento de 0,6mm de diâmetro; (3) LF2, os componentes foram soldados a laser nas extremidades, e em seguida, foi feito uma ranhura de 0,6mm com um disco de separação não contaminado com profundidade de 0,5mm, em seguida, foi jateada as extremidades seccionadas com óxido de alumínio e limpas, seguido de uma segunda soldagem incorporando fio de preenchimento de 0,6mm de diâmetro; e (4) solda TIG com introdução de um fio de preenchimento de 0,9mm de diâmetro. Todas as soldas a laser e TIG foram realizadas em condições ideais para o titânio, desde a regulagem do equipamento à atmosfera com alto grau de pureza do gás argônio. Todos os grupos laser falharam a 10^6 de ciclos e com teste de fadiga que ultrapasse movimentação da barra acima de 2mm. Áreas de soldagem a TIG, apenas no teste de resistência flexural apresentaram deformação

plástica. Entre os grupos laser, os que apresentaram melhores resultados foram os que utilizaram metais de adição e maior volume de solda aumentando os valores de resistência à deformação. Foi concluído que a resistência máxima de flexão e fadiga dos *cantilevers* soldados a laser de próteses em titânio é influenciada pelo volume de fios de preenchimento utilizados na soldagem, falhas precoces podem ocorrer onde a solda laser é realizada sem adição de fios. O aumento da área e profundidade da solda laser para o aumento do volume de fios de preenchimento, resulta em aumento da resistência e durabilidade do conjunto. A solda TIG foi o que depositou o maior volume de fios produzindo uma maior resistência na área soldada.

Kleine (2006) avaliou a distribuição de tensão através da análise fotoelástica de infraestruturas de próteses fixas implanto-suportadas, confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. As estruturas foram obtidas a partir de uma matriz metálica com formas e dimensões similares a um arco mandibular. Foram confeccionadas 6 estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro (Rematitan – Dentaurum - Germany), divididas em dois grupos: Grupo I: cilindros cimentados com cimento resinoso (Panavia F® Kuraray Co- Japan) e Grupo II: cilindros soldados a laser. As infraestruturas foram instaladas pelo teste do parafuso único sobre o modelo e foram feitas mensurações com um microscópio de precisão de 0,0005 mm (STM Digital – Olympus – Japan). Foi, então, escolhida a estrutura melhor adaptada, para cada um dos grupos, para a realização da análise fotoelástica, que foi realizada sobre um modelo confeccionado em resina fotoelástica (Araldite® GY279BR Huntsman - Araltec Produtos Químicos Ltda. – Guarulhos - São Paulo), variando três seqüências de aperto dos parafusos (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). Os resultados indicaram que maior quantidade de tensões foi observada na seqüência de aperto 1/2/3/4/5, para os grupos analisados. O grupo dos cilindros cimentados mostrou os melhores resultados, com menores valores de desadaptação (43,95 e 22,07 μ m) quando comparado ao grupo dos cilindros soldados a laser (198,8 e 60,17 μ m). A seqüência de aperto 3/2/4/1/5 mostrou

menor quantidade de tensões para o grupo dos cilindros cimentados. A seqüência 5/4/3/2/1 apresentou melhores resultados para o grupo dos cilindros soldados a laser. O grupo dos cilindros cimentados apresentou melhores resultados, associado à seqüência 3/2/4/1/5.

Rocha *et al.* (2006) realizaram experimento *in vitro* com o objetivo de avaliar a resistência flexural de Ni-Cr, Ti cp e Co-Cr submetidas a dois processos de soldagem, por laser e por TIG. Foram preparados 60 corpos de prova, com barras de 3mm de diâmetro e 25mm de comprimento, vinte amostras de cada liga, divididos em quatro grupos, com cinco barras para cada grupo. No grupo I as amostras foram seccionadas e soldadas com solda a laser; grupo II soldagem a laser utilizando fio de titânio com 0,4mm de diâmetro como material de preenchimento; no grupo III as amostras foram soldadas com solda TIG e grupo IV sem seccionamento e sem solda. As amostras foram radiografadas para avaliar a presença de defeitos causados pela fundição ou processo de soldagem. As amostras que apresentavam bolhas que poderiam alterar a sua estrutura foram descartadas e substituídas. Os cilindros foram submetidos a teste de resistência a flexão, o carregamento foi aplicado até a deformação plástica das amostras ou a sua ruptura. Os resultados apontaram diferença estatística significativa, entre os grupos soldados e os não soldados. O grupo Co-Cr demonstrou os maiores valores de resistência flexural, com a soldagem por TIG. Comparando os processos de soldagem, diferenças estatísticas significantes foram observadas, sendo a soldagem por TIG mais eficiente que as demais para a condição crítica estudada, podendo ter sido devido ao uso de uma intensa fonte de calor que foi capaz de aumentar o tamanho do local soldado sem diminuir o diâmetro da área transversal. Contudo, os autores discutem que a soldagem a laser, em comparação ao sistema por TIG, apresenta-se maior indicação de uso, por ter menor capacidade de distorção, ser mais rápida e precisa.

Watanable *et al.* (2006) investigaram o efeito do gás argônio na blindagem da solda a laser em infraestruturas de Ti comercialmente puro e Ti-6Al-7Nb e

comparam com as soldas a laser de ligas odontológicas (ouro e Co-Cr). Dois tipos de placas de cera foram preparados uma para solda a laser e outra não-soldada (grupo controle) e, em seguida, fundidas em cada metal, segundo a recomendação dos fabricantes. As placas foram então soldadas a laser com uma tensão constante de 220V, duração de pulso de 10ms e diâmetro do ponto de 1 mm. As condições de solda a laser foram determinadas pela correlação da profundidade de penetração do laser em cada metal como medidos, em um estudo prévio, com a espessura das amostras utilizadas neste estudo. A soldagem a laser foi realizada com e sem blindagem de gás argônio, um fluxo do gás foi dirigido próximo a área soldada através de dois bicos fixados em um ângulo de 45° sobre a amostra com uma distância de 1cm, as amostras que não foram soldadas na presença do gás argônio foram realizadas em condições ambientes. Foram realizados testes de tensão. Cargas de fratura e deformação foram registradas e as médias e desvio-padrão foram calculados. Os dados foram analisados estatisticamente através da análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey a um nível de significância de $\alpha = 0,05$. Após teste de tração, as superfícies fraturadas foram examinadas através de microscopia eletrônica (MEV). O fator de proteção pelo gás argônio sobre a carga de fratura e a deformação das amostras soldadas a laser. Cargas mais elevadas para fraturas são conseguidas, em estruturas de titânio comercialmente puro e Ti-6Al-7Nb soldados a laser, quando realizados sob atmosfera de gás argônio e especialmente quando soldados com cinco pontos de solda a laser, sem diferenças significantes com o grupo controle. Independente da proteção pelo gás argônio estruturas de ouro soldadas a laser mostraram deformação menor que a metade das amostras do grupo controle. Maiores valores de deformação foi obtido para estruturas de Co-Cr soldados a laser sem blindagem com argônio. Foi possível observar que para as ligas de ouro soldadas a laser apresentavam falhas devido a formação de poros pela evaporação do zinco durante o processo de soldagem a altas temperaturas. Através da análise microscópica da fratura foi possível perceber fratura dúctil quando a solda é realizada sem proteção por gás argônio.

Watanabe & Topham (2006) avaliaram a resistência mecânica de Ti, Ti-6Al-7Nb, ouro e liga de Co-Cr, submetidos ao processo de soldagem a laser sob atmosfera protetora com gás argônio. Após a confecção dos espécimes (n=5) em forma de discos, os mesmos foram polidos e posteriormente soldados a laser Nd:YAG (duração do pulso de 10ms, diâmetro da solda – chama de 1mm e voltagem de 200V). A proteção da atmosfera com gás argônio afetou significativamente a carga de ruptura e a porcentagem de alongamento dos espécimes soldados. A carga de ruptura dos espécimes em Ti cp e Ti-6Al-7Nb foi maior quando soldadas sob proteção de argônio, no entanto, para as ligas áureas foi similar ao controle. O uso de gás argônio como atmosfera protetora na soldagem a laser é essencial para a obtenção de uma solda efetiva em ligas de Ti cp e de Ti-6Al-7Nb, mas não para ligas áureas e de Co-Cr.

Marques, Modenesi, Bracarense (2007) relataram que os métodos de união dos metais podem ser divididos em duas categorias principais, isto é, aqueles baseados na ação de forças macroscópicas entre as partes a serem unidas e aqueles baseados em forças microscópicas – interatômicas e intermoleculares. Uma maneira de classificar os processos de soldagem consiste em agrupá-los em dois grandes grupos baseando-se no método dominante para produzir a solda: processos de soldagem por pressão (ou por deformação) e processo de soldagem por fusão. Existe um grande número de processos por fusão que podem ser separados em subgrupos, de acordo com o tipo de fonte de energia usada para fundir as peças. De um modo geral as operações de soldagem, particularmente para os processos por fusão, envolvem o aquecimento intenso e localizado da região a unir. Estes autores descreveram os processos de soldagem como soldagem a plasma e de alta intensidade, ou soldagem a Laser. Segundo os autores soldagem a arco plasma é um processo que produz união por fusão das partes a serem unidas através de um arco elétrico estabelecido entre um eletrodo de tungstênio, não consumível, e a peça. Caracterizaram o processo de alta intensidade por fornecer uma grande quantidade de energia em tempos reduzidos e através de pequena área para as peças a serem soldadas.

Salles (2008) avaliou por meio de análise fotoelástica, a distribuição *in vitro* das tensões geradas na interface “osso/implante” em próteses mandibulares, tipo protocolo, comparando duas técnicas de confecção: Solda a laser e Barra Distal (Neodent, Curitiba - PR) onde não se utiliza infra-estrutura metálica. Foram confeccionadas duas próteses com design similares (uma para cada técnica), sobre uma matriz metálica simulando um arco mandibular edêntulo, onde foram instaladas cinco réplicas de implantes de corpo único (GT- Neodent, Curitiba - PR). A partir de um molde de silicone de duplicação (Silibor - Clássico Artigos Odontológicos Ltda.) foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica (Araldite GY279BR - Araltec Produtos Químicos Ltda. Guarulhos - SP) com cinco implantes GT (Neodent, Curitiba - PR) incorporados. Após a instalação de cada prótese sobre o modelo fotoelástico, utilizando 10 N/cm para aperto dos parafusos, foi realizada análise fotoelástica. Em seguida, foi aplicada carga oclusal de 100 N em toda extensão de cada prótese, com auxílio de uma placa metálica posicionada sobre a face oclusal dos dentes, e então realizada nova análise das tensões. Estas análises foram executadas com o auxílio de um polariscópio circular acoplado a uma máquina fotográfica digital (H1 - Sony, Japão), que permitiu a visualização das franjas e registrou através de fotografias digitais o comportamento das mesmas ao redor dos implantes no modelo fotoelástico. De acordo com os resultados, concluiu-se que a técnica utilizando Barra Distal distribuiu melhor, e transmitiu com menos intensidade, após o aperto dos parafusos, as tensões geradas na interface “osso/implantes” do que a técnica utilizando solda a laser. No entanto, ocorreu o inverso após o carregamento oclusal.

Sousa *et al.* (2008), utilizaram soldagem a laser para análise do ajuste cervical de protocolos com cinco implantes, avaliando ligas de Titânio comercialmente puro (Ti cp) e Paládio de prata (Pd-Au). Foram construídos 20 corpos de prova, sendo dez para cada grupo e avaliada a interface pilar/implante por microscópio analisador. As infra-estruturas confeccionadas em Ti cp

apresentaram diferença estatística significativa com relação ao grupo Pd-Al, mostrando melhor interação do material com a técnica de soldagem a laser.

Considerando que as próteses dentárias são submetidas a diferentes direções de estresse durante a função, mais conhecimento são necessários sobre as propriedades mecânicas das soldas a laser em titânio comercialmente puro e ligas de titânio quando sob tensão por torção. Dessa forma Srimaneepong *et al.* (2008) investigou o desempenho de torção, ductibilidade e comportamento das fraturas de Ti-6Al-7Nb, titânio comercialmente puro e ligas de fundição de Co-Cr após soldagem a laser. Ti-6Al-7Nb, titânio comercialmente puro e ligas de Co-Cr foram usados para a fabricação de amostras em formas de halteres com 18mm de comprimento e 3mm de diâmetro na porção paralela dos halteres. As amostras de Ti-6Al-7Nb e de titânio comercialmente puro foram fundidas. Cinco amostras de cada metal fundido foram separadas em dois grupos, soldagem a laser e grupo controle sem soldagem. Todas as amostras foram inspecionadas com instrumentos de raioX não destrutivo, a fim de detectar a presença de eventuais defeitos internos visíveis. As amostras para soldagem a laser foram seccionadas na porção paralela do haltere com discos de corte de 0,5mm de espessura sob refrigeração. Um grupo de 5 amostras de cada metal foi soldado com maquina de solda a laser (Alpha Laser ALP 50S) a 220V ou 260V de tensão, sob atmosfera de gás argônio. Posteriormente todas as amostras tanto do grupo soldado (220V ou 260V) e do grupo controle não soldado foram submetidos a um teste mecânico. A resistência à torção e tensão foi calculada através da área do corte transversal e do comprimento da amostra, no valor máximo de torque, e analisados estatisticamente. Exceto para as peças de Co-Cr soldadas a laser, foi encontrada para ambas as voltagens das peças soldadas a laser de Ti-6Al-7Nb e Ti cp apresentou força de torção tão elevada como as peças fundidas não soldadas. Uma tendência similar foi observado nos resultados da força de torção de estruturas de Ti-6Al-7Nb soldadas a laser. No entanto, embora a força de torção de ambos os grupos de Ti cp soldados a laser, foi comparável às estruturas não-soldadas (fundidas), a força de torção e tensão das estruturas de Ti cp soldadas a

laser a 220V foi visivelmente menor do que os outros dois grupos, sem diferença estatística significativa. Independente da voltagem usada, todas as estruturas fundida de Co-Cr soldadas a laser foram abruptamente fraturadas dentro das uniões de solda apresentando consideravelmente menor resistência à torção e a tensão do que as peças fundidas de Co-Cr sem solda ($p < 0,05$). Além disso, nesta investigação foi encontrada que ambas as forças de tensão e torção das peças fundidas em Co-Cr soldadas a laser foram dificilmente afetadas pelo aumento da voltagem do laser. Todas as estruturas de Ti-6Al-7Nb soldadas a laser e estruturas fundidas de Co-Cr foram quebradas fora da união de solda mostrando uma superfície de fratura dúctil observada por um microscópio eletrônico de varredura (MEV), e todas as estruturas fundidas de Co-Cr soldadas a laser foram quebradas fora da união de solda. Através de micrografias foi possível observar o aspecto da fratura na superfície das estruturas de Ti-6Al-7Nb, típicos sulcos parabólicos resultantes do cisalhamento. Dentro das limitações este estudo as estruturas de Ti-6Al-7Nb soldadas a laser e as peças fundidas de Ti cp poderiam proporcionar força de torção tão elevada quanto as não- soldadas. A redução na ductibilidade foi insignificante quando as espessuras das uniões de solda foram completamente soldadas a laser. No entanto essa força mecânica não poderia ter sucesso alcançado em estruturas fundidas de Co-Cr soldadas a laser em que rachaduras e poros foram induzidos pelo processo de solda a laser.

O método de soldagem é um fator bastante significativa na qualidade do ajuste entre o implante e os pilares da prótese, dessa forma, Simamoto Júnior PC. *et al.* (2008) analisaram comparativamente o ajuste/desajuste vertical e horizontal na interface implante/pilar quando os elementos protéticos são submetidos a dois tipos de soldagem, solda laser ou brasagem em próteses fixas de três elementos, com diferentes configurações de alinhamento dos implantes. Foram confeccionadas doze próteses parciais fixas a partir de dois modelos mestres com 3 implantes cada um, posicionados em um dos modelos de forma alinhada e no outro com o implante central desalinhado, em forma de arco, divididos em quatro grupos($n=3$): LA, solda laser/arco; BA, brasagem/arco; SR, solda laser/reta e BR,

brasagem/reta. Os modelos de trabalho foram obtidos seguindo o protocolo técnico da moldeira aberta, semelhante à prática clínica. Nos modelos foram realizados enceramentos da anatomia dental sobre 36 pilares tipo UCLA plástico rotacional (Conexão Sistemas de Próteses, Brasil). Os pilares foram incluídos em revestimento aglutinados por fosfato para altas temperaturas de presa rápida, em seguida, foram fundidos em ligas de Ni-Cr, desincluídos, separados dos condutos de alimentação através de discos de óxido de alumínio e jateados com óxido de alumínio. Os pilares receberam tratamento de usinagem na cervical com a finalidade de homogeneizar os espécimens antes dos procedimentos de soldagem, para que eventuais falhas inerentes à fundição e usinagem não comprometessem a avaliação pós-soldagem. As amostras foram parafusadas com torque de 20N/cm e posteriormente analisadas em microscópio eletrônico de varredura, os dados coletados foram agregados para obtenção de médias. A análise do desajuste vertical e horizontal da interface pilar/implante foi elaborada por meio de régua padronizada. As estruturas do LA e LR foram parafusadas e soldadas com solda a laser e a solda pelo método de brasagem (BA e BR) seguindo a técnica convencional de soldas a altas temperaturas. Foi comparado a influência do tipo de soldagem avaliando grupos com configurações semelhantes e processos diferenciados de soldagem (LAXBA; LRxBR) e grupos com o mesmo processo de união e configurações diferentes para análise da influência do desenho da estrutura na adaptação das peças (LAXLR; BAXBR). Não foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre os dois processos de soldagem analisados, quando avaliados o ajuste da interface pilar/implante, para próteses fixas de pequena extensão, porém a soldagem a laser é uma técnica com menores chances de erros e exclusão de etapas inerentes a técnicas de brasagem. Não foi observada a influência do desenho das infra-estruturas protéticas, quando avaliados o ajuste da interface pilar/implante, para próteses fixas de pequena extensão.

Galo *et al.* (2009) analisaram a força de união entre o titânio comercialmente puro com solda e sem solda modificado por partículas de óxido de

alumínio (Al_2O_3) e duas resinas indiretas. Um total de 64 espécimes foi fundido e dividido em dois grupos sem solda e com solda a laser. Cada grupo foi novamente dividido em quatro subgrupos, de acordo com o tamanho de partículas de óxido de alumínio utilizado: A - Al_2O_3 (250 μm); B - Al_2O_3 (180 μm); C - Al_2O_3 (110 μm); D - Al_2O_3 (50 μm). Anéis de resina foram polimerizados ao redor das hastes de titânio no equipamento UniXS. Os espécimes foram embutidos em gesso e a força de união foi mensurada com auxílio da máquina de ensaios universais. ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$) foram utilizados para análise estatística. Os maiores valores de força de união foram registrados no grupo de 250 μm sem solda a laser. Os menores valores foram registrados para o grupo de 50 μm com solda a laser. Alterações estatisticamente significantes foram observadas entre todos os grupos ($p < 0,05$). As forças de união diminuíram significativamente com a diminuição dos tamanhos das partículas de óxido de alumínio. A força de união diminuiu nas amostras que receberam a solda a laser.

Nunez-Pantoja *et al.* (2010) avaliaram a resistência à fadiga de infraestruturas de Ti-6Al-4V soldadas a laser com diversos diâmetros. Sessenta hastes em forma de haltere foi usinado em liga de Ti-6Al-4V com diâmetros de 1,5, 2,0 e 3,5mm. As amostras foram seccionadas e unidas. A soldagem a Laser foi executada com os seguintes parâmetros: 360 V por 8 ms (1,5mm e 2,0 mm) e 380 V por 9 ms (3,5 mm), com foco e frequência regulados em zero. As amostras foram avaliadas radiograficamente para a verificação de porosidades. Em seguida os corpos-de-prova foram submetidos a ensaios mecânicos com cargas cíclicas e a superfície fraturada foi observada em microscópio eletrônico de varredura. A partir da análise estatística foi possível concluir que a soldagem a laser de infraestruturas de Ti-6Al-4V, com diâmetro reduzido fornece as melhores condições para a justaposição das partes a serem soldadas

Tiozzi *et al.* (2010) verificaram o efeito do método de secção e soldagem a laser para a precisão de ajuste de estruturas sem passividade de titânio comercialmente puro e Ni-Cr, fundidos. Duas estruturas similares

implantossuportadas foram confeccionadas. Os dois grupos eram constituído por seis estruturas de três elementos fundidos suportados por dois implantes divididos em Grupo 1 (controle), estruturas de Ni-Cr e Grupo 2, estruturas de Ti cp. Foi avaliado a passividade em microscópio óptico com os dois parafusos apertados e com apenas um apertado. Todas as estruturas foram seccionadas no eixo diagonal na região de pântico e posicionados sobre uma matriz, com torque de 10Ncm, e soldadas a laser. Foi avaliado novamente a passividade e os dados submetidos ao teste ANOVA e teste de Tukey-Kramer. Com os dois parafusos apertados, a estrutura fundida de titânio cp (Grupoll) demonstraram maiores valores de desajustes que os outros grupos. No teste do parafuso único, leitura feita no lado oposto ao lado apertado, estruturas de Ni-Cr fundidas foram estatisticamente diferentes do grupo Ti cp, após secção diagonal. No lado apertado não foram encontrados diferenças significantes entre os grupos. Os resultados mostraram que cortes diagonais nas estruturas de Ti cp reduzem o nível de desajustes da prótese implantossuportada e também melhora níveis de passividade quando comparada à estruturas fundidas.

Bertrand & Poulon–Quintin (2010) apontaram os parâmetros chaves para o processo de soldagem a Laser e discutiram os efeitos dos parâmetros na microestrutura da solda e defeitos detectados no interior da solda. Soluções são propostas para ajustar os parâmetros de forma ideal. Os efeitos metalúrgicos bem como os defeitos são brevemente discutidos. Foi proposto por esses autores um procedimento de soldagem para as diferentes composições de ligas odontológicas.

3. PROPOSIÇÃO

O propósito neste trabalho foi avaliar diferentes técnicas de obtenção de infraestruturas protéticas: fundição em monobloco, soldagem Laser e TIG de barras cilíndricas de titânio a pilares protéticos, quanto à passividade e resistência mecânica, por meio de:

- (1) Análise qualitativa e quantitativa da distribuição de tensão ao redor dos implantes, em diferentes regiões, induzidas pelas técnicas de confecção das infraestruturas, após o aperto dos parafusos, por meio de análise fotoelástica de transmissão plana.
- (2) Avaliação da resistência mecânica à flexão exercida nos *cantilevers*.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 CONFECÇÃO DA MATRIZ METÁLICA E OBTENÇÃO DO MODELO MESTRE

Para a obtenção do modelo mestre usado na confecção do enceramento e soldagem das infraestruturas foi confeccionada uma matriz metálica de aço inoxidável, em forma de arco mandibular, com dimensões de altura, comprimento e espessura de 24 X 50 X 10 mm, respectivamente. Nela foram realizadas quatro perfurações paralelas entre si, permitindo a disposição de análogos de implantes com hexágono externo (Signo Vinces Equipamentos Odontológicos – PR - Brasil), de diâmetro regular de 3,75mm, plataforma de 4,1mm e comprimento de 13mm, retidos nos orifícios por adesivo de presa rápida à base de cianoacrilato (Super Bonder[®] – Loctite, Brasil). A disposição dos análogos foi determinada de maneira a simular a distribuição clínica para protocolo inferior com quatro implantes, seguindo a média do espaço entre os forames mentuais. As distâncias entre os análogos da matriz medindo de centro a centro das plataformas foram de 17mm entre os análogos centrais e de 6mm entre os centrais e distais (Figura 1).



Figura 1. Matriz metálica com os análogos em posição.

De posse da matriz metálica com os análogos em posição, foram aparafusados transferentes, por meio de parafusos de fixação longos. Para a obtenção do modelo mestre foi realizada moldagem de transferência, da posição dos análogos, unindo os transferentes com haste metálica e resina acrílica ativada quimicamente (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA). A união foi realizada ao longo da circunferência dos transferentes e superfícies de contato das hastes metálicas, com aplicação de resina em incrementos sucessivos com pincel, pela técnica de Nylon (Figura 2).



Figura 2. Transferentes de moldagem posicionados e unidos com haste metálica e resina acrílica ativada quimicamente.

O conjunto, matriz metálica e transferentes unidos por resina acrílica foi posicionado em um recipiente de acrílico próprio para moldagem, a fim de, confeccionar um molde de silicone (Silibor Indústria e Comércio Ltda – SP - Brasil) (Figura 3). O material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante na proporção de 5% de catalizador sobre o volume de base necessária para cobrir a peça a ser moldada. Concluído o prazo de cura de 24 horas, foram liberados os parafusos de fixação dos componentes para

possibilitar a remoção da matriz metálica. A remoção da matriz foi facilitada devido à presença de dois parafusos confeccionados na sua base.



Figura 3. Recipiente de acrílico com silicone de duplicação e matriz metálica.

A partir do molde de silicone obtido foram posicionados de forma cuidadosa, novos análogos nos componentes de moldagem, presos no molde de silicone. Após o encaixe entre análogos e transferentes, o conjunto foi estabilizado com parafusos de fixação longos (Figura 4).

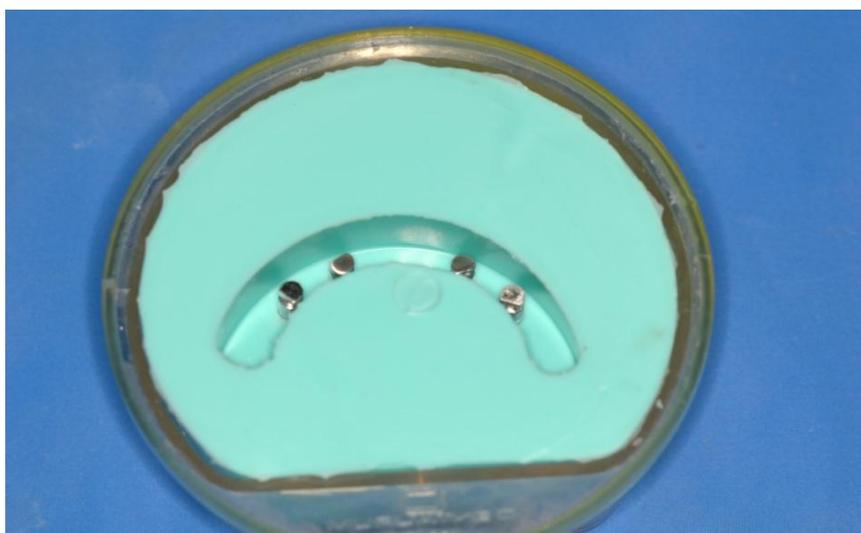


Figura 4. Molde após período de cura com os análogos em posição.

Em seguida, foi vazado o molde com gesso extra-duro (SHERAPREMIUM EXTRA-DURO Werkstoff – Technologie GmbH + Co. KG, Lemförde - Alemanha), seguindo as recomendações de manipulação do fabricante. Decorrido o tempo de cristalização do gesso, de 45min, foram retirados os parafusos de fixação e, em seguida, removido o modelo mestre, usado para o enceramento das infraestruturas fundidas e realização das soldagens (Figura 5).



Figura 5. Modelo mestre.

4.2 CONFECÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS METÁLICAS

4.2.1 Enceramento das infraestruturas para fundição (Grupo I)

Para o enceramento das infraestruturas fundidas em monobloco (n=5), Grupo I (controle), foram confeccionadas em mufla metálica bastões de resina acrílica ativada quimicamente (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA). Estes bastões foram obtidos a partir de moldes de silicone de barras pré-fabricadas de titânio, com as seguintes dimensões: 3mm de diâmetro e comprimentos variando entre 17mm, para as barras centrais, 6mm para as barras intermediárias e 13mm para as barras distais, correspondentes aos *cantilevers*. Após a presa da resina os bastões foram retirados da mufla e verificadas as dimensões com

paquímetro digital (Digimatic 700-113- Mitutoyo Corporation – Japão) (Figura 6A,B,C e D).

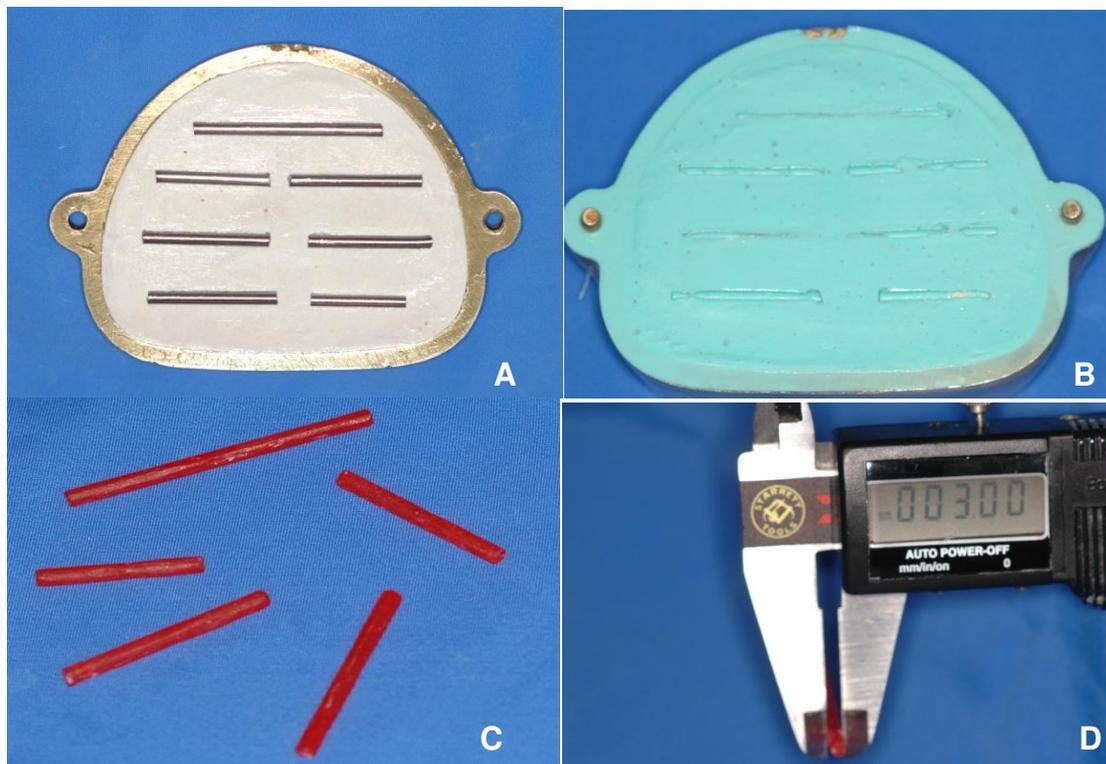


Figura 6A,B,C e D. (A) Barras de titânio pré-fabricadas usadas como padrão; (B) molde; (C) Barra de resina e (D) Mensuração com paquímetro digital.

Para a confecção dos corpos-de-prova do Grupo I foi posicionado sobre cada análogo do modelo mestre um pilar protético do tipo UCLA calcinável com diâmetro de 4,1mm (Signo Vinces Equipamentos Odontológicos – PR - Brasil) (Figura 7).

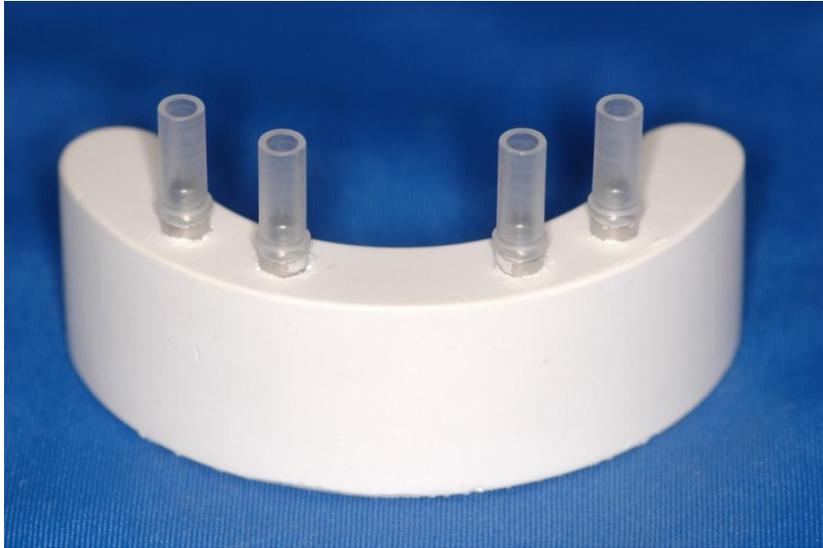


Figura 7. UCLAS calcináveis posicionados sobre os análogos.

Os pilares protéticos calcináveis foram unidos às barras através de resina acrílica ativada quimicamente (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA) e com o auxílio de um guia de silicone foram padronizadas as direções e alturas das barras das infraestruturas (Figura 8).

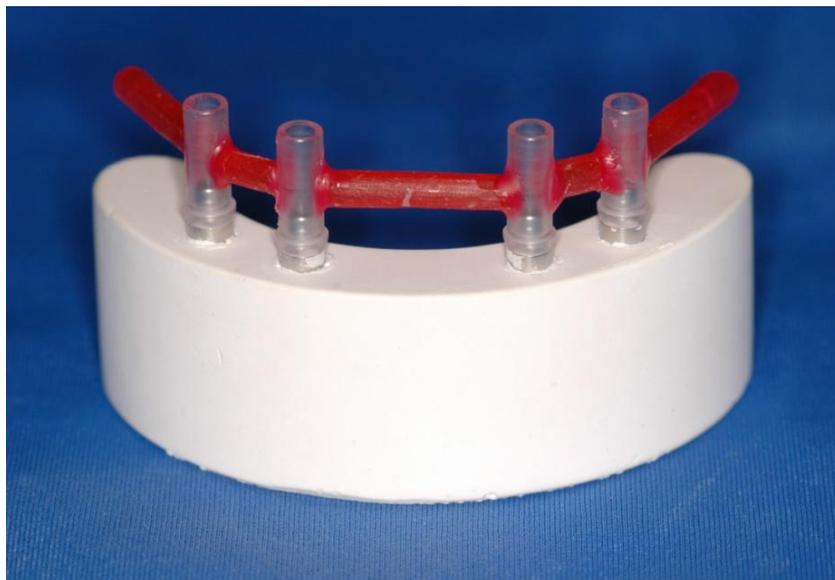


Figura 8. Infraestrutura encerada pronta para as etapas da fundição.

Após a finalização do enceramento foi avaliado o assentamento passivo das amostras sobre as plataformas dos análogos, através de análise visual, com auxílio de uma lupa, com aumento de 3X (Figura 9A e B). Caso o assentamento não estivesse satisfatório, seria realizado seccionamento e novo enceramento das infraestruturas na região correspondente à falta de passividade (Figura 10).

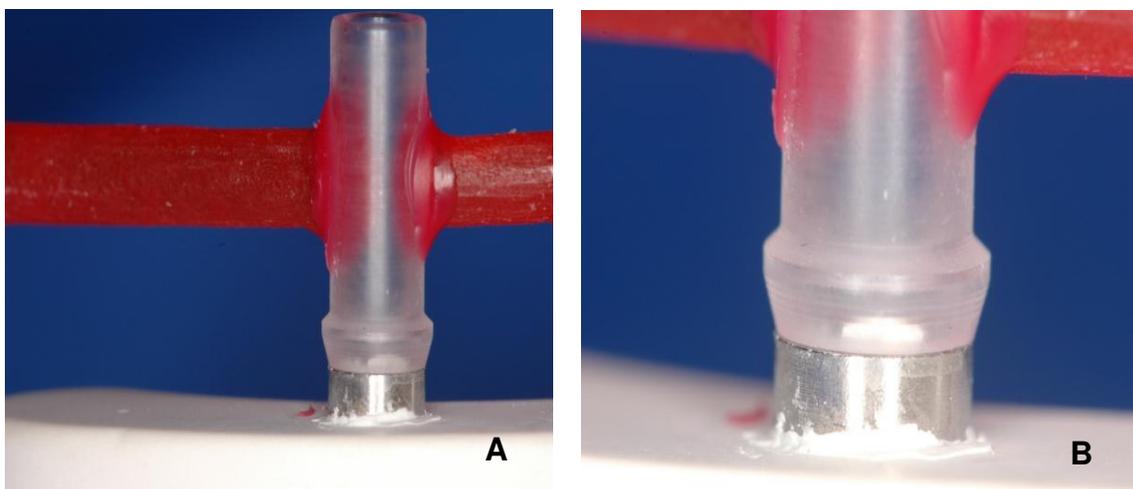


Figura 9A e B. (A) Avaliação do assentamento passivo das infraestruturas enceradas; (B) Vista aproximada.



Figura 10. Análise da passividade das infraestruturas.

4.2.2 Inclusão dos padrões de cera

Para a inclusão das infraestruturas enceradas foram fixados cilindros de cera formadores de condutos de alimentação, de 4,0mm de diâmetro na superfície interna das barras, os quais foram unidos a outro formador de conduto de alimentação de 5,0mm de diâmetro em forma de “U” (Dentaurum – Pforzheim – Alemanha). Os formadores dos condutos de alimentação utilizados apresentavam espessura suficiente para o livre escoamento da liga de titânio quando injetada no processo de fundição. O conjunto formado por infraestrutura encerada e formadores de condutos de alimentação, foi fixado em uma base, com formador de cadinho, do anel de silicone usado para inclusão do revestimento (Figura 11A e B).

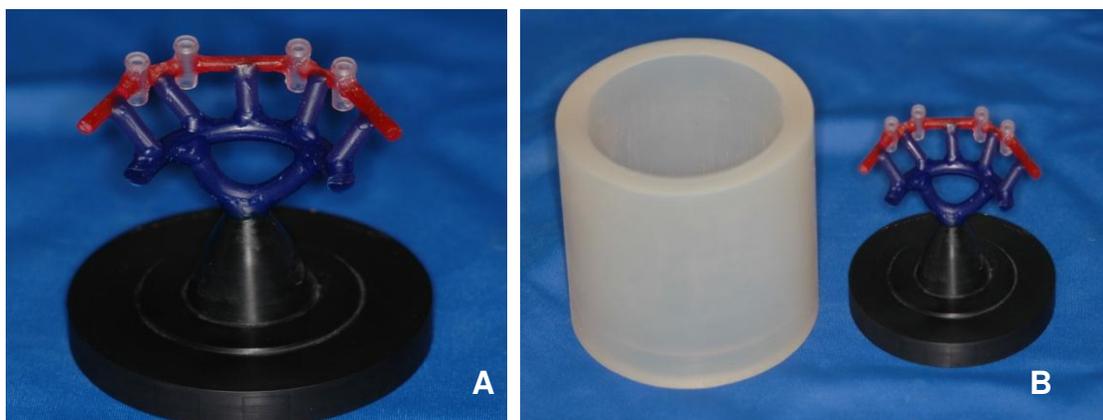


Figura 11A e B. (A) Padrão de cera com formadores de condutos de alimentação; (B) Infraestrutura encerada fixado na base do anel de silicone para inclusão.

Para realizar a inclusão das infraestruturas foi utilizado um revestimento próprio para titânio, Rematitan Plus Speed (Dentaurum J.P Winkelstroeter KG – Ispringen - Alemanha), na proporção de 70ml de líquido/ 500g de pó, o suficiente para preencher o anel de silicone utilizado, cujas dimensões eram compatíveis com o tamanho das infraestruturas enceradas.

As inclusões dos padrões de cera seguiram as recomendações dos fabricantes. O pó foi incorporado manualmente ao líquido por 10s, e posteriormente levados a uma máquina de spatulação a vácuo (Espatulador/

Incluser Elétrico a vácuo- Multivac 4- Degussa S.A) por um período de tempo de 60s.

Antes da inclusão foi aplicado em toda a infraestrutura líquido anti-bolhas. O revestimento foi incluído sob vibração e com uma espátula de inserção, foram introduzidas pequenas porções de revestimento no interior dos pilares protéticos calcináveis. A técnica de inclusão utilizada teve como propósito evitar a incorporação de ar, e conseqüente, formação de bolhas, o que poderia resultar em falhas na infraestrutura fundida.

4.2.3 Etapas de Fundição

Após o período de presa do revestimento o bloco foi levado a um forno elétrico de pré-fundição (VULCAN 3-550-NDI Box Furnace –Degussa –Ney Dental Inc- Yucaipa, CA, USA), a uma temperatura de 950°C, previamente atingida, após percorrer dois ciclos de pré-fundição (Quadro 1) (Figura 12).

Quadro 1: Programação do ciclo de pré-fundição.

Programa	Temperatura	Velocidade de aquecimento	Tempo
CICLO 1	H1= 250°C	A1= 5°C/min	P1= 60min
CICLO 2	H2= 950°C	A2= 5°C/min	P2= 120min

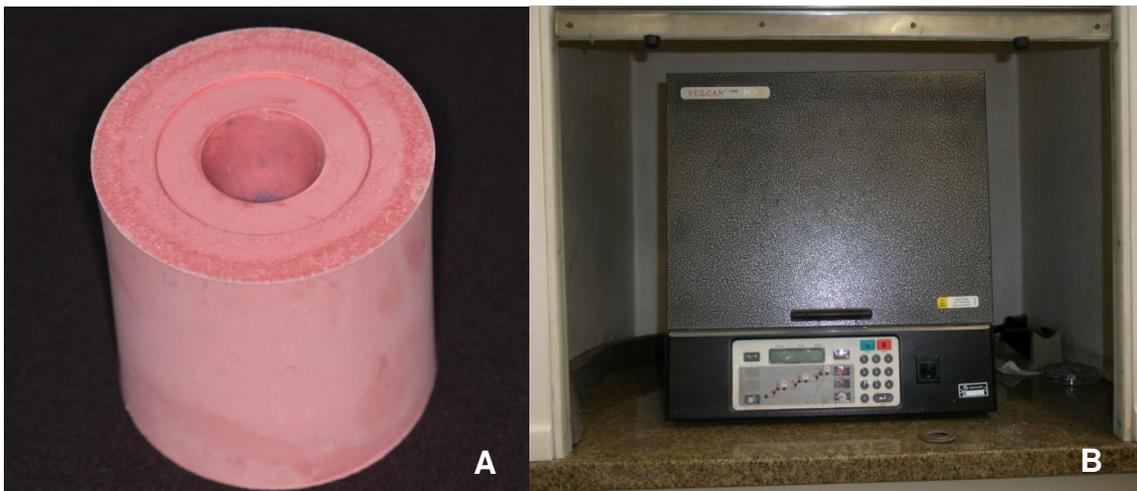


Figura 12A e B. (A) Bloco de revestimento após desinclusão; (B) Forno elétrico de pré-fundição.

Posteriormente, o bloco de revestimento foi retirado e deixado em temperatura ambiente, sobre bancada, por 45min, para que atingisse a temperatura de 150°C e levado, em seguida, para a máquina de fundição (Discovery Plasma All Metal (EDG Equipamentos-SP) (Figura 13).



Figura 13. Máquina de fundição.

No processo de fundição foram utilizados pastilhas de titânio comercialmente puro de 22g (Tritan- Dentaureum – Pforzheim- Alemanha), com grau de pureza segundo DIN 17850, mínimo de 99,5% de titânio (Figura 14).



Figura 14. Pastilhas de titânio comercialmente puro usadas para a fundição.

Para o início do processo de fundição foi colocado o bloco de revestimento na câmara inferior da máquina de fundição e na câmara superior foi posicionada uma pastilha de titânio em cadinho, próximo ao eletrodo de fundição (Figura 15).

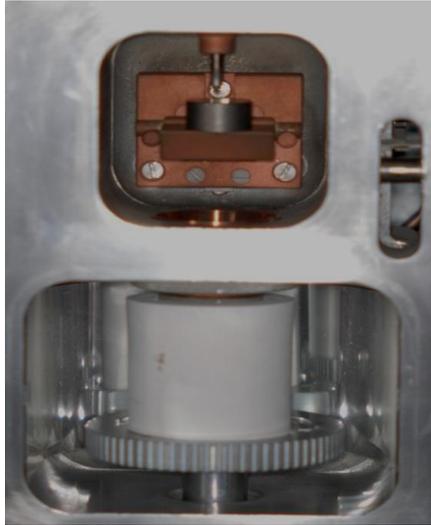


Figura 15. Interior da máquina de fundição com o bloco de revestimento e pastilha de titânio em posição.

A máquina de fundição foi previamente programada para fundir as pastilhas de titânio. O gás argônio foi injetado automaticamente na câmara superior, criando uma atmosfera saturada prevenindo a oxidação da liga durante o processo de fundição. Posteriormente, com uma descarga elétrica o eletrodo de tungstênio fundiu a pastilha de titânio e esta foi injetada na câmara inferior devido à formação de vácuo na mesma e a pressão do gás argônio na câmara superior.

Após período de fundição os cilindros foram removidos e imediatamente imersos em recipiente com água. Com auxílio de um desincludor pneumático (Silfradent – F.LLI Manfred – Italy) foram desincludidas as amostras. Os condutos de alimentação foram seccionados com disco de óxido de alumínio e removidos os excessos de revestimentos, através de jateamento com óxido de alumínio de granulação $100\mu\text{m}$ e pressão de $4,5\text{kg}/\text{cm}^2$. Todas as infraestruturas fundidas foram assentadas sobre a matriz metálica, para observação da existência de

interferências que pudessem comprometer o rosqueamento do parafuso, decorrentes do processo de fundição (Figura 16A e B).

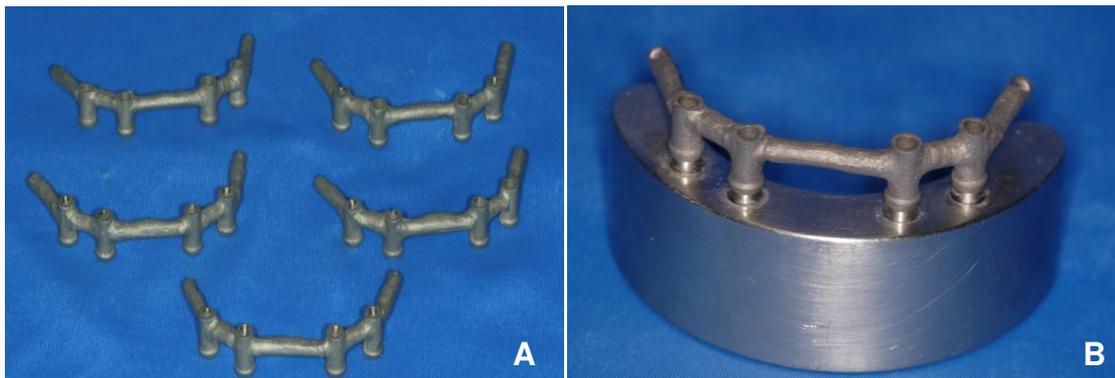


Figura 16A e B. (A) Infraestruturas fundidas; (B) Análise da passividade.

4.2.4 Confeção das infraestruturas soldadas a Laser (Grupo II)

Para a confecção das infraestruturas protéticas soldadas a laser, pertencentes ao Grupo II (n=5) foram utilizados pilares protéticos tipo UCLA de titânio de diâmetro regular (Signo Vinces Equipamentos Odontológicos – PR - Brasil) e barras cilíndricas pré-fabricadas em titânio ASTM (American Society for Testing and Materials) de Ti-6Al-4V com 3,0mm de diâmetro (Realum, Indústria e Comércio de Metais Puros e Ligas LTDA; São Paulo, Brasil). Para a realização do processo de soldagem foi utilizado o modelo mestre com os pilares protéticos parafusados aos análogos (Figura 17).

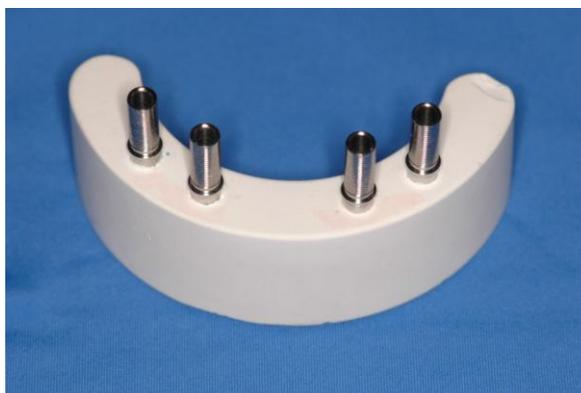


Figura 17. Modelo mestre com pilares protéticos do tipo UCLA, de titânio, posicionados sobre os análogos.

Anteriormente ao procedimento de soldagem, com o auxílio de um paquímetro digital (Digimatic 700-113 – Mitutoyo Corporation – Japão), as barras de titânio foram delimitadas, e em seguida, seccionadas com disco de carborundum (Dentorium – NYU – EUA) acoplado a motor elétrico de bancada (Kedel – Porto Alegre –RS- Brasil). As medidas das barras são as mesmas padronizadas nas infraestruturas fundidas, já citadas anteriormente.

Foi usado guia de silicone para padronização das infraestruturas soldadas quanto à altura e direção das barras, durante o processo de soldagem (Figura 18).



Figura 18. Guia de silicone para padronização das infraestruturas soldadas.

Para a união e estabilidade da interface entre os pilares protéticos e as barras foram realizados pontos de solda em soldadora a laser (Desktop Laser – Dentaurum JP Winkelstroter KG, Pforzheim, Alemanha). A máquina foi programada a 365V, pulso de 9 ms com foco e frequência regulados em zero. A solda foi realizada na presença de atmosfera de gás argônio, em forma de fluxo contínuo nos pontos de solda, tendo um efeito significativo na redução da friabilidade do titânio, elevando dessa forma os valores de resistência à fratura e deformação (Watanabe *et al.*,2006) (Figura 19A e B). Vale ressaltar que todas as soldas de cada infraestrutura foram realizadas por um único operador capacitado no uso desta máquina, para padronizar todo o processo de soldagem.



Figura 19A e B. (A) Máquina de solda a Laser; (B) Corpo de prova no interior da máquina de solda.

Com o intuito de reduzir distorções e obtenção da estabilidade inicial das infraestruturas, os pontos de soldas de união foram realizados, inicialmente, nas faces diametralmente opostas dos componentes, obtendo uma fixação prévia das amostras (Figura 20A e B).

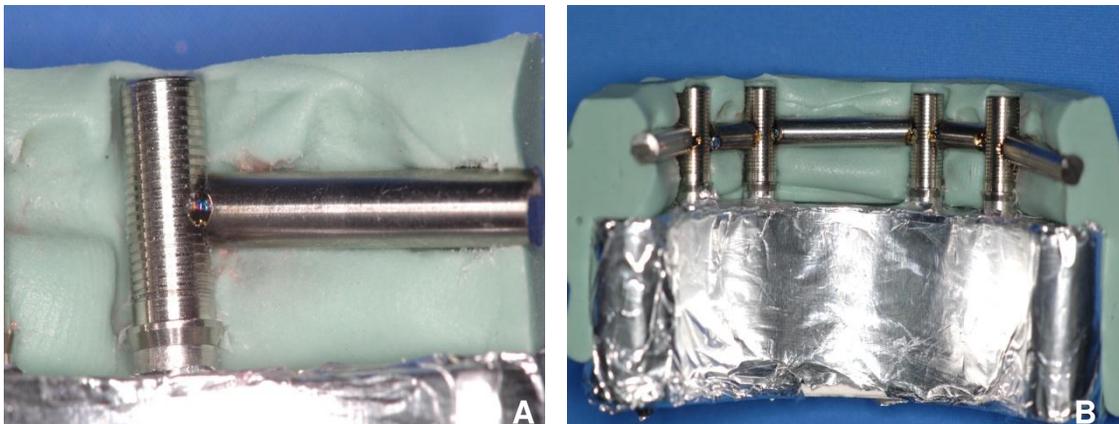


Figura 20A e B. Pontos de solda para estabilização das infraestruturas.

Após a soldagem inicial, de forma alternada e pontos isolados, foram realizadas ao longo de toda a extensão de contato, novas soldagens com irradiação de múltiplos pulsos e sobreposição dos pontos de solda em cerca de 70 a 80%, completando o fechamento e solidificação de toda a região proposta a ser soldada (Figura 21A e B; Figura 22).

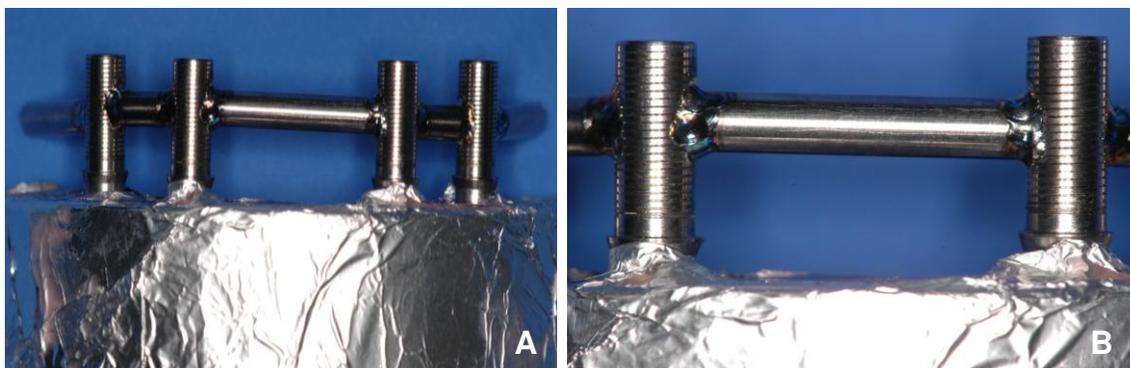


Figura 21A e B. (A) Infraestrutura soldada em toda a extensão; (B) Vista aproximada dos pontos de solda.

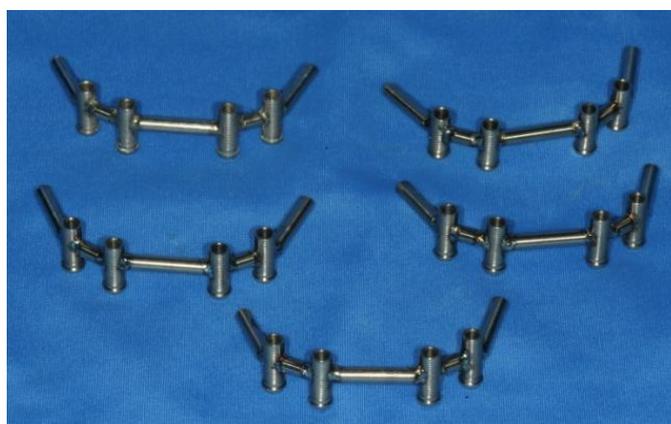


Figura 22. Infraestruturas pós-soldagem.

4.2.5 Confeção das infraestruturas soldadas com solda TIG (Grupo III)

Para a confecção das infraestruturas soldadas com solda TIG (Tungstênio Gás Inerte), pertencentes ao Grupo III (n=5), alguns passos semelhantes aos de solda a laser foram seguidos. Utilizando o mesmo modelo mestre foram instalados sobre os quatro análogos, pilares protéticos do tipo UCLA de titânio (Signo Vices Equipamentos Odontológicos – PR - Brasil). Através do guia de silicone foi unido aos pilares protéticos, barras pré-fabricadas de Ti-6Al-4V com 3mm de diâmetro e comprimentos semelhantes aos demais grupos, usando a máquina de Solda TIG (Solda Plasma Micropulsada Micromelt - EDG, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 23), regulada para trabalhar com pulso (tempo de solda) de 8ms e profundidade (amperagem) de 3A, de acordo com fabricante.



Figura 23. Máquina de Solda TIG- Micromelt.

Foram inicialmente realizados quatro pontos de solda nas interfaces de união, diametralmente opostos, como na solda a laser. Em seguida, mais pontos foram realizados para cobrir toda a circunferência da barra. Foi levado em consideração que o diâmetro da poça de fusão resultante na TIG (o qual varia em função da potência e tempo empregado) é maior que da solda a laser, permitindo a não sobreposição dos pontos (Figura 24A e B).

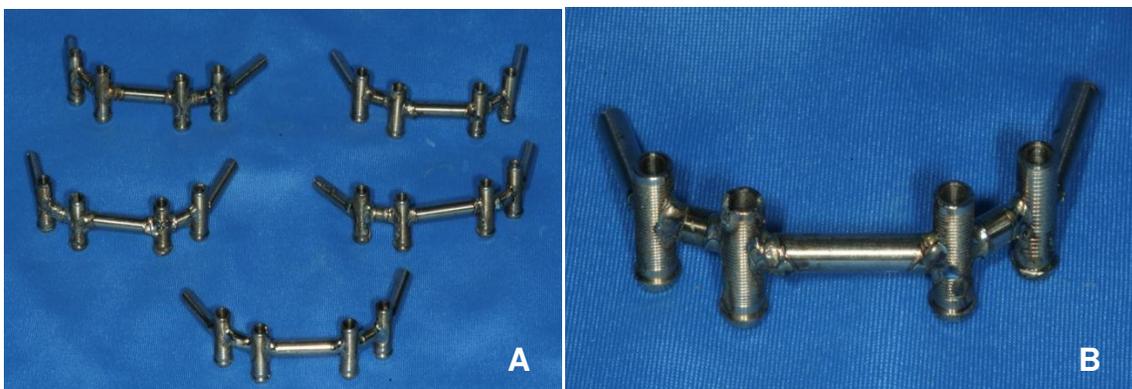


Figura 24A e B. (A) Infraestruturas soldadas com TIG; (B) Vista aproximada da infraestrutura.

O aparelho foi montado com eletrodos de tungstênio com diâmetro de 2mm (EDG, São Carlos, SP, Brasil) devidamente afiados em formato de ponta de lápis, para a concentração da chama e centralizado no interior de um bocal

cerâmico, por onde se dava a vazão de gás argônio (99,995% de pureza). Uma garra de aterramento foi colocada em contato com a peça durante todo o processo de soldagem. O eletrodo foi posicionado perpendicularmente à peça a ser soldada de maneira que a encostasse sem pressioná-la.

Após a soldagem das infraestruturas foi testada, assim como na solda a laser, sobre a matriz metálica, a presença de interferências no interior dos UCLAs.

4.3 CONFECÇÃO DO MODELO FOTOELÁSTICO

Para a confecção do modelo fotoelástico foi usada a matriz metálica e transferentes unidos por resina acrílica foram posicionados em um recipiente plástico com a função de suporte e confinamento do material de moldagem, Borracha Silicone ASB-10 azul (Polipox® Indústria e Comércio Ltda –SP – Brasil) (Figura 25A e B).



Figura 25A e B. (A) Matriz metálica em recipiente para moldagem; (B) Material de moldagem.

O material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, na proporção de 5% do catalisador para 100g de silicone, necessários para cobrir toda a matriz. O material foi manipulado em Becker de vidro, deixando a mistura homogênea e sem estrias por um período de tempo de 1min (Figura 26A e B).

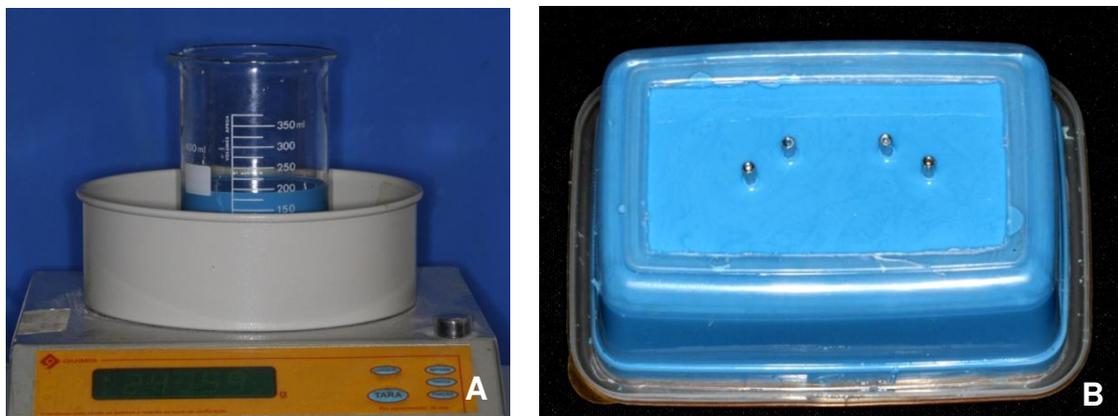


Figura 26A e B. (A) Pesagem do material de moldagem; (B) Silicone confinado no recipiente plástico com parafusos de fixação expostos.

Após o tempo de presa de 2 horas do silicone, os parafusos de fixação foram liberados para possibilitar a remoção da matriz metálica. Com a obtenção do molde foi posicionado de forma cuidadosa, implantes do tipo hexágono externo (Signo Vines Equipamentos Odontológicos – PR - Brasil), nos transferentes, e presos com os parafusos de fixação (Figura 27A e B).

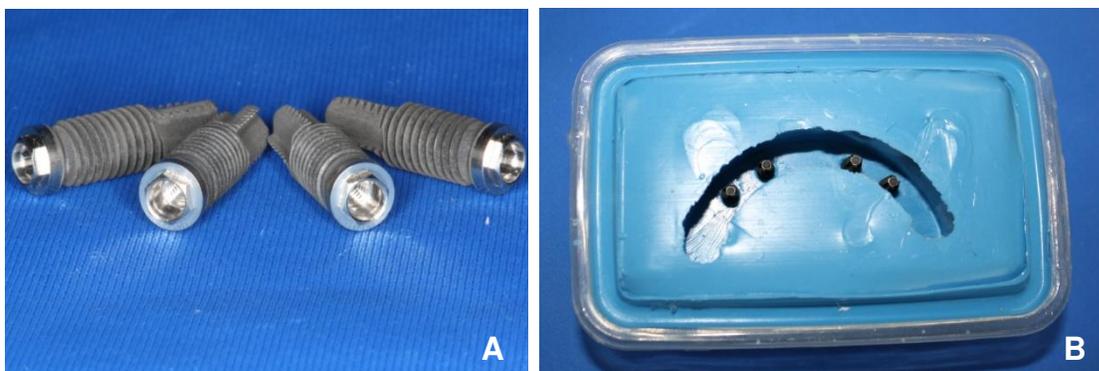


Figura 27A e B.(A) Implantes; (B) Implantes fixados aos transferentes no interior do molde.

4.3.1 Preparo da Resina Fotoelástica

Para a confecção do modelo fotoelástico foi utilizada resina fotoelástica flexível composta por sistema bi-componente, à base de resina epóxi e endurecedor (Resina Flexível GIII CMR-201 e endurecedor CME-252/ Polipox® Indústria e Comércio Ltda), após a cura apresenta alta flexibilidade, transparência e excelente acabamento superficial (Figura 28).



Figura 28. Resina fotoelástica flexível (base e endurecedor).

Foram utilizadas seguindo as recomendações do fabricante 100g da resina para 37g do endurecedor. Segundo as recomendações do fabricante, a manipulação foi realizada em um Becker de vidro após adição do catalisador à resina e com auxílio de um bastão de vidro, por aproximadamente dez minutos, com o intuito de evitar a inclusão de ar e formação de estrias na mistura. O recipiente contendo a resina foi colocado em uma câmara à vácuo a 70kgf/cm^2 por 5min, para a remoção das bolhas (Figura 29).



Figura 29. Câmara à vácuo.

Em seguida, o molde foi preenchido lentamente com a resina fotoelástica, usando uma seringa descartável com o propósito de remover resina das camadas mais profunda do Becker, onde a concentração de bolhas é menor que na superfície, e redução de incorporação de bolhas no molde (Figura 30A e B).

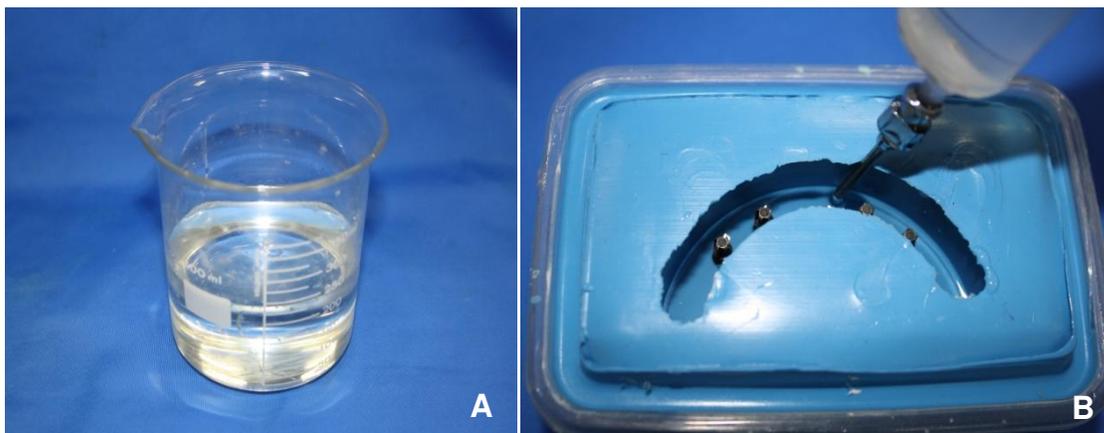


Figura 30A e B. (A) Resina fotoelástica; (B) Inclusão no molde.

Após a inclusão da resina, o molde foi armazenado em um recipiente fechado para proteger o material de impurezas, durante o período de polimerização de 72 horas, recomendado pelo fabricante. Após o tempo de cura, os parafusos de fixação foram removidos dos transferentes e o modelo fotoelástico foi retirado do molde obtendo um modelo translúcido apropriado para a análise fotoelástica (Figura 31).

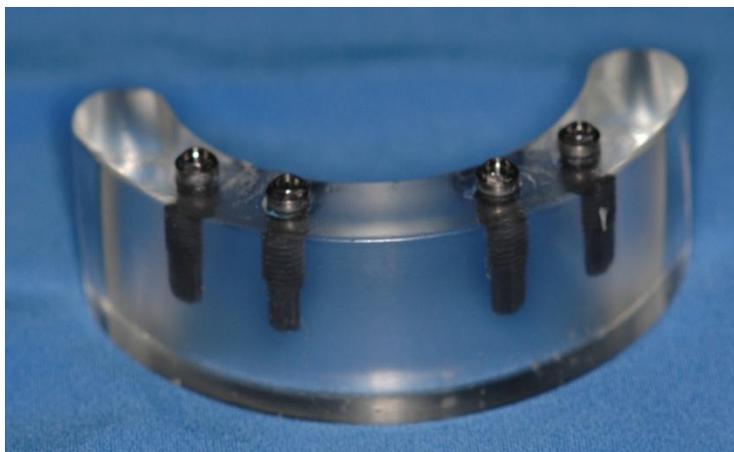


Figura 31. Modelo de resina fotoelástica.

4.4 ANÁLISE FOTOELÁSTICA

4.4.1 Calibração da resina

O modelo fotoelástico foi previamente avaliado quanto à presença de gradientes de tensões, denominado “efeito de borda” através de um polariscópio circular desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide, da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (LPM/FEMEC/UFU). Este polariscópio era dotado de uma parte ótica e mecânica. Na parte ótica este aparelho possui uma fonte de luz branca, um filtro polarizador, um difusor e um filtro analisador. Na parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento, que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros (Figura 32).

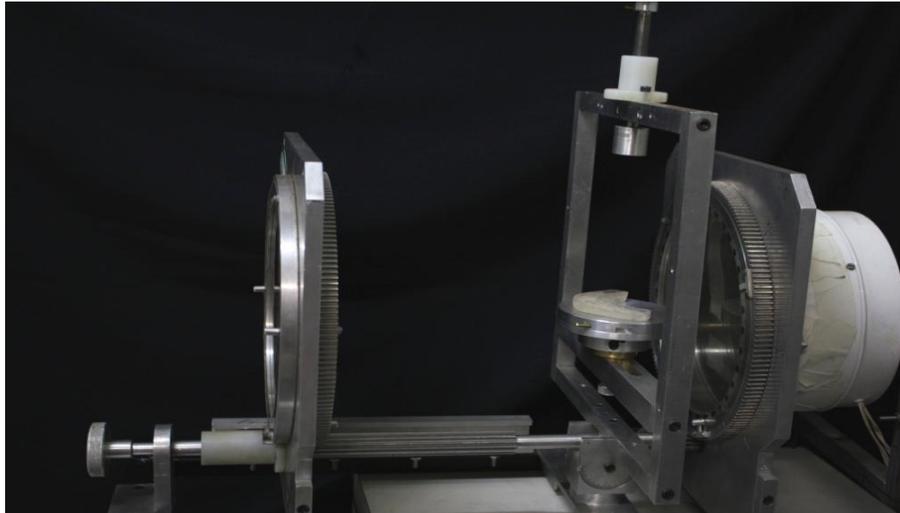


Figura 32. Polariscópio circular desenvolvido no LPM/FEMEC/UFU.

A análise fotoelástica utilizada foi a técnica quasitridimensional, realizada com auxílio do polariscópio circular, citado acima, acoplado a uma câmera digital Cybershot[®] DSC-717 (Sony), permitindo registrar as imagens em fotografias digitais.

As leituras dos parâmetros fotoelásticos foram feitas em três diferentes planos do modelo fotoelástico (central, direito e esquerdo). O modelo fotoelástico

foi colado à base de fixação do polariscópio com adesivo de presa rápida à base de cianocrilato (Super Bonder® – Loctite, Brasil), de tal forma que foi possível rotacional o modelo para a análise de cada plano, sem que a posição do mesmo na base de fixação fosse alterada (Figura 33A e B).

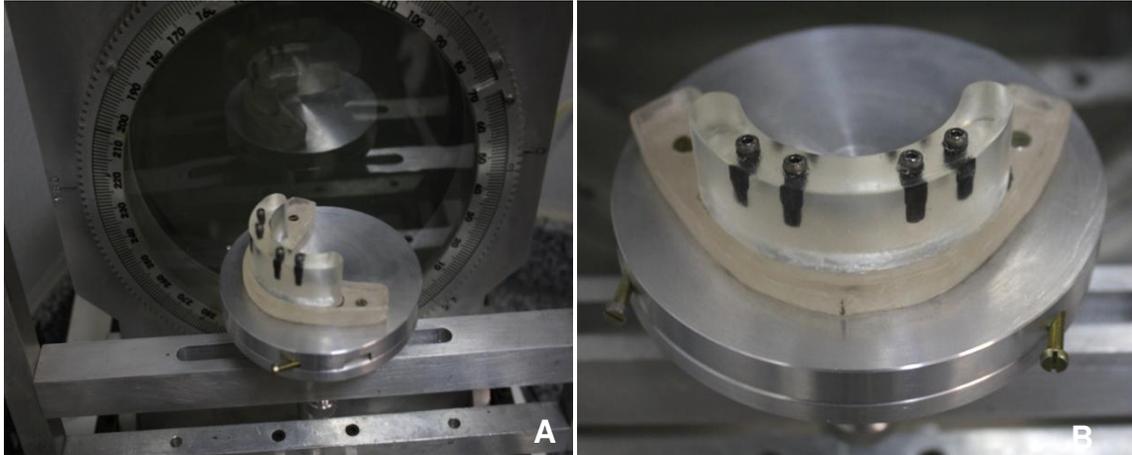


Figura 33A e B. (A) Modelo fixado à base de fixação; (B) Vista aproximada.

Para se caracterizar a resina fotoelástica e determinar valores numéricos às franjas, deve-se calcular a tensão cisalhante máxima, τ (N/mm^2), equação (1), onde K é a constante ótica e b a espessura do modelo fotoelástico (10mm). Para isso, é necessário obter o valor das ordens da franja (Nf), espessura do modelo, b (10mm) e determinar a constante ótica do material fotoelástico utilizado (K).

$$\tau = \frac{KNf}{2b} \quad (1)$$

O valor da constante ótica (K) foi determinado utilizando um processo de calibração em um modelo de disco, com 30mm de diâmetro, confeccionado a partir da mesma resina usada no modelo fotoelástico, sob compressão. Neste modelo a força de compressão se relaciona com a ordem de franja, por meio da seguinte equação:

$$K = \frac{8a}{\pi D} \quad (2)$$

Utilizando a equação anterior é possível determinar uma curva de calibração, por meio da determinação do coeficiente angular da reta (a) e o diâmetro do disco (D), obtendo a constante fotoelástica. Foi utilizado neste trabalho a constante **K=0,38 N/mm**.

4.4.2 Leitura das ordens de franja

As tensões representadas pelas franjas foram analisadas e comparadas sendo possível identificar a magnitude e a concentração das tensões ao redor dos implantes.

Para a padronização da leitura das ordens de franjas foram escolhidos 39 pontos distribuídos, ao longo do corpo dos quatro implantes. Estes pontos eram mapeados em imagens do modelo, para cada plano, obtidas pela máquina digital acoplada ao polariscópio, através de um programa, *Fringes*®, em plataforma MATLAB do LPM/ FEMEC/UFU (Figura 34A,B e C).

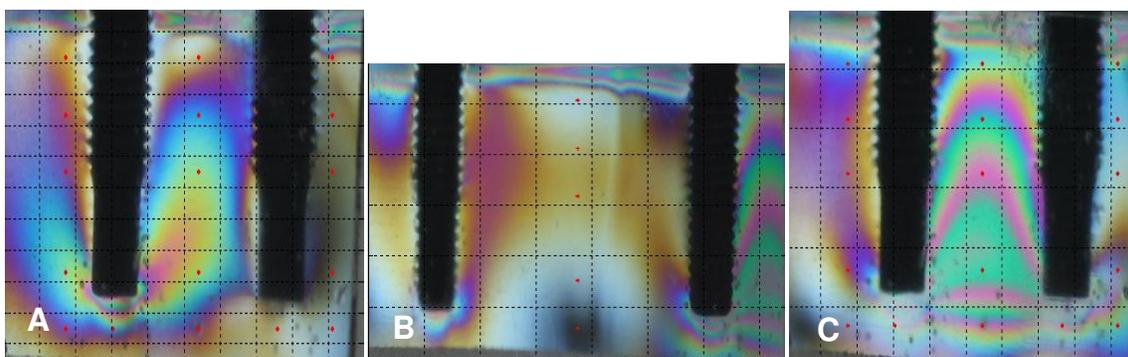


Figura 34A, B e C. Exemplo da padronização dos 17 pontos, no programa *fringes*, nos planos direito, centro e esquerdo; (A) Direito; (B) Centro; (C) Esquerdo.

Para iniciar as análises fotoelásticas das peças, foi dado um torque de 20Ncm nos parafusos dos pilares protéticos, da direita para a esquerda de forma alternada (primeiro, terceiro, segundo e quarto). Todas as infraestruturas foram analisadas, usando um gabarito com medidas de largura e comprimento de 13 X 23mm, respectivamente, para análise dos planos direito e esquerdo do modelo fotoelástico, e outro para o plano central de 13 X 33mm. Esta técnica tornou possível a padronização da posição dos pontos ao longo dos implantes (Figura 35).

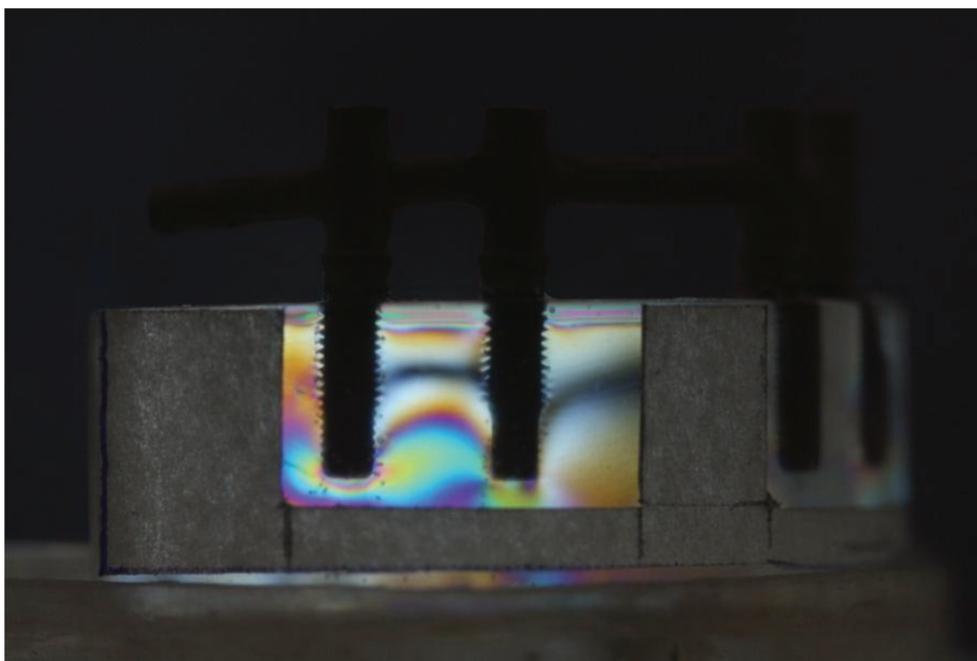


Figura 35. Gabarito para a padronização da posição dos pontos.

Para cada ponto de leitura foram determinadas as direções das tensões principais (Isoclinicas) e as ordens de franjas (Isocromáticas). As ordens de franjas fracionais foram determinadas pelo método de compensação de Tardy (em anexo). Utilizando a constante ótica do material, os valores medidos das ordens de franjas e a espessura do modelo, lançados na equação (1) foi possível determinar a tensão cisalhante nos pontos desejados.

Por meio das imagens obtidas pela máquina digital acoplada ao polariscópio e analisadas pelo programa foi realizada a determinação dos padrões das ordens de franja (N_f) isocromáticas, em cada ponto selecionado, usando a escala de cores da resina fotoelástica utilizada no estudo (figura 36).

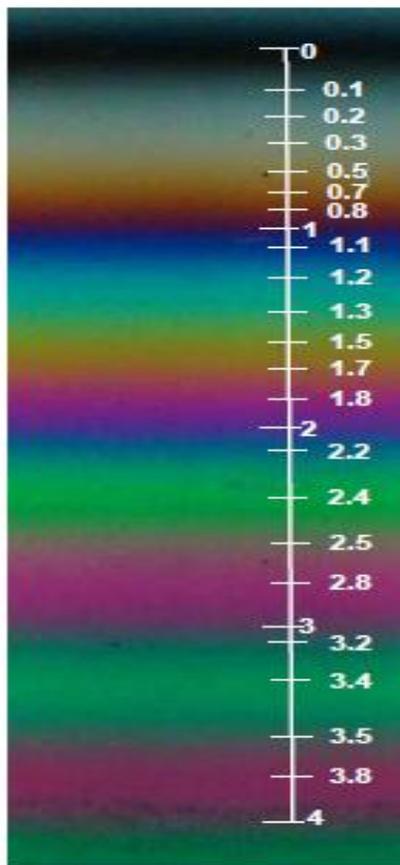


Figura 36. Visualização das cores das ordens de franjas inteiras (N_f) e suas transições (Bernardes 2004).

No caso da luz branca, o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franjas:

Franja de ordem $N_f = 0$ (Preta)

Franja de ordem $N_f = 1$ (Transição violeta/ azul)

Franja de ordem $N_f = 2$ (Transição vermelho/ verde)

Franja de ordem $N_f = 3$ (Transição vermelho/ verde)

Franja de ordem $N_f = 4$ (Transição vermelho/ verde)

A análise dos padrões de franja foi realizada através da escala de cores, uma vez que as franjas isocromáticas são definidas, no programa, dependendo dos níveis de tensão em um ponto determinado do modelo. Os valores da escala de cor foram ajustados visualmente pelo padrão de cor específico, por meio de uma função de minimização e uma tabela de calibração do programa. O padrão de cor específico era convergido para o valor final das ordens de franja (N_f) e tensão cisalhante (τ), em uma grade de dados. Quando o programa não conseguia convergência dos valores pela baixa qualidade da imagem, ajustes manuais, a partir da escala, tiveram que ser realizados.

4.5 TESTE DE RESISTÊNCIA MECÂNICA À FLEXÃO

As infraestruturas fundidas e soldadas a laser e TIG foram submetidas a ensaios de resistência mecânica flexural, com a intenção de avaliar a resistência à fratura, em região de *cantilevers*, das infraestruturas confeccionadas. As infraestruturas foram parafusadas na matriz metálica com torque de 20Ncm.

Foi utilizada uma máquina universal de ensaios Instron 4411 (Instron Corp. Canton, Mass), com velocidade de 2mm/min, célula de carga de 500kgf e extensão máxima de 5,00mm, sendo este um valor máximo para a infraestrutura ceder ou tocar na matriz metálica (Figura 37A e B). A matriz foi adaptada, em uma espécie de mordente, para evitar que durante o carregamento fosse deslocada.

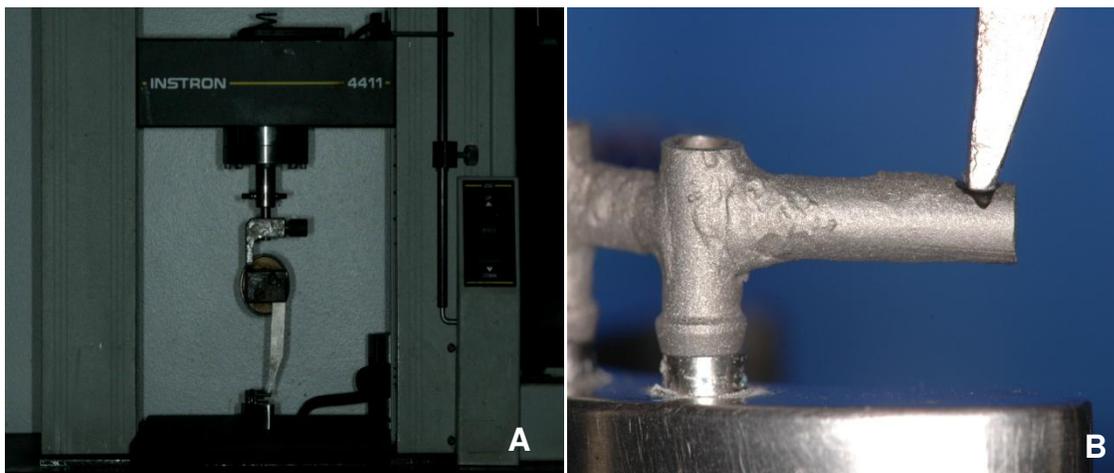


Figura 37A e B. (A) Máquina universal de ensaios Instron 4411; (B) Vista aproximada.

Foram confeccionados entalhes, com disco de carborundum a 1mm da extremidade dos cantilevers das barras, com o intuito de evitar que o cinzel da máquina de ensaio saísse de posição. O carregamento foi considerado finalizado com a fratura ou deformação plástica dos *cantilevers* do lado direito e esquerdo, de cada infraestruturas fundidas e soldadas (n=10).

4.6 ANÁLISE POR MICROSCOPIA

Após o ensaio mecânico de resistência flexural, as infraestruturas foram submetidas à análise por microscopia com aumento de 120 vezes (UHL VMM-100-BT; Reino Unido), equipado com câmera digital (KC-512NT; Kodo BR Eletrônica Ltda, São Paulo, SP), no Laboratório de Prótese Total-FOP/Unicamp.

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores originais obtidos na análise fotoelástica das tensões cisalhantes (τ) e no teste de resistência mecânica à flexão das infraestruturas foram tabulados e submetidos à análise estatística (SAS versão 9.1- The SAS Institute, Cary, NC,EUA). Para a comparação da tensão cisalhante os resultados foram submetidos à análise de variância para dados com dois fatores de estudo, seguida do teste de Tukey para comparação entre as médias ($p \leq 0,05$). Para análise comparativa de resistência à flexão entre os grupos, os resultados obtidos foram submetidos à análise de variância para dados com um fator de estudo, seguida também do teste de Tukey para comparação das médias ($p \leq 0,05$) (Tabela 2 e figura 42).

5. RESULTADOS

5.1 ANÁLISE FOTOELÁSTICA

Os resultados da análise fotoelástica foram dispostos da seguinte forma: **Análise Fotoelástica 1 (Qualitativa)** – onde foram observadas a direção e a concentração das tensões e, **Análise Fotoelástica 2 (Quantitativa)** – com a obtenção dos valores das ordens de franjas (N_f) e cálculo das tensões cisalhantes (τ). As tensões foram avaliadas após apertos dos parafusos das infraestruturas com torque de 20Ncm. Para a análise quantitativa valores de média e desvio padrão foram obtidos a partir dos valores originais de tensão cisalhante (τ), demonstrados na tabela 1 e gráfico da figura 41.

5.1.1 Análise Fotoelástica 1 (Qualitativa)

Nos resultados qualitativos observam-se tensões de intensidades diferentes ao redor do colo, corpo e ápice dos implantes, com áreas mais concentradas na região do corpo e ápice. A quantidade de franjas (N_f) resultantes da instalação das infraestruturas em monobloco, laser e TIG, nas três regiões analisadas (centro, direito e esquerdo) foram observadas nas Figuras 38 a 40A,B e C.

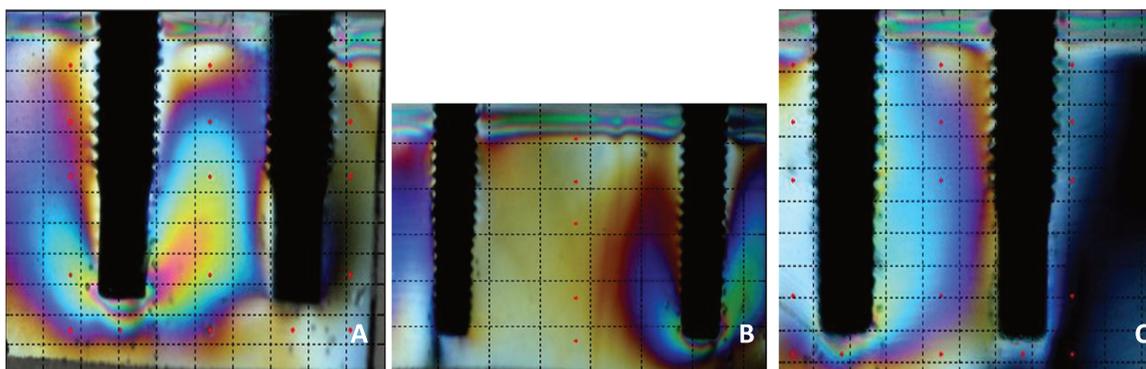


Figura 38A, B e C. Monobloco (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no lado direito; (B) Centro; (C) Lado esquerdo.

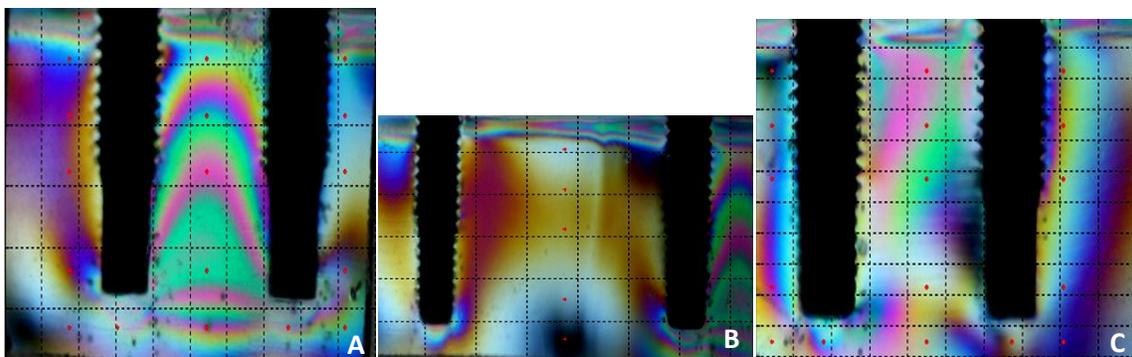


Figura 39A, B e C. TIG (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no lado direito; (B) Centro; (C) Lado esquerdo.

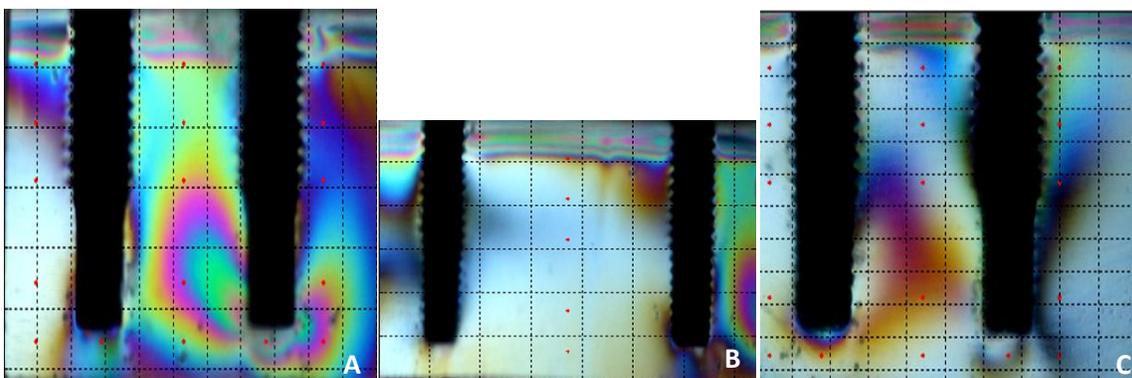


Figura 40A, B e C. Laser (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no lado direito; (B) Centro; (C) Lado esquerdo.

Nas figuras 38 a 40 foi possível observar que a distribuição das tensões em cada região, após torque nos parafusos, era maior nas imagens do lado direito, com predominância de ordens de franjas mais elevadas, variando entre $N_f=2$ a $N_f=4$. No centro foi observado poucas ou nenhuma franja ($N_f=0$ e $N_f=1$) passando pelos pontos estabelecidos, e no lado esquerdo houve predomínio de ordem de franjas mais baixas, variando em média entre as ordens $N_f=1$ e $N_f=2$.

Porém, ao avaliar as técnicas usadas para a confecção das infraestruturas, maior concentração de ordens de franjas variando entre $N_f=2$ a $N_f=4$ foi observada no grupo III, solda TIG. As imagens correspondentes às infraestruturas fundidas apresentaram menores concentrações de tensão quando comparada ao grupo da solda TIG, com predomínio de ordens de franjas igual à $N_f=2$. No grupo da solda Laser, apesar de apresentar algumas tensões com ordem de franja $N_f=2$ do lado

direito, a média das tensões cisalhantes (τ), ao longo de todo o modelo, foi qualitativamente representado pela ordem de franja $N_f=0$.

5.1.2 Análise Fotoelástica 2 (Quantitativa)

A tabela 1 e figura 41 apresentam os valores das médias e desvio padrão entre os pontos, relativos às tensões cisalhantes para cada região avaliada. Foram mapeados cinco pontos centrais (C), dezessete pontos no lado direito (D) e dezessete pontos no lado esquerdo (E). Esta tabela apresenta também a comparação entre as médias e desvio padrão das três técnicas utilizadas para a confecção das infraestruturas (monobloco, TIG e Laser) a partir das médias dos 39 pontos mapeados ao longo de todo o modelo fotoelástico.

Tabela 1. Média (desvio padrão) das tensões cisalhantes (τ), em quilograma-força (kgf), em função da região avaliada e da técnica de obtenção da infraestrutura.

Região	Técnica			Tukey
	Monobloco	TIG	Laser	
C	8,74 (3,88)	18,28 (7,54)	8,65 (2,33)	B
D	14,12 (4,50)	16,80 (5,90)	19,79 (6,24)	A
E	11,76 (2,82)	17,02 (3,89)	16,26 (4,12)	AB
Tukey	b	a	ab	

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

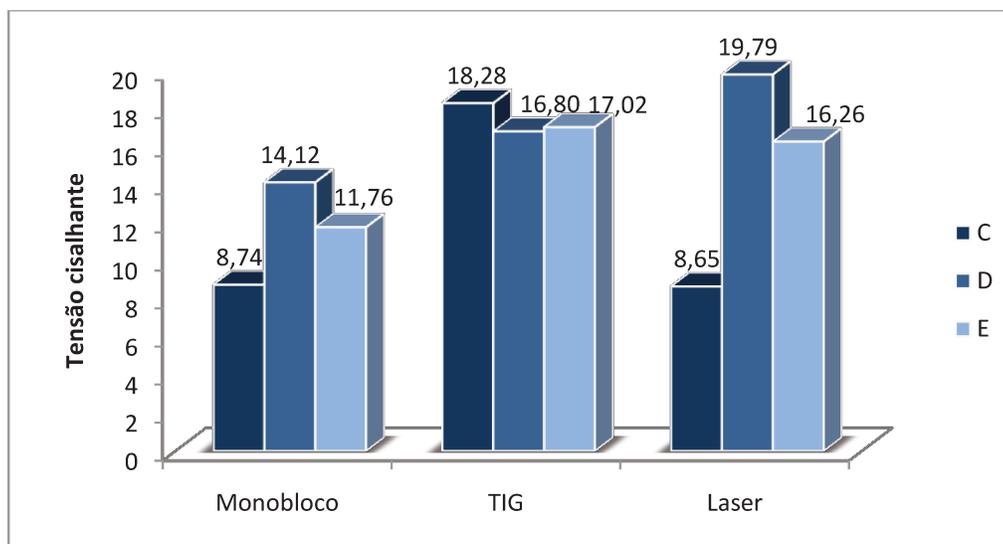


Figura 41. Média das tensões cisalhante (Kgf) em função da técnica de obtenção da infraestrutura e da região avaliada.

De acordo com a magnitude das tensões foi possível observar diferenças estatísticas entre as regiões. O lado direito apresentou maior tensão cisalhante (τ), quando comparado a região central, situação observada também na análise qualitativa. O lado esquerdo apresentou valores intermediários não diferindo estatisticamente das outras duas regiões (Tabela 1 e figura 41).

A análise das tensões cisalhantes (τ) referentes às técnicas apresentou diferença estatística entre a técnica de fundição (monobloco) e a solda TIG, sendo esta última a de maior valor tensional. Na técnica de soldagem a Laser não foi observado diferença estatística entre os grupos, apresentando assim, valores intermediários (Tabela 1 e figura 41).

5.2 ANÁLISE DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO

A partir de um padrão de extensão máxima de 5mm, velocidade 2mm/min e célula de carga de 500kgf, foram obtidas as médias e desvio padrão referentes à resistência à flexão de cada infraestrutura, em região de *cantilevers*, no lado direito e esquerdo.

Tabela 2. Média (desvio padrão) de resistência à flexão, em Newton (N/mm^2), em função da técnica de obtenção da infraestrutura.

Técnica		
Monobloco	TIG	Laser
291,91(38,87) A	123,65(53,43)C	224,20 (35,86) B

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

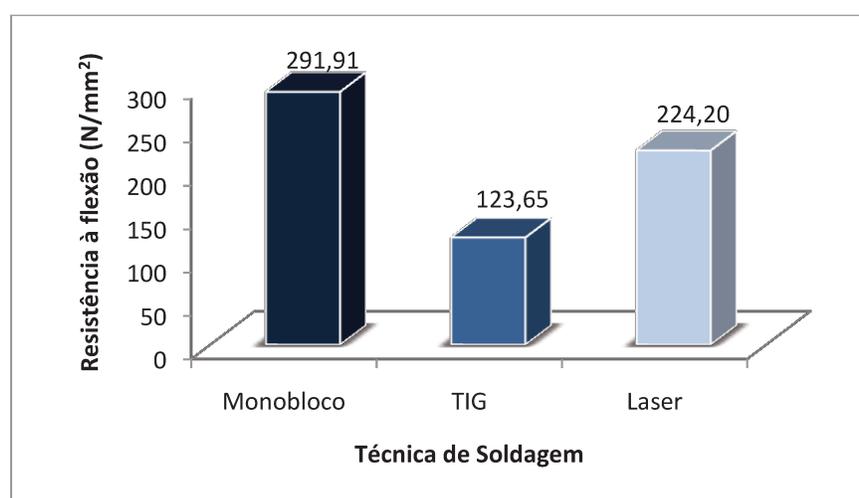


Figura 42. Média das resistências flexurais em função da técnica de soldagem.

A análise dos resultados obtidos apresentou diferença estatística entre as três técnicas. O grupo de infraestruturas fundidas (monobloco) foi o de maior ductilidade, não fraturando até a extensão máxima estabelecida, sofrendo apenas um alongamento do metal, como exemplificado na figura 43. As infraestruturas soldadas a Laser apresentaram valor intermediário de média, não fraturando completamente os braços suspensos (Figura 44). Já para o grupo de solda TIG menor valor de resistência à flexão foi obtido, fraturando totalmente os cantilevers (Figura 45).

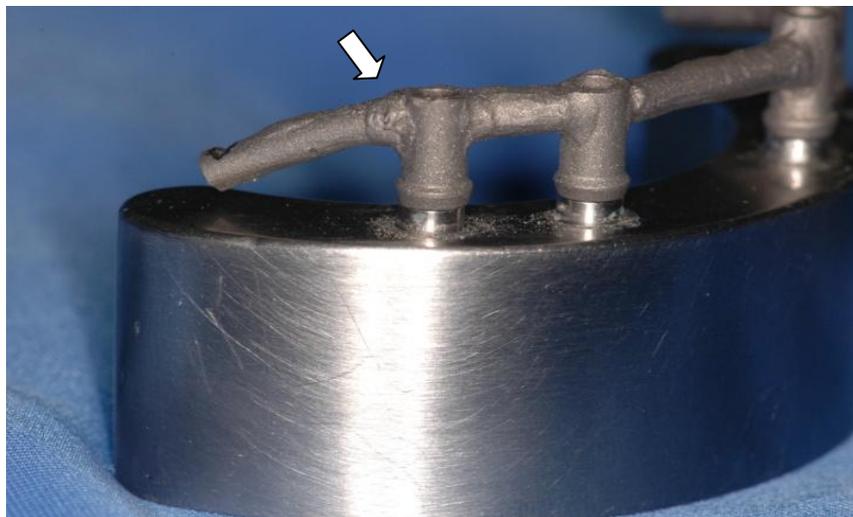


Figura 43. Imagem representativa da maior ductilidade das peças fundidas.

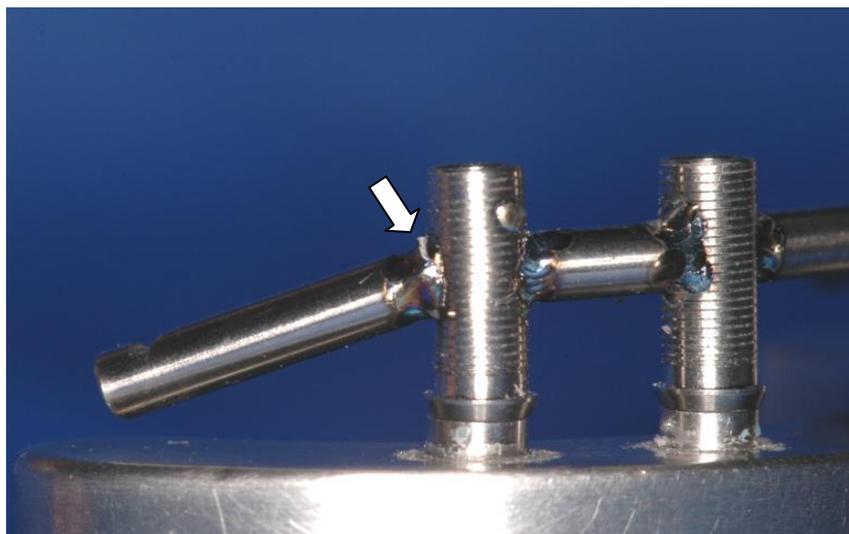


Figura 44. Fratura parcial da região soldada a laser antes de atingir a extensão máxima.



Figura 45. Fratura total da região soldada com solda TIG.

5.3 ANÁLISE MICROSCÓPICA DAS ÁREAS SOLDADAS

Imagens referentes à profundidade de penetração das soldas foram obtidas por meio da análise microscópica das peças soldadas após fratura dos *cantilevers* de união das soldas a Laser e TIG, com aumento de 120X (UHL VMM-100-BT; Reino Unido) (figura 46 e 47 A e B).

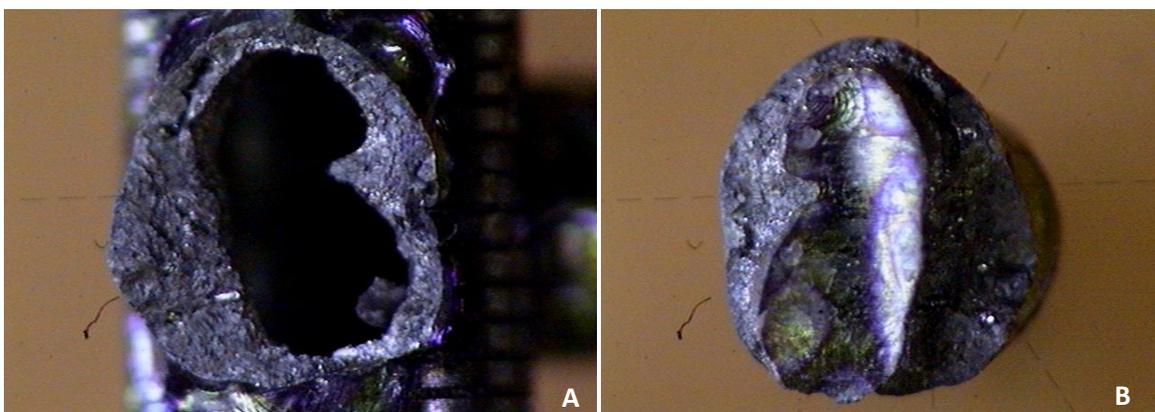


Figura 46A e B. Imagem microscópica da região fraturada de uma infraestrutura soldada a laser. (A) UCLA e (B) braço suspenso.

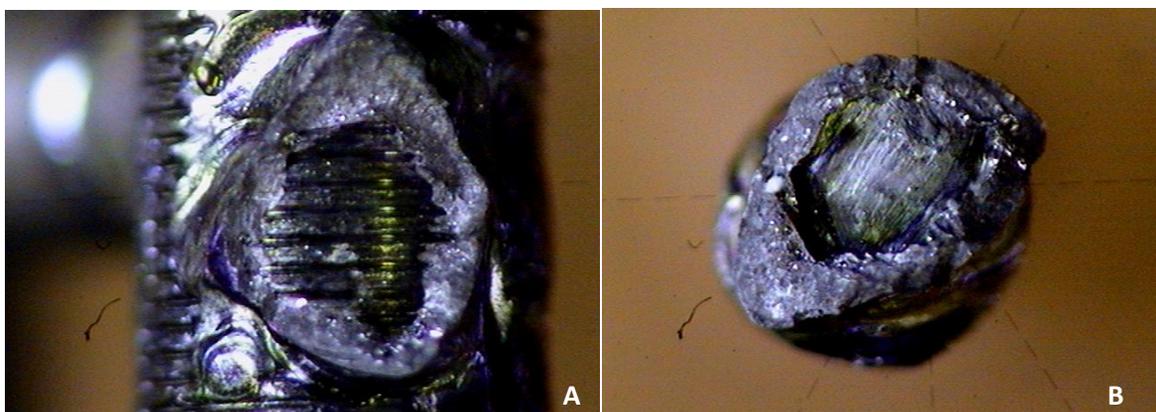


Figura 47A e B. Imagens microscópicas da região fraturada de uma infraestrutura soldada com solda TIG. (A) UCLA e (B) braço suspenso.

A partir das imagens foi possível observar maior profundidade de penetração da solda a Laser na união dos metais, com quantidade de metal fundido superior ao observado na imagem correspondente às infraestruturas soldadas com solda TIG.

Nota-se que na soldagem a Laser houve fratura de parte do componente UCLA, evidenciando melhor eficiência de solda quando comparado a TIG, a qual apresentou falhas na união soldada.

6 DISCUSSÃO

Já é consolidado na literatura que a falta de assentamento passivo de infraestruturas protéticas implantossuportada pode comprometer a longevidade das reabilitações, uma vez que cargas deletérias são transmitidas diretamente ao osso adjacente (Skalak, 1983; Vigolo *et al.*, 2003; Longoni *et al.*, 2004). Duyck *et al.* (2001) concluíram que este tipo de carga pode causar defeitos em forma de crateras laterais aos implantes. Força vertical de assentamento pode ter um efeito importante em infraestruturas sobre implantes, pois o aperto dos parafusos reduz o desajuste vertical, porém, está associado a maior estresse, levando a um erro de interpretação da real situação marginal (Vasconcelos *et al.*, 2005).

Para a avaliação do comportamento das tensões sobre implantes foi utilizado no presente estudo a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana, assim como em diversos trabalhos que avaliaram as tensões envolvendo sistemas de prótese implantossuportadas (White *et al.*, 1994; Sadowsky & Caputo, 2004; Baboni, 2006; Markarian *et al.*, 2007; Celik & Uludag, 2007).

Segundo Glickman *et al.* (1970), a análise fotoelástica é usada para transformar forças mecânicas em padrões de luz visível que indicam a localização e intensidade dessas forças. Para a avaliação dos gradientes de tensão através da técnica da fotoelasticidade, muitos trabalhos se resumem a apresentar os valores de ordens de franjas, realizando apenas uma análise qualitativa a partir da concentração de franjas isocromáticas e comparação entre amostras (White *et al.*, 1994; Ochiai *et al.*, 2003; Sadowsky & Caputo, 2004; Baboni, 2006; Markarian *et al.*, 2007; Celik & Uludag, 2007). Poucos estudos quantificam as tensões cisalhantes (τ), porém ao determinar esses valores, pode-se afirmar que foi utilizada uma medida real no experimento, possibilitando a estimativa de um valor de tensão sobre os implantes (Bernardes, 2004; Simamoto-Junior, 2008; Cariello, 2009).

Neste estudo, além da análise qualitativa foi utilizada a equação da “lei ótica das tensões” para determinar a tensão cisalhante (τ) das franjas gerada após aperto dos parafusos. O cálculo das tensões foi realizado através do programa,

Fringes®, que apesar de estar em desenvolvimento é capaz de calcular de forma rápida e fácil, os valores correspondentes às ordens de franjas. Esses cálculos foram realizados a partir da escala de cor referente à resina utilizada, com comprimentos de ondas específicos para cada padrão de cor.

O modelo fotoelástico utilizado, neste estudo, foi gerado a partir de uma resina fotoelástica flexível (Bernardes *et al.*, 2005; Barbosa *et al.*, 2007), com baixo módulo de elasticidade quando comparada a outras resinas disponíveis no mercado, e que apresenta alta sensibilidade ao carregamento. Optou-se pelo uso desta resina devido à propriedade de não acumular tensão residual após cada análise. Apesar do seu módulo de elasticidade ser próximo ao encontrado nos tecidos ósseos, ainda apresenta limitações como a não diferenciação do osso cortical e medular. No entanto, a localização e o comportamento das tensões sofrem poucas modificações quando comparado a um modelo real (White *et al.*, 1994; Ochiai *et al.*, 2003; Çehreli *et al.*, 2004).

Seguindo a metodologia deste estudo, análise comparativa das tensões cisalhantes (τ) entre as regiões centrais e distais, após aperto de 20Ncm em todos os parafusos das infraestruturas, mostrou assentamento passivo com níveis de desajustes aceitáveis, abaixo de 150 μ m, como encontrados nos estudos de Jemt *et al.*, 1998; Watanabe *et al.*, 2000; Sahin & Çehreli, 2001. O aperto de todos os parafusos foi escolhido por simular a instalação final da peça, com os fenômenos físicos envolvidos e por considerar o teste do parafuso único falho na análise do assentamento passivo de estruturas múltiplas (Barbosa *et al.*, 2007). Essa afirmativa pode ser justificada, uma vez que a peça protética pode apresentar boa adaptação vertical. Porém, após a instalação, pode gerar grandes tensões por distorções complexas no sentido horizontal e angular na interface pilar/implante.

A análise qualitativa das tensões cisalhantes (τ) nas três regiões avaliadas, representada pela concentração das ordens de franjas (figura 38 a 40), foi confirmada pela análise quantitativa, com valores representados na tabela 1 e figura 41. Ao analisar os resultados das tensões cisalhantes de cada região foi observado que houve diferença estatística entre elas. Os maiores valores foram medidos na porção mais extrema do modelo, sendo o lado direito o de maior valor

de tensão cisalhante. Estes dados podem ser justificados devido ao formato curvo das infraestruturas extensas, induzindo maior tensão aos implantes distais (Waskewickz *et al.*, 1994). Levantando-se a hipótese de que, o lado direito por ter sido escolhido para início dos apertos dos parafusos foi o primeiro a induzir as maiores distorções, devido à maior flexibilidade da resina fotoelástica, induzindo deformações iniciais que não foram dissipadas com os demais apertos dos parafusos.

Os resultados qualitativos das tensões induzidas pelas técnicas de soldagem, observados neste estudo, podem ser justificados pela teoria mecânica do processo de fusão dos metais. Após os processos de soldagem, intenso e localizado, as regiões aquecidas tendem a se dilatar, porém, são contidas pelas partes adjacentes submetidas a temperaturas mais baixas, representadas neste estudo pelos UCLAS pré-fabricados. Este fenômeno pode induzir distorções e tensões residuais (mudanças permanentes de forma e dimensão) (Marques, Modenesi, Bracarense, 2007). Os dois efeitos podem afetar de modo importante o desempenho da estrutura soldada. O desenvolvimento de tensões residuais nessas infraestruturas pode gerar a formação de trincas e escórias, que atuam como concentradores de tensão, aumentando a ocorrência de fraturas e perda da estabilidade dimensional, o que dificulta o assentamento da peça (Marques, Modenesi, Bracarense, 2007).

A análise das tensões cisalhantes (τ) (tabela 1 e figura 41) em função da técnica de obtenção das infraestruturas, não mostrou diferenças estatísticas entre as tensões induzidas pelas soldas Laser e TIG. Diante desses resultados hipóteses quanto à calibração das máquinas de soldagem podem justificar a análise quantitativa das tensões.

A soldagem a Laser é considerada, por alguns autores, como um método que induz menor distorção (Waine, 1992; Roggensack *et al.*, 1993; Souza, 2000; Rocha *et al.*, 2006). Uma vez que, a fusão localizada e precisa, por meio do bombardeio de luz de alta intensidade e concentração, reduz o volume de material afetado pelo calor da soldagem (Tambasco *et al.*, 1996; Wang & Chang, 1998). O poder da solda a Laser pode ser controlado e determinado por dois parâmetros:

voltagem e duração do pulso. A voltagem controla a energia da solda e o seu aumento resulta em maior profundidade de penetração da solda no ponto de união. A duração do pulso determina o diâmetro do ponto de solda, dessa forma, o diâmetro do ponto será maior, quanto maior for a duração do pulso (Chai & Chou, 2000; Baba & Watanabe, 2004; Bertrand & Poulon-Quintin, 2010). A voltagem usada neste estudo para a solda a Laser foi de 365V, pulso de 9 ms com foco e frequência regulados em zero. Em seguida, foi calculado o valor da energia em J/mm^2 , obtendo um valor de 441,72 J/mm^2 . Esses parâmetros foram determinados de acordo com a liga utilizada (Ti-6Al-4V) e o diâmetro das barras pré-fabricadas (Nunez – Pantoja et al., 2010).

A solda TIG é um processo no qual a união de peças metálicas é realizada pelo aquecimento e fusão, por meio de um arco elétrico estabelecido entre um eletrodo de tungstênio não-consumível e as peças que serão unidas (Wainer *et al.*(1992). Em relação à capacidade, as fontes de corrente elétrica para soldagem TIG fornecem uma corrente mínima em torno de 5 a 10A e uma corrente máxima de 200 a 500A. (Wainer *et al.*(1992). A máquina de solda TIG, utilizada neste estudo, é considerada semi-arco por não fechar completamente o arco elétrico, liberando menos energia que uma máquina TIG que tenha a formação do arco completo (Marques, Modenesi, Bracarense, 2007). Segundo a orientação dos fabricantes a máquina foi regulada para trabalhar com pulso de 8ms e profundidade de 3A, sendo inferior ao valor mínimo de corrente preconizado para a fonte de soldagem com TIG.

O baixo valor da amperagem da soldadora TIG levantou a hipótese de que este fator pode ser uma possível justificativa para os resultados encontrados na tabela 1. Uma vez que o valor calculado para a energia liberada pela máquina de solda TIG foi bem inferior ao encontrado para soldadora a laser. Este baixo potencial de penetração da soldadora TIG pode ser confirmada com as imagens de microscopia (Figura 47A e B). O fato da solda TIG utilizada não fechar o arco elétrico completamente, menor quantidade de energia foi liberada e o feixe de solda foi incidido de forma difusa provocando aquecimento da região periférica ao ponto soldado. Porém, a baixa energia produzida por esta máquina fez com que o

feixe de solda originado fundisse uma quantidade pequena de metal, conseqüentemente, houve menor contração durante a solidificação induzindo menos tensão aos implantes. Isso justifica não haver diferença estatística entre as duas técnicas de soldagem. Alguns estudos como o de Rocha *et al.* (2006), apesar dos bons resultados encontrados em peças soldadas com TIG, discutem que a soldagem a Laser, em comparação ao sistema TIG, apresenta maior indicação de uso, por induzir menor distorção, rapidez e precisão.

O controle de algumas dificuldades técnicas encontradas durante o processo de soldagem com a solda TIG, como: controle da vazão de gás argônio; contato do eletrodo não-consumível com a peça, podendo transferir tungstênio ao ponto de solda provocando inclusões e distorções no metal (Marques, Modenesi, Bracarense, 2007); e, dificuldade de estabilidade das peças pela presença das garras auxiliares, poderiam obter resultados favoráveis à solda TIG, como obtidos em alguns trabalhos (Rocha *et al.*, 2006; Hart & Wilson, 2006). A dificuldade do posicionamento adequado das interfaces barra-pilar protético, verificada neste estudo, pode ter induzido distorções na infraestrutura soldada (Marques, Modenesi, Bracarense, 2007). Disparos do feixe de solda em um dos lados da união podem ter afetado o lado diametralmente oposto tensionando a região de solda. Este fenômeno mecânico dos processos de soldagem, juntamente com as dificuldades encontradas durante a confecção das infraestruturas, justifica a diferença estatística das tensões induzidas pelas infraestruturas soldadas com TIG e as não soldadas (monobloco) (Tabela 1).

Apesar de muitos trabalhos presentes na literatura relatarem maior distorção das peças fundidas como o de Pedrazini & Wassall (2009), e comprometimento do assentamento passivo sobre os implantes, o processo de fundição em peça única, mantém as propriedades de endurecimento do metal ao longo de toda a peça. A fundição pode ser favorável ao assentamento, quando todo o processo é devidamente controlado (Sahin & Çehreli, 2001).

Pedrazini & Wassall (2009), afirmaram que a seleção da técnica de fundição é diretamente influenciada pela liga utilizada. Porém, algumas etapas devem ser observadas, como: temperatura adequada para o aquecimento de toda

a liga; pressão suficiente para empurrar o metal fundido para dentro do molde e, ainda, manter esta força até o metal se solidificar. A diferença estatística das tensões entre as infraestruturas fundidas e soldadas com TIG, observada na tabela 1, pode ser justificada pelos cuidados tomados durante as etapas da fundição. O primeiro cuidado para reduzir desajustes de peças protéticas fundidas e extensas é a técnica de transferência da posição dos implantes. No presente estudo foi realizada a técnica da moldagem com hastes metálicas e resina quimicamente ativada baseadas em trabalhos, como de Naconecy *et al.*(2004), ao observar menor distorção das peças usando esta mesma técnica. Outro cuidado, nesta etapa, foi o controle da atmosfera de gás argônio, reduzindo a contaminação das peças, e o uso de material de revestimento composto por MgO, Al₂O₃, ZrO₂, pois estes óxidos tem maior afinidade química com o oxigênio do que o titânio, reduzindo a formação da zona de contaminação (Atwood *et al.*,2005).

Mesmo a técnica de fundição possuindo inúmeras etapas, com maior probabilidade de erros, o controle de todo o processo de fundição do Ti cp, nesta pesquisa, favoreceu a obtenção de peças bem adaptadas com menor difusão de tensões aos implantes, sendo estatisticamente semelhante às peças soldadas a Laser (Tabela 1 e figura 41). Outro fator que pode ter contribuído para semelhança dos resultados, é o grande número de pontos de solda. Assim, embora a soldagem favoreça a melhor adaptação e passividade, o elevado número de solda pode ter induzido maiores distorções às estruturas, obtendo valores semelhantes aos das fundições.

Os resultados dos ensaios mecânicos de resistência à flexão nas regiões de *cantilevers*, observados na tabela 2 e figura 42, mostraram que os valores de resistência flexural foram maiores para o grupo das infraestruturas fundidas quando comparados às peças soldadas, não fraturando os braços suspensos quando submetidos à flexão (figura 43). Este mesmo comportamento foi citado por vários pesquisadores como Taira *et al.*,1989 , Roggensack *et al.*, 1993; Wang & Welsch,1995, Wiskott *et al.*,2001. Alguns fatores podem ter contribuído para que esses resultados fossem obtidos, como a mudança na microestrutura do metal após a soldagem, quando o mesmo é aquecido até sua temperatura de fusão e

solidificado novamente (Neo *et al.*, 1996). As infraestruturas soldadas eram de Ti-6Al-4V, consideradas ligas alfa-beta, por serem constituídas por dois cristais, alumínio e vanádio, considerada de baixa soldabilidade, quando comparada ao Ti cp. Isso pode ser justificado da seguinte forma, quando há uma maior variedade de cristais em uma liga metálica, pior é a propriedade de soldabilidade, dificultando a formação de uma matriz homogênea em virtude das diferentes conformações. A dificuldade de obtenção de uma matriz homogênea possibilita a formação de espaços vazios, conseqüentemente, reduzindo a resistência do metal (Marques, Modenesi, Bracarense, 2007). Possivelmente o fator mais relevante que compromete a resistência das peças soldadas é a presença de impurezas decorrentes da alta afinidade do titânio ao oxigênio, hidrogênio e nitrogênio livres e a penetração insuficiente do feixe de solda, formando grandes espaços vazios (Berg *et al.*, 1995; Zavanelli *et al.*, 2004).

A profundidade de penetração do feixe da solda no metal é o principal fator que afeta a resistência das peças (Bertrand & Poulon-Quintin, 2010). Dessa forma, quanto maior a profundidade alcançada pelo feixe de solda, menor será a quantidade de espaços vazios (sem metal fundido) e maior resistência a fratura (Baba & Watanabe, 2005). Neste estudo, por meio de imagens microscópicas foi observada uma insuficiente penetração do feixe de solda TIG quando comparada a solda Laser (Figura 46 e 47). Na figura 46, observa-se claramente o maior poder de penetração da solda a Laser, resultando no rompimento da parede do UCLA no ensaio mecânico, o que justifica o maior valor de resistência à flexão dessas infraestruturas. Para as peças soldadas com solda TIG os reduzidos valores de resistência à flexão são justificados pela fina camada de metal fundido, em decorrência da baixa energia de penetração da solda, fraturando completamente antes de atingir a extensão máxima estabelecida, no ensaio mecânico (figura 47). Estudos como o de Rocha *et al.* (2006) e Hart e Wilson (2006), avaliando as duas técnicas, apresentaram resultados divergentes quanto ao tipo de liga utilizada e a adição ou não de metal. Fatores como diferente regulagem da máquina de solda (profundidade, pulso e energia), posicionamento correto das peças a serem

unidas, acréscimo ou não de fios metálicos e, em especial, a experiência do operador podem justificar os resultados encontrados.

Quando se comparou a resistência à flexão das peças soldadas e fundidas, a solda a Laser apresentou valor de resistência superior às infraestruturas soldadas com solda TIG, porém inferior às peças fundidas. De acordo com Berg *et al.*(1995) e Zavanelli *et al.*(2004), a presença de porosidades internas das áreas soldadas a Laser devido a penetração insuficiente do feixe de solda, não obtendo pontos de união como as peças fundidas, pode justificar os baixos valores de resistência à flexão quando comparada as peças em monobloco (Tabela 2). Este resultado pode ser justificado também, por um possível fornecimento de energia prolongado, fazendo com que a temperatura do metal fundido ultrapassasse o ponto de ebulição causando a evaporação do mesmo. O aumento do metal evaporado comparado ao de metal solidificado causa elevação de pressão e turbulência, formando uma cavidade chamada de fechadura (Chai & Chou, 2000; Baba & Watanabe, 2004, Nunez – Pantoja *et al.*, 2010), diminuindo a resistência do metal.

Os resultados obtidos neste estudo se limitam a uma observação do comportamento mecânico de sistemas de próteses, avaliando comparativamente três técnicas de confecção de infraestruturas de titânio. Devido à ausência de informações com relação à longevidade dos procedimentos de soldagem, mais estudos longitudinais devem ser realizados para avaliar tais condições. Apesar destas limitações o estudo pôde fornecer dados na tentativa de esclarecer o comportamento fotoelástico do titânio fundido, soldado a Laser e TIG.

O método fotoelástico utilizado foi capaz de fornecer além de dados qualitativos, valores correspondentes às tensões através do programa *Fringes®*. Uma limitação observada no programa foi à necessidade de maior seleção de pontos a serem analisados. Uma vez que, a quantidade de pontos mapeados no modelo fotoelástico deste estudo foram insuficientes para uma comparação efetiva entre os dados qualitativos e quantitativos. É de fundamental importância ressaltar que existem outros fatores não abordados neste trabalho, que exercem importante influência no comportamento biomecânico de infraestruturas protéticas sobre

implantes, como: cargas oclusais, módulo de elasticidade do material de revestimento estético, frequência mastigatória, resistência de desajuste vertical e horizontal, número e disposição dos implantes e principalmente qualidade óssea ao redor dos implantes.

Os resultados evidenciaram que a técnica de fundição ainda é mais resistente mecanicamente se comparado às novas técnicas de soldagem, porém, quando há necessidade de múltiplos pontos de solda, variáveis como experiência do operador, energia e equipamento de soldagem podem ser decisivas na distribuição de tensão e resistência das estruturas metálicas sobre implantes.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados analisados e discutidos, dentro das limitações de um estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

1. As infraestruturas em Monobloco (G I) e soldadas a Laser (GII) apresentaram menores valores de tensão cisalhante quando comparadas a solda TIG (GIII), porém, sem diferença estatística entre as soldas;
2. A tensão cisalhante foi maior ao longo dos implantes do lado direito qualquer que tenha sido a técnica utilizada;
3. As análises qualitativas das tensões mostraram diferenças entre as técnicas de soldagem, com melhor distribuição de franjas para solda a Laser;
4. Quanto à resistência mecânica à flexão houve diferença estatística entre os três grupos ensaiados, com superioridade para o monobloco, seguido da solda Laser e TIG.

REFERÊNCIAS*

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec;10(6):387-416.

Adell R et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 15 (1): 39-52.

Attard N, Zarb GA. Implant prosthodontic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. *J Can Dent Assoc* 2002;68(2):118-24.

Atwood R C, Lee P D and Curtis R V 2005 Modeling the surface contamination of investment castings *Dent. Mater.* 21 178–86.

Baba, N.; Watanabe, I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd: YAG laser. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, v. 72, n.1, p. 64-68, Jan 2004.

Baboni CR. Análise fotoelástica de infra-estruturas implantossuportadas fundidas em monobloco e soldadas a laser antes e depois da aplicação da eletroerosão [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

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

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

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

Bauer J, Cella S, Pinto MM, Rodrigues Filho L E, Reis A, Loguercio DA. Effect of argon purity on mechanical properties, microstructure and fracture mode of commercially pure (cp) Ti and Ti-6Al-4V alloys for ceramometal dental prostheses. *Biomed. Mater*. 2009; 4 065002 (7pp).

Berg E, Wagner WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent*. 1995; 74 (3): 250-257.

Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia/Faculdade de Odontologia; 2004.

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Neves FD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em diferentes junções pilar/implante. *Robrac*. 2005; 14(38): 19-26.

Bertrand C, Poulon-Quintin A. Proposals for Optimization of Laser Welding in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics*. 2010; 19: 69–76.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.

Cariello MP. Análise Fotoelástica e extensométrica das tensões induzidas por estruturas de prótese sobre implantes fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.

Çehreli M et al. Implant desing and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Imp Res. 2004; 15(2): 249-257.

Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2007; 97: 229-35.

Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. J Prosthet Dent. 1998; 79 (4): 477-483.

Craig RG, Hanks CT, Kohn III A, O'Brien WJ, Peyton FA, Powers JM et al. Restorative Dental Materials. Saint Louis: Mosby; 1993.

Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. 2ª Ed. Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha, Ltda, 1978.

Damaceno ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implantossuportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

Damaceno ARD, Nobilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. Cienc Odontol Bras 2008 jan./mar.; 11 (1): 27-34.

Duyck J, Naert I, Ronold HJ, Ellingsen JE, Oosterwyck HV, Slotem JV. The influence of static and dynamic loading on margin bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Impl Res. 2001; v.12(3): p.207-218.

Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, De Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater J.* 2003; v. 19(7): 686-691.

Galo R, Ribeiro RF, Rodrigues RCS, Pagnano VO, Mattos MGC. Effect of Laser Welding on the Titanium Composite Tensile Bond Strength. *Braz Dent J.* 2009; v. 20(5): 403-409.

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

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):239-46.

Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 25-36.

Iglesia MA, Moreno J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (6): 570-574.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Imp Res.* 2006; 17 (suppl 2): 8-18.

Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy casting and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prosthesis and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil.* 1995; 22: 557-64.

Jemt T, Bergendal B, Arvisson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosth.* 1998; 11(6): 551-557.

Kleine A. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas dos cilindros cimentados ou soldados a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent.* 2004;91(6): 595-8.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955; 34(6): 831-838.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CI, Laganá D, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. *J Prosthodont.* 2007; 16: 117-122.

Marques PV, Modenesi PJ, Bracarense AQ. *SOLDAGEM Fundamentos e Tecnologia.* Belo Horizonte: Editora UFMG; 2007.

Naconacy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004 mar-apr; 19(2):192-8.

Neo T, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ. Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosth.* 1996; 9 (4): 379-392.

Nunez-Pantoja JMC, Vaz LG, Nóbilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Effects of laser-weld joint opening size on fatigue strength of Ti-6Al-4V structures with several diameters. *Journal of Oral Rehabilitation* 2010; 10.1111/j.1365-2842.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and no segmented abutments. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 495-502.

Pedrazini MC, Wassall T. Falhas de fundição nas infraestruturas de próteses ferulizadas sobre implantes: ensaio in vitro. *RGO.* 2009; 57(2): 165-172.

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

Roggensack M, Walter MH, Böning KW. Studies on laser- and plasma-welded titanium. *Dent Mater.* 1993; 9 (2): 104-107.

Sadoswsky SJ, Caputo A. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent.* 2000; 84: 327-34.

Sadoswsky SJ, Caputo A. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 328-36.

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

Salles, AEB. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em dois sistemas de próteses mandibulares sobre implantes: Barra Distal e Solda a laser [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.

Sousa, AS. Análise do assentamento passivo de infraestruturas em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser. [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

Simamoto Junior, P.C Análise do ajuste implante/pilar UCLA no processamento de próteses fixas de diferentes configurações, soldadas por brasagem e laser. 2004.139p.Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

Simamoto Junior, Novais VR, Nóbilo MMA, Barbosa GAS, Soares CJ, Neves FD. Influência do tipo de soldagem na qualidade da adaptação de infraestrutura protética: análise por microscopia eletrônica de varredura. Arquivos em Odontologia. 2008;4(1): 23-29.

Simamoto Junior, P.C Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.

Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. Acta Odontol Scand. 1988; 46: 247-253.

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

Sousa AS, Nóbilo MAA. Análise do assentamento passivo de infra-estrutura em titânio e liga de paládio-prata fundidas em monobloco e submetidas a soldagem a laser [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

Snauwaert K, Duyck D, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: 15 year follow-up study. Clin Oral Invest. 2000; 4: 13-20.

Sousa AS, Nobilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium–silver alloy submitted the laser welding. J Oral Reab. 2008; 35:123–127.

Souza PCRD, Dinato JC, Beatrice CRS, Guastaldi AC, Bottino MA. Soldagem na Odontologia: estudo de uniões soldadas empregando laser e brazagem. Revista da APCD 2000; 54 (6): 470-475.

Srimanneepong, V.; Yoneyama, T; Kobayashi, E.; Doi, H.; Hanawa, T. Mechanical strength and microstructure of laser-welded Ti-6Al-7Nb alloy castings. Dent Mater J. 2005; 24 (4): 541-549.

Srimaneepong V, Yoneyama T, Kobayashi E, Doi H, Hanawa T. Comparative study on torsional strength, ductility and fracture characteristics of laser-welded alpha+beta Ti-6Al-7Nb alloy, CP Titanium and Co-Cr alloy dental castings. Dent Mater. 2008 ;24(6):839-45.

Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. Dent Mater. 1989; 5: 45-50.

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

Tiossi R., Falcão-Filho H., Aguiar Júnior F. A., Rodrigues R. C., Mattos M. DA G., Ribeiro R.F. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. Journal of Oral Rehabilitation. 2010; 37:359-363.

Uysal H, Kurtoglu C, Gurbuz R, Tutuncu N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. J Prosthet Dent. 2005;93(3):235-44.

Vasconcelos LW et al. Função imediata em mandíbula: simplificação da técnica. Implant News. 2005; 2 (2): 149-52.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):186-92.

Wainer, E. et al. soldagem: processos e metalurgia. São Paulo: Edgard Blucher, 1992.

Wang RR, Chang CT. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *J Prosthet Dent.* 1998; 79 (3): 335-342.

Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quint Int.* 1996; 27 (6): 401-408.

Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent.* 1995; 74 (5): 521-530.

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

Watanabe, I.; Watkins, J.H.; Nakajima, H.; Atsuta, M.; Okabe, T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res.*, v. 76, n. 3, p. 773-9, Mar 1997.

Watanabe F, Uno T, Haia Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants, Lombard*, v. 15, n. 2, p.209-18, Mar./Apr. 2000.

Watanabe I, Topham S. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. *J Prosthodont.* 2006; 15(2): 102-7.

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

Wiskott HWA, Doulmas T, Scherrer SS, Susz C, Belser UC. Microstructures of brazings and welds using grade 2 commercially pure titanium. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (1): 40-47.

Yamagishi T, Ito M, Fugimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent.* 1993; 70 (3): 264-273.

Yamazoe J, Nakagawa M, Matono Y, Takeuchi A, Ishikawa K. The development of Ti alloys for dental implant with high corrosion resistance and mechanical strength. *Dent Mater J.*, v. 26, n.2, p.260-267, Mar 2007.

Zavanelli RA, Pessanha Henriques GE, Ferreira I, De Almeida Rollo JM. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent.* 2000;84:274–279.

Zavanelli RA, Guilherme AS, Henriques GEP, Nóbilo MAA, Mesquita MF. Corrosion-fatigue of laser-repaired commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy under different test environments. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 1029-1034.

ANEXOS

Método de Compensação de Tardy

A análise fotoelástica baseia seus princípios na lei de Brewster (Dally & Rillely, 2005), por determinar que mudanças no índice de refração é proporcional a diferença entre as deformações principais. Levando em consideração o tipo de polarização da luz, dois parâmetros fotoelásticos foram medidos:

- Franjas Isoclínicas: franjas escuras, onde ocorreu completa extinção da luz, que aparecem no polariscópio plano, observadas no lugar dos pontos determinados no modelo, que possuem a mesma direção das tensões principais.
- Franjas Isocromáticas: franjas coloridas observadas na região a ser analisada onde a diferença das tensões principais é um múltiplo do componente de onda do espectro da luz visível.

Utilizando o método de compensação de Tardy foi possível eliminar o parâmetro das isoclínicas identificado no polariscópio circular, com o uso de filtros, chamado de “quarter-wave”, seguindo as seguintes etapas:

- a. No polariscópio plano, gira-se o conjunto Polarizador/ Analisador até que uma franja isoclínica passe sobre o ponto que se deseja avaliar, fixa o conjunto nesta posição (Figura 48).
- b. Colocam-se as duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização, transformando o polariscópio em circular, ficando somente as franjas isocromáticas.
- c. É observado o espectro, identificando as ordens de franjas inteiras nos pontos pré-determinados.
- d. O analisador é girado de forma cuidadosa, observando os movimentos das franjas, até que uma das franjas inteiras passe pelo ponto determinado, é possível ler no transferidor do polariscópio o ângulo de rotação que deve ser aplicado na fórmula para se obter a ordem de franja: $Nf = n_1 + \alpha/180$, esta equação deve ser aplicada quando a franja que se deslocou para o ponto foi a de ordem menor.

Caso a franja que se deslocou para o ponto, seja a de ordem mais alta é aplicada essa equação: $N_f = n_2 - \alpha/180$.

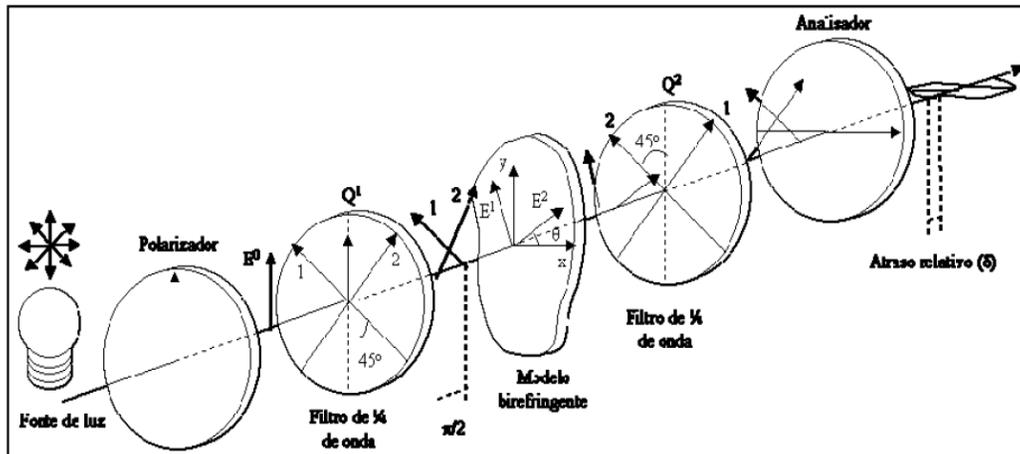


Figura 48. Modelo esquemático de um polariscópio circular com modelo posicionado entre os filtros (Prof. Cleudmar Amaral Araújo, Comunicação Pessoal).

ANÁLISES FOTOELÁSTICAS

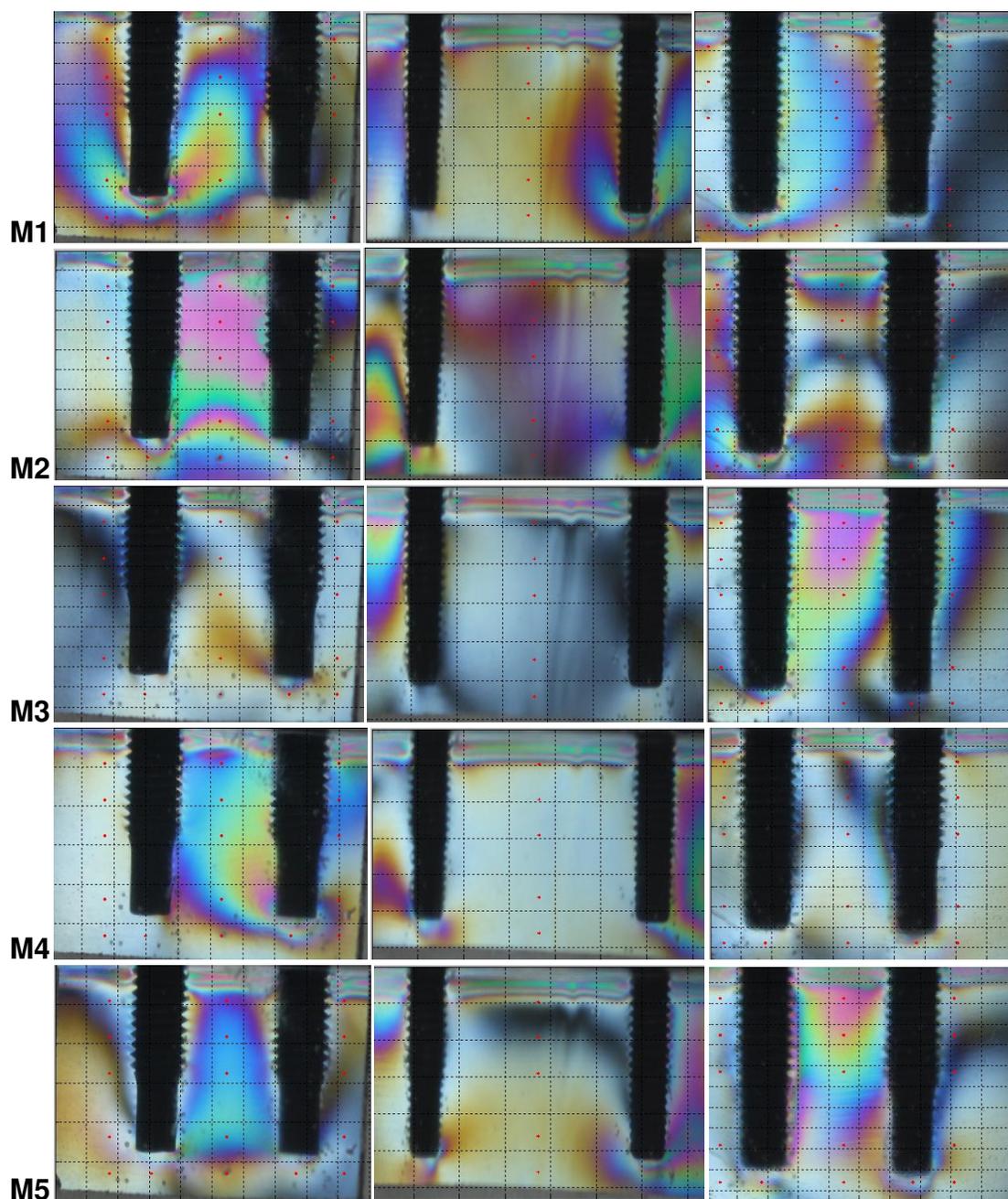


Figura 49. Imagens Fotoelásticas das regiões das infraestruturas em Monobloco (direito, centro e esquerdo).

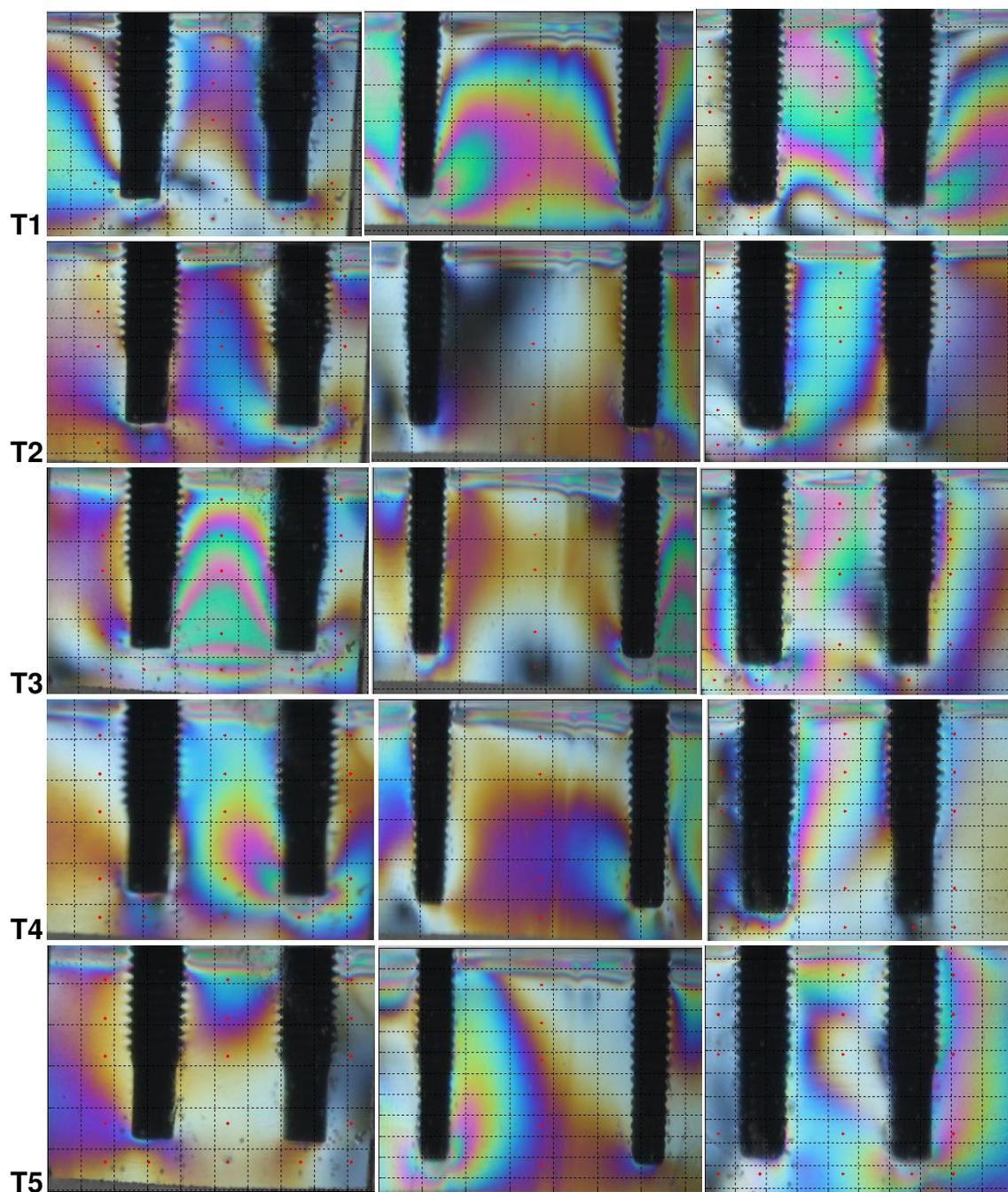


Figura 50. Imagens Fotoelásticas das regiões das infraestruturas soldadas com solda TIG (direito, centro e esquerdo).

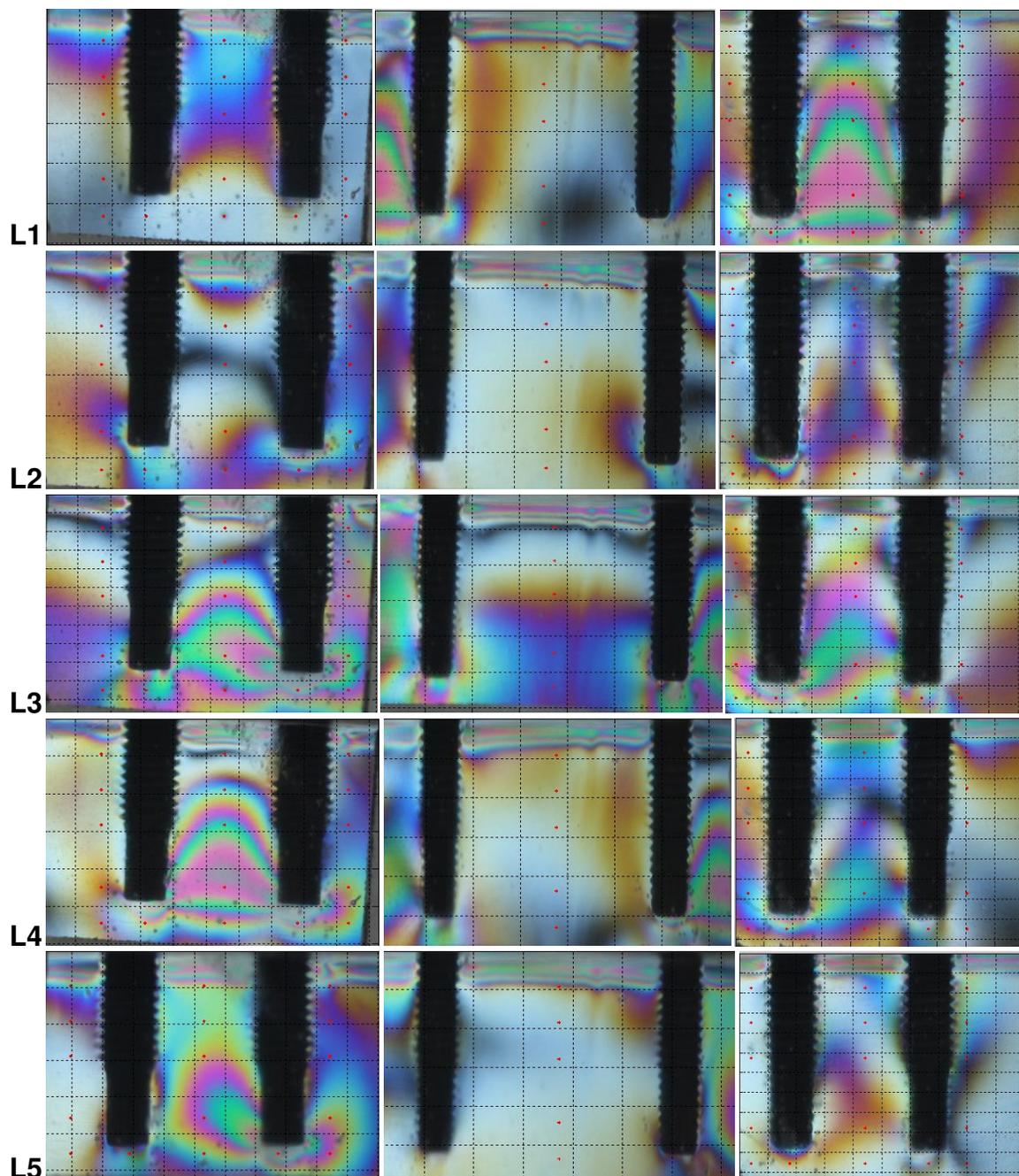


Figura 51. Imagens Fotoelásticas das regiões das infraestruturas soldadas com solda a Laser (direito, centro e esquerdo).

VALORES DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO (kgf)**Monobloco**

	LD	LE
M1	24,56	27,74
M2	27,66	34,42
M3	33,08	32,78
M4	33,01	30,75
M5	25,05	30,27

TIG

	LD	LE
T1	7,893	12,38
T2	12,36	18,95
T3	9,78	3,87
T4	16,11	12,86
T5	19,60	20,26

Laser

	LD	LE
L1	25,57	25,76
L2	28,39	20,94
L3	22,52	17,14
L4	23,13	23,62
L5	19,57	23,45

VALORES DE TENSÃO CISALHANTE

Monobloco		TIG		Laser	
Centro 1	11.69	Centro 1	28.15	Centro 1	7.54
Centro 2	12.05	Centro 2	22.41	Centro 2	8.29
Centro 3	2.37	Centro 3	8.50	Centro 3	12.74
Centro 4	8.74	Centro 4	14.09	Centro 4	7.66
Centro 5	8.83	Centro 5	18.26	Centro 5	7.03
Média	8.74	Média	18.28	Média	8.65
DesvPad	3.88	DesvPad	7.54	DesvPad	2.33
Direito 1	16.58	Direito 1	10.60	Direito 1	10.11
Direito 2	16.65	Direito 2	15.69	Direito 2	16.91
Direito 3	6.28	Direito 3	25.58	Direito 3	24.81
Direito 4	16.80	Direito 4	19.35	Direito 4	23.08
Direito 5	14.29	Direito 5	12.78	Direito 5	24.02
Média	14.12	Média	16.80	Média	19.79
DesvPad	4.50	DesvPad	5.90	DesvPad	6.24
Esquerdo1	9.25	Esquerdo1	20.71	Esquerdo1	18.77
Esquerdo2	12.55	Esquerdo2	11.99	Esquerdo2	13.61
Esquerdo3	14.51	Esquerdo3	20.65	Esquerdo3	21.96
Esquerdo4	8.34	Esquerdo4	14.15	Esquerdo4	15.36
Esquerdo5	14.13	Esquerdo5	17.59	Esquerdo5	11.63
Média	11.76	Média	17.02	Média	16.26
DesvPad	2.82	DesvPad	3.89	DesvPad	4.12

ANÁLISE ESTATÍSTICA

The SAS System

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
tecnica	3	1 2 3
regiao	3	1 2 3

Number of Observations Read	45
Number of Observations Used	45

The SAS System

The GLM Procedure

Dependent Variable: tensao

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F
Model	8	659.989538	82.498692	
Error	36	846.598320	23.516620	
Corrected Total	44	1506.587858		

R-Square	Coeff Var	Root MSE	tensao Mean
0.438069	33.21098	4.849394	14.60178

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F
Value	Pr > F			

tecnica	2	256.8774578	128.4387289
5.46 0.0085			
regiao	2	192.2120844	96.1060422
4.09 0.0252			
tecnica*regiao	4	210.8999956	52.7249989
2.24 0.0837			

The SAS System

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for tensao

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	36
Error Mean Square	23.51662
Critical Value of Studentized Range	3.45676
Minimum Significant Difference	4.3282

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	tecnica
A	17.367	15	2
A			
B A	14.901	15	3
B			
B	11.537	15	1

The SAS System

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for tensao

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	36
Error Mean Square	23.51662
Critical Value of Studentized Range	3.45676
Minimum Significant Difference	4.3282

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	regiao
A	16.902	15	2
A			
B A	15.013	15	3
B			
B	11.890	15	1