



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**BRUNNA MOREIRA DE FARIAS PEREIRA**

Cirurgiã-Dentista

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E RESISTÊNCIA MECÂNICA  
DE INFRAESTRUTURAS DE NI-CR-TI SOBRE IMPLANTES  
APÓS SOLDAGEM A LASER OU TIG**

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

Piracicaba, 2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

P414d Pereira, Brunna Moreira de Farias.  
Distribuição de tensões e resistência mecânica de  
infraestruturas de Ni-Cr-Ti sobre implantes após soldagem a  
Laser ou TIG / Brunna Moreira de Farias Pereira. -- 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: Stress distribution and mechanical strength of the  
infrastructures of Ni-Cr-Ti implant after Laser or TIG welding

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, Marcelo Ferraz  
Mesquita, Gustavo Augusto Seabra Barbosa

Data da Defesa: 04-02-2011

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 04 de Fevereiro de 2011, considerou a candidata BRUNNA MOREIRA DE FARIAS PEREIRA aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Mauro Antonio de Arruda Nóbilo".

---

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Gustavo Augusto Seabra Barbosa".

---

Prof. Dr. GUSTAVO AUGUSTO SEABRA BARBOSA

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Marcelo Ferraz Mesquita".

---

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

# Dedicatória

## **A Deus,**

Presença constante na minha vida, principalmente nos momentos mais difíceis.

## **Aos meus pais,**

Sylvio Sérgio e Virgínia Eufrásia, meus grandes amores, pelo amor, carinho e dedicação. Por não medirem esforços para minha formação. Por serem exemplos de vida e superação, servindo de inspiração para todas as minhas decisões. Obrigada por estarem presentes e me apoiando, mesmo que não fisicamente, nos momentos mais difíceis, me dando forças para não desistir.

## **À minha irmã,**

Beatriz, minha melhor amiga, obrigada pelos momentos felizes e de descontração, pelos conselhos e pela amizade.

## **Aos meus avós,**

Bernardino, Maria do Socorro e Maria Dulce, o meu muito obrigado, pelo apoio e generosidade, sem vocês essas conquistas não seria possível.

## **Agradecimentos especiais**

Ao meu querido orientador, **Prof.Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, pela confiança dedicada a mim, ensinamentos, dedicação e por todo o apoio durante esses dois anos e acima de tudo, obrigada pela amizade, respeito, carinho e paciência, características inerentes somente a pessoas muito especiais, como você.

## **Agradecimentos**

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

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN, na pessoa da Coordenadora Profa. Dra. Maria do Socorro Costa Feitosa Alves, Instituição que me deu a formação necessária para ingressar na profissão de cirurgiã-dentista e o apoio que me estimulou a seguir para pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes, coordenador do programa de pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

À FAPESP, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, processo 2008/051203-5, pelo financiamento de todos os custos desta pesquisa.

A CAPES, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível superior, pelo auxílio à minha pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, da Área Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelos ensinamentos, e bom convívio.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e aprendizado diário.

Ao Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e ensinamentos transmitidos durante esses anos.

À Profa. Dra. Roseana de Almeida Freitas, da Área de Patologia Oral da Universidade Federal do Rio Grande do Norte e à Profa. Dra. Adriana da Fonte

Porto Carreiro da Área de Prótese Total da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, por me incentivarem à realização de pesquisas científicas.

Ao Prof. Dr. Gustavo Augusto Seabra Barbosa, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, pelo carinho e reconhecimento do meu trabalho.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, da Faculdade de Engenharia Mecânica, da Universidade federal de Uberlândia, atenção e disponibilidade de todos os recursos do Laboratório de Projetos Mecânicos de fundamental importância na análise fotoelástica dessa pesquisa.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, do departamento de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela disponibilidade da máquina de ensaios universais, imprescindível para realização dessa pesquisa.

Aos amigos queridos que aqui conheci: Maira Daysê Serra e Silva, Ana Paula Martins, Milene de Oliveira, Leonardo Flores Luthi, Liana Linhares obrigada por minimizarem a saudade de casa.

À querida amiga Jéssica Takahashi, pela realização da análise estatística e pela amizade, disponibilidade e carinho que sempre teve comigo.

Aos amigos de Pós-Graduação: Ana Lígia Miceli, Ana Patrícia Fernandes, Athais Bachi, Caroline Hanada Odo, Déborah Pacheco, Gabriela Cassaro, Izabella Patta Pereira, João Paulo dos Santos Fernandes, Lívia Forster, Marcele Pimentel, Mariana Agustinho, Manoela Capla, Juliana Nunez, Ana Paula Farina, Mateus Bertolini.

As minhas queridas amigas e colegas de apartamento, Luana Martins e Letícia Nóbrega, pela amizade, paciência, compreensão e bom convívio.

Aos amigos: Ana Luíza Cardoso, Louise Santos, Fernanda Sousa, Thatianny Brito, Cecília Schiefler, Luciana Jácome, Polyxena Gurgel, Lucila Sarmiento, Manuelle Vieira, Sofia Mariz, Ana Clara Azevedo, Mércia Cunha, Ana Flávia Alcoforado, Luísa Dantas, Carla Staudinger, Arcelino Farias Neto,

João Paulo Neto, Boniek Castilho, Anderson Felipe, que direta ou indiretamente contribuíram para essa conquista.

Às minhas primas e grandes amigas: Juliana Moreira, Waleska Moreira, Fernanda Petrovich e Lorena Petrovich, pela amizade, carinho e torcida pelas minhas conquistas.

A toda minha família, pelo apoio em todas minhas decisões.

Às secretárias do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

A todos que indiretamente me apoiaram e contribuíram para a realização deste trabalho.

# Resumo

O objetivo neste estudo foi avaliar, por meio da análise fotoelástica e teste de resistência à flexão, as técnicas de soldagem a Laser e TIG (Tungsten Inert Gas) na confecção de infraestruturas implantossuportadas de NiCrTi. Três grupos foram formados com 5 amostras cada: infraestruturas fundidas em monobloco, soldadas a Laser ou TIG. O modelo fotoelástico foi confeccionado com resina flexível (Polipox® GIII – Indústria e Comércio Ltda. – SP), a partir da moldagem de transferência de uma matriz em aço inoxidável com 4 análogos de implantes de diâmetro regular e hexágono externo. As tensões, causadas pela instalação das infraestruturas com torque de 20Ncm no modelo fotoelástico, foram analisadas num polariscópio circular e registradas por máquina fotográfica (Cyber-Shot DSC-717 - Sony). Posteriormente foi realizado o ensaio de resistência mecânica realizado na máquina de ensaios universais (Model 4411, Instron corp., Canton, MA). As infraestruturas foram parafusadas sobre a matriz metálica e posicionadas na máquina de testes mecânicos que foi ajustada para deslocar 2mm por minuto até a ocorrência de fratura do *cantilever*. Os resultados obtidos foram tabulados e submetidos à análise de variância (One-Way) e teste de Tukey com 5% de significância. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística das tensões cisalhantes máximas com relação às técnicas de soldagem utilizadas e com relação as infraestruturas em monobloco, porém, as maiores tensões foram encontradas ao longo dos implantes do lado direito do modelo. As estruturas em monobloco e soldadas a Laser apresentaram maior resistência à fratura quando comparadas às soldadas a TIG.

Palavras chaves: Implantes Dentários, Soldagem em Odontologia, NiCr.

# Abstract

The aim of this study was to assess by photoelastic analysis and through a test of resistance to bending, welding techniques, Laser and TIG (Tungsten Inert Gas) in the manufacturing infrastructure of implant supported NiCrTi. Three groups were formed with 5 samples each: infrastructure framework cast in one piece cast metal and Laser welded and TIG welded. The photoelastic model was made of flexible resin (Polipox® GIII – Industry and Trade Ltda. – SP), from the transfer impression of an array of stainless steel with 4 similar implants in regular diameter and hexagonal external connection. The tensions caused by the installation infrastructure with 20 Ncm torque on the photoelastic model, were analyzed in a circular polariscope and recorded by camera (Cyber-Shot DSC-717 - Sony). Later, the resistance test was performed on the mechanical universal testing machine (Model 4411, Instron corp., Canton, MA). The infrastructure has been bolted on to metal matrix and positioned in mechanical testing machine which was set to move 2mm per minute until the occurrence of fracture of the cantilever. The results were tabulated and submitted to ANOVA (One-Way and Two-Way) and Tukey's test at 5% significance. The results showed no statistical difference of maximum shear stress between any of the techniques used, however, the highest stresses were found along the right side of the implant model. The one piece frameworks showed higher fracture resistance when compared to the TIG welded.

Keywords: Dental Implants, Dental Soldering, NiCr.

# Sumário

<b>1 Introdução.....</b>	<b>1</b>
<b>2 Revisão de Literatura.....</b>	<b>5</b>
<b>3 Proposição.....</b>	<b>25</b>
<b>4 Materiais e Métodos.....</b>	<b>26</b>
<b>5 Resultados.....</b>	<b>53</b>
<b>6 Discussão.....</b>	<b>59</b>
<b>7 Conclusão.....</b>	<b>64</b>
<b>Referências.....</b>	<b>65</b>
<b>Anexo I.....</b>	<b>71</b>

# 1 Introdução

A ausência total de dentes acarreta problemas funcionais e estéticos aos pacientes, visto que ocorre um rompimento do equilíbrio do sistema estomatognático, instituindo uma condição cumulativa de processos degenerativos que podem agravar o estado de saúde geral e bucal.

A reposição desses elementos dentários ausentes é conseguida através de próteses que proporcionam a reconstituição da função e estética do paciente. Entretanto, pacientes totalmente edêntulos com acentuada reabsorção do rebordo residual, frequentemente apresentam insatisfação com relação à retenção e estabilidade de suas próteses, principalmente ao se alimentarem (Dinato, Wulff & Biachini, 2001). A fim de solucionar esses problemas, recomenda-se o tratamento com implantes osseointegrados, que desde o surgimento e aplicação dos princípios de osseointegração na Odontologia, viabilizam novos horizontes para a reabilitação bucal de pacientes edêntulos (Skalak, 1983).

Embora o tratamento com implantes osseointegrados tenha sucesso (Lindquist, Rockler & Carlsson, 1988; Rangert, Jemt & Jörneus, em 1989; De Boer, em 1993; Torres, Mattos & Ribeiro, 2006), falhas podem acontecer (Assunção *et al.*, 2009) devido à infecção do tecido periimplantar e carga excessiva. Forças adversas sobre as próteses implantossuportadas podem não apenas causar falha mecânica dos componentes, como também, provocar falha da osseointegração (Duyks *et al.*, 2001).

Isso ocorre porque os aspectos biomecânicos do implante são diferentes do dente natural (Assunção *et al.*, 2009), o que pode causar transferência de carga excessiva ao implante e deste ao osso, podendo ultrapassar o limite fisiológico do osso adjacente que leva à ineficácia do tratamento.

Portanto, é necessária boa adaptação entre o implante e o pilar protético e deste com a infraestrutura metálica. Bem como, deve-se obter o assentamento

passivo da infraestrutura ao implante ou pilar protético, para a determinação do sucesso da reabilitação com prótese implantossuportada.

A ausência de adaptação passiva da prótese é causada por vários fatores durante o processo de confecção como, procedimentos de moldagem, confecção do modelo mestre, confecção do padrão de cera, processo de fundição da infraestrutura metálica e o material estético aplicado.

As ligas metálicas utilizadas nas fundições para reconstrução dentária são divididas em dois grupos: ligas de metais nobres (Au, Pd, Pt, Ag) e outras ligas metálicas como o NiCr, CrCo, Ti (Silva Filho e Muench, 1989).

A liga de NiCr é a liga alternativa mais utilizada na Odontologia. A preferência por essa liga não nobre se deve ao fato desta apresentar boa propriedade de dureza, baixa densidade, alta resistência a tração, baixo custo e fácil processamento. Além disso, outros elementos podem ser incorporados a essa liga, como é o caso do Ti, a fim de obter melhores resultados nas propriedades.

A Taladium em parceria com a NASA desenvolveu a liga “tilite”, composta de Ni (60-76%), Cr (12-21%), Mo (4-14%) e Ti (4-6%). Além de apresentar baixo custo em relação às ligas nobres, ela também apresenta uma excelente biocompatibilidade (Wataha, 2000; Lu *et al.*, 2010) e bom assentamento dos componentes protéticos.

Mesmo com o surgimento de novas e avançadas tecnologias, as ligas metálicas ainda são passíveis de alterações dimensionais após o processo de fundição, fazendo com que a estrutura metálica obtida não apresente assentamento passivo quando colocadas sobre os pilares protéticos, levando ao insucesso do tratamento proposto (Soriani *et al.*, 2007).

Por isso, emprega-se hoje na Odontologia a técnica de soldagem, uma vez que as próteses mais extensas, quando unidas pela soldagem, apresentam melhor adaptação quando comparadas às obtidas pela fundição de uma só peça (Watanabe, 2000).

Dentre os problemas associados à soldagem de ligas não nobres estão, a oxidação das faces a serem unidas pela solda, porosidade na junta e o superaquecimento no local de união durante o processo de soldagem, já que, são submetidos a altas temperaturas para que a solda flua e preencha todo o espaço a ela destinado (Bertrand *et al.*, 2001).

Além do método convencional, outros dois tipos de solda são utilizados na Odontologia: a solda Laser (Nd YAG) e a solda TIG (Tungstein Inert Gas), que apresentam qualidade superior à solda convencional, no que diz respeito à resistência da junta soldada (Bock *et al.*, 2009) e pouca distorção da peça, produzindo soldas de qualidade superior.

A solda Laser vem sendo utilizada há certo tempo na prática clínica e se sabe bastante sobre o seu comportamento com as ligas metálicas, implantes e tecidos adjacentes. Porém, tem como desvantagem o custo que é bastante alto. Uma nova solda surgiu no mercado, conhecida como a solda TIG, de fabricação nacional, tem custo no mercado bem inferior a solda Laser, entretanto, a literatura é escassa com relação ao seu comportamento.

Para avaliar a efetividade das técnicas de soldagem, alguns métodos de análise da passividade de infraestruturas metálicas foram introduzidos na Odontologia, por meio da Bioengenharia, como, por exemplo, a avaliação de tensões através dos medidores elétricos, conhecido como extensiometria, análise por elemento finito e o método de análise fotoelástica (Freitas *et al.*, 2007; Assunção *et al.*, 2009). Este é de fácil realização e baseia-se no princípio de transformação de tensão mecânica interna, produzida em estruturas geométricas complexas, em padrões de luz visíveis que indicam a localização e a magnitude das tensões.

Embora vários métodos possam ser utilizados para avaliação das propriedades físicas e mecânicas da solda empregada, como ensaio de microdureza, rugosidade, resistência à flexão e resistência à tração, a maioria dos estudos encontrados na literatura avalia as juntas soldadas por meio de ensaio de

resistência à tração (Gabrielli *et al.*, 2000; Bertrand *et al.*, 2001). Entretanto, na cavidade bucal, as próteses sofrem esforços de flexão (combinação de compressão e tração), dobramento, torção e/ou cisalhamento, além da fadiga a que estão sujeitas com o uso continuado e intermitente. Sendo assim, se faz necessário obter informações a partir de avaliações que se aproximem mais da situação clínica.

Para isso dois métodos de confecção de infraestruturas metálicas, por meio de soldagem (Laser e TIG) foram testados para validação da técnica de soldagem em estruturas de Ni-Cr-Ti, assim como as tensões geradas, por meio de análise fotoelástica e a resistência à fratura de *cantilevers* em próteses tipo protocolo implantossuportadas, através de ensaio mecânico.

## 2 Revisão de Literatura

### 2.1 Ligas metálicas à base de NiCr

Em 1907, Targat publicou o artigo que foi revolucionário na história da Odontologia, pois trouxe da engenharia a técnica da cera perdida para realização de fundições protéticas na Odontologia.

Pesquisas sobre as propriedades das ligas metálicas, com finalidade protética, tiveram início nos anos 70, principalmente à respeito de Ligas à base de NiCr e CrCo.

Vicent *et al.*, em 1997, alertaram para fatores que devem ser levados em consideração na escolha de uma liga metálica. Primeiro, os autores alertaram para densidade do metal, uma vez que a fluidez da liga está relacionada com esta propriedade e que o aumento da foga de injeção do material pode compensar problemas ocorridos devido a baixa densidade. Os autores avaliaram ligas de preciosas e não preciosas, a fim de, verificar sua capacidade de reprodução. Ao final do estudo, obtiveram resultados mais satisfatórios com as ligas preciosas.

Na Odontologia existem inúmeras ligas metálicas, que são divididas em dois grandes grupos, um de ligas nobres e outro de ligas não nobres. Apesar das ligas nobres apresentarem um padrão aceitável de propriedades físicas, também apresentam elevado custo.

Silva Filho & Muench, em 1989, afirmam que alguns fatores influenciam na escolha por ligas não nobres, como o fator econômico e a busca por melhores propriedades físicas.

Moslen *et al.*, em 1995, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a fluidez das ligas de NiCr e uma liga de baixo teor de ouro, analisando os procedimentos de fundição e refundição, com relação a fluidez. Foi utilizado um

padrão de malha de poliéster de 0,45mm de espessura e tamanho de 22x22mm e um conduto de alimentação em forma de V com 5mm de comprimento. Foram realizadas cinco fundições para cada liga em um total de 20 amostras. Os resultados indicaram que as ligas testadas variavam quanto à fluidez, porém, a liga de ouro foi mais satisfatória.

A propriedade mais relevante de uma liga para biossegurança, de acordo com Wataha, em 2000, é a corrosão. A toxicidade, seja local ou sistêmica, bem como as alergias, resultam de elementos liberados na boca durante o processo de corrosão. Vários elementos como o níquel e o cobalto podem causar alergias, entretanto, o verdadeiro risco dessas ligas continua indefinido.

Costa *et al.* (2003), realizaram um trabalho com o propósito de avaliar a adaptação marginal de infraestruturas de próteses sobre implantes obtidas a partir de uma liga de NiCrTi, comparadas as obtidas em liga semi-nobre de PdAg. Para realização desse trabalho foram confeccionadas 8 infraestruturas de cada liga sobre 4 implantes localizados na região anterior de mandíbula. As infraestruturas foram posicionadas e parafusadas com apenas um único parafuso. A desadaptação foi mensurada com o medidor óptico tridimensional nas faces vestibular e lingual de cada implante. Os melhores resultados foram encontrados para a liga de NiCrTi. Por fim, os autores concluíram que a liga de NiCrTi possibilita a obtenção de infraestruturas implantossuportadas em monobloco com desadaptação menor se comparadas com as obtidas com liga de PdAg.

Bauer *et al.* (2003), relataram que a maioria das ligas de NiCr presentes no mercado apresentavam propriedades bastante distintas e os percentuais de cada elemento que as compunham devem ser bem determinados para não alterar o comportamento da liga. Os autores testaram três ligas de NiCr. Foram confeccionados seis corpos de prova com 45mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro. A fundição foi realizada com duas fontes de calor: uma de maçarico de gás/oxigênio e centrífuga de mola e outra de indução eletromagnética e centrífuga

elétrica. A fonte de calor influenciou apenas a liga de NiCrBe. A liga de NiCrTi teve um comportamento superior a liga de NiCr independente da fonte de calor.

Kano *et al.*, em 2006, compararam a perda de torque em pilares de titânio e pilares tipo UCLA para implantes hexágono externo. Quatro grupos com 12 amostras cada: pilar titânio, pilar de paládio, pilas de NiCr, e pilar de CoCr. Cada pilar foi torquado com 30Ncm de acordo com as instruções do fabricante e destorquado três vezes. Ao final da análise os pilares pré-fabricados em titânio reteram mais significativamente o torque. A fundição diminuiu o valor do torque aplicado, o que pode influenciar a estabilidade final.

Lima *et al.*, em 2006, avaliaram a energia livre de superfície, a rugosidade de superfície e dureza de superfície de dois materiais disponíveis comercialmente para fundição de pilares de implantes. As amostras foram analisadas em microscópio de varredura para determinar a morfologia da superfície de cada material. Vinte e cinco discos de Ti6Al4V e Tilitite® (NiCrTi) com dimensão de 5x2mm foram confeccionados. A análise topográfica dos materiais revelou superfícies diferentes. As de Ti6Al4V e Tilitite® apresentaram diferenças nas propriedades de superfície, exceto para dureza, o que sugere que ambas as ligas sejam adequadas para confecção de pilares protéticos.

Soriani *et al.*, em 2007, avaliaram o efeito do uso de espaçadores na adaptação marginal de “copings” de ligas de NiCr, NiCrBe e titânio, fundidos pela técnica da cera perdida. Foi construída uma matriz metálica e obtidos 45 troqueis de gesso tipo IV e distribuídos em grupos: padrão de cera sem espaçador, com uma camada de espaçador, com duas camadas de espaçador realizando cinco repetições cada grupo. Após a fundição, cada “coping” foi adaptado à matriz metálica por meio de um dispositivo padronizador da pressão de assentamento e em seguida levado ao microscópio óptico para aferição das medidas da desadaptação marginal. Os autores concluíram que a liga de NiCr apresentou menor desadaptação em todas as condições, seguida da liga de NiCrBe e o pior resultado foi do Ti (cp).

Pagnano *et al*, em 2009, avaliaram o efeito de três atmosferas de fundição na resistência de união metalocerâmica de duas ligas de Nicr com berílio e sem berílio. 60 padrões de prova foram obtidos em resina acrílica a partir de uma matriz de teflon. Os padrões foram fundidos nas seguintes atmosferas de fundição: normal, vácuo e argônio, à temperatura de 1340°C. As amostras foram analisadas com o auxílio do microscópio de varredura e foi observado que não houve diferença estatística significativa entre as ligas e as atmosferas de fundição.

Lu et al., em 2010, realizaram um estudo com o objetivo de investigar a resistência à corrosão de ligas de CoCr, NiCr e Ti (cp) em saliva artificial. Foi realizado o teste com as 3 ligas no espectroscópio de impedância eletroquímica e em seguida foi realizada a análise a partir dos dados obtidos com o auxílio do programa Zsimpwin. Os autores puderam concluir que as três ligas apresentaram ótima resistência à corrosão, tendo o Ti (cp) a maior resistência e a liga de CoCr apresentou melhor resistência que a liga de NiCr.

## 2.2 Biomecânica e passividade de infraestruturas implantossuportadas

Chamay & Tschantz, em 1972, realizaram um estudo com o objetivo de observar a relação entre a distribuição de tensões e a quantidade de hipertrofia do tecido ósseo adjacente. Observaram que quando tecido ósseo é submetido a uma carga, ocorre uma deformação fisiológica elástica, porém, o osso pode ser sobrecarregado ocasionando uma deformação plástica que produz lesões internas e sem fraturas.

Skalak, em 1983, observou a distribuição macroscópica de estresse e transferência de carga nas adjacências da interface osso/implante, a fim de averiguar aspectos que podem transferir estresse do implante para o osso circunjacente. O autor concluiu que quando a peça protética é submetida a forças

de torção e tração ou quando apresenta ausência de passividade sobre os implantes, influencia na direção e intensidade de tensão à interface da osseointegração.

Burr *et al.*, em 1985, realizaram um estudo com o propósito de determinar valores de carga que produziriam, in vivo, fadiga e posterior fratura do osso e sua associação com o processo de remodelação óssea. Para realização deste estudo com cães, os animais foram distribuídos em 5 grupos. Cada animal foi submetido à um procedimento de instalação de um mecanismo para aplicação de carga e medição da tensão. O carregamento era realizado em três pontos na frequência de 2Hz com o animal anestesiado. Em seguida os cães foram sacrificados e realizaram cortes histológicos das áreas carregadas e das que não foram submetidas ao carregamento (controle). Os autores observaram que 10.000 ciclos eram necessários para desencadear microfraturas com 1500 de microdeslocamento. Outra análise foi realizada, seguindo a mesma metodologia da anterior, sendo dessa vez, para avaliar o processo de remodelação. Os resultados obtidos mostraram o fenômeno de reposição óssea das áreas afetadas. Dessa forma, os autores puderam concluir que na presença de cargas cíclicas em níveis fisiológicos, resultariam e microfraturas que estimulariam o processo de reposição óssea.

Lindquist *et al.*, em 1988, realizaram um estudo com 46 pacientes tratados com implantes osseointegrados, segundo o protocolo de Branemark e foram observados durante 6 anos com o intuito de avaliar a perda óssea ao redor dos implantes, reabilitados com próteses totais fixas, através de tomadas radiográficas periapicais. Os pesquisadores observaram pequena perda óssea, aproximadamente 0,5mm, durante o primeiro ano e de 0,06mm a 0,08mm anualmente. Os autores concluíram que higiene oral deficiente e parafunções como apertamento influenciaram diretamente na perda óssea. Além disso, constataram que a maior quantidade de perda óssea foi ao redor dos implantes mediais, do que nos mais posteriores.

Rangert *et al.*, em 1989, estudaram a instalação dos implantes em relação a geometria da prótese planejada, que teria grande influência no carregamento mecânico dos implantes. O estudo foi baseado em considerações teóricas e experiências clínicas com o sistema de protocolo de Branemark. Os autores fizeram considerações com o fato de que o número e a distribuição é muito importante para compensar a carga guiada pela força de mastigação devido a presença de *cantilever* nas peças. Os autores também alertam para a importância da boa distribuição de carga na prótese, bem como boa adaptação da infraestrutura metálica com os componentes protéticos.

Jemt, em 1991, avaliou 391 pacientes edentulos em maxila e mandíbula, reabilitados com próteses totais fixas suportadas por implantes. Durante o estudo foi possível detectar problemas em ambas as próteses, como fratura dos dentes de resina, mordidas nas bochechas e lábios. Após observação destes problemas, o autor definiu ser o nível de adaptação passiva o que causava complicações clínicas ao longo dos anos. Sugeriu ainda que uma desadaptação em torno de 100µm seria clinicamente aceitável.

De Boer, em 1993, afirmou que, reabilitações sobre implantes para paciente edentulos devem ser bem planejadas, sejam elas fixas ou removíveis, a fim de, alcançar o sucesso do tratamento. O autor ainda destaca que a extensão em *cantilever*, das próteses fixas, não deve ser maior que duas vezes a distância entre os implantes que o antecedem, preservando assim, o bom comportamento biomecânico da reabilitação.

Lysak, em 1996, realizou um estudo clínico com objetivo de minimizar o desajuste da infraestrutura metálica sobre quatro implantes. O procedimento baseava-se a cimentação de pilares cônicos na boca do paciente. A estrutura e os pilares eram removidos da boca após a presa do cimento e os excessos recortados. O conjunto (estrutura metálica + pilar) foi posicionado no modelo de trabalho. O autor afirmou que dificilmente a estrutura metálica tem ajuste passivo sobre múltiplos implantes e conseqüentemente necessita de ajustes clínicos e

laboratoriais. O autor concluiu, considerando vantajosa a técnica dos cilindros cimentados para obter o assentamento passivo da infraestrutura.

Wee *et al.*, em 1999, realizaram um levantamento bibliográfico com relação a estratégias avançadas que buscavam melhorar a adaptação passiva de próteses sobre implantes. Após o levantamento, entre artigos de estudos clínicos e sobre técnicas *in vitro*, os autores encontraram poucos casos comprovados cientificamente que melhorassem a adaptação das próteses sobre implantes. A maioria dos testes resultava em uma ligeira desadaptação da peça em relação aos implantes. Assim, os autores concluíram que múltiplos fatores levam a excluir o conceito de adaptação passiva plena, mesmo com o uso de técnicas avançadas. Porém, o uso de um meticuloso procedimento de confecção da prótese sobre implante e o uso adequado de técnicas avançadas, continua sendo recomendada em termos de tentar alcançar uma adaptação precisa da prótese com os pilares intra orais.

Dinato *et al.*, em 2001, afirmam que ao parafusar a prótese pode estar mascarando a falta de adaptação da prótese implantossuportada, porque durante o aperto do parafuso pode fechar o espaço de desadaptação entre a prótese e o pilar protético, gerando tensão nos implantes, o que pode causar fratura do parafuso ou mesmo perda óssea ao redor dos implantes. Os autores ainda relatam que quanto maior o número de implantes, mais comprometida estará a passividade da peça. Os autores consideram que as próteses parafusadas apresentam vantagens quanto a remoção da peça do que as próteses cimentadas, porém, peças cimentadas toleram melhor os desajustes e estes podem ser corrigidos pela espessura da linha de cimento.

Duyck *et al.*, em 2001 conduziram uma pesquisa com próteses desadaptadas para analisar o mecanismo das forças sobre a osseointegração. As desadaptações protéticas provocariam tensão ao redor dos implantes devido a forças estáticas e a soma desses valores às cargas oclusais resultaria no aumento da concentração de tensão na região marginal à fixação. Foram aplicadas cargas

dinâmicas e estáticas sobre implantes do tipo Brånemark de 10mm, inseridos bicorticalmente em tíbia de coelhos. Em cada animal foram instalados três implantes, onde um implante foi submetido a carregamento estático de 29,4 Ncm aplicado com uma distância de 1,5mm do topo do implante, resultando em momento flexor de 4,4 Ncm; outro implante foi submetido a carga dinâmica de 14,7 Ncm aplicada a 50mm da superfície do implante, resultando em um momento flexor de 73,5 Ncm, com 2.520 ciclos no total, em uma frequência de 1Hz; como controle foi utilizado um implante sem carga. O carregamento foi realizado por 14 dias. Foram realizadas em cortes histológicos e 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 perda óssea. Nos implantes submetidos a cargas dinâmicas foram observados defeitos ósseos em forma de cratera evidenciando a 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. Assim, não foi observada uma menor área de contato significativa entre osso/implante ao redor das fixações ao comparar os grupos controle e o de carga estática com o grupo de carga dinâmica. Porém, quando comparada a quantidade de osso na zona periimplantar, os implantes sob carregamento dinâmico apresentaram volume ósseo significativamente menor. Os autores concluíram que cargas dinâmicas excessivas causaram defeitos em forma de cratera laterais aos implantes osseointegrados.

Vigolo *et al.*, em 2003, realizaram um estudo com o propósito de determinar a melhor técnica de moldagem que obtenha ao final o modelo de trabalho fiel para conseguir o assentamento passivo da prótese sobre múltiplos implantes. Para realizar esse estudo foi confeccionada uma matriz em aço com seis implantes 4.1, sobre os quais foram posicionados 4 transferentes quadrados. Foram realizadas 45 moldagens divididas em 3 grupos, cada grupo com uma técnica específica. No grupo 1, os transferentes foram moldados diretamente; no grupo 2, os transferentes foram unidos com resina acrílica; no grupo 3, os componentes de

transferência receberam jateamento e adesivo para poliéter. Uma barra usinada com perfeito ajuste, foi utilizada para avaliar a fidelidade dos modelos obtidos a partir das moldagens realizadas e o desajuste foi avaliação pela técnica do parafuso único. Ao final do experimento, os autores observaram que nenhuma técnica de moldagem conseguiu apresentar um modelo fiel, porém, os grupos 2 e 3 apresentaram melhores resultados.

Naconecy, em 2006, analisou forças de deformação, compressão e momento fletor exercido nos pilares de sustentação de próteses tipo protocolo Brånemark em função da variação do número de pilares (três, quatro e cinco) e da inclinação dos implantes distais (retos ou inclinados). Para realização desse estudo foram fabricadas dez barras metálicas em liga de Prata-Paládio, as quais simularam prótese fixa tipo protocolo Brånemark sobre dois modelos mestres: um modelo com todos os implantes posicionados de maneira reta e paralela entre si e outro com dois implantes distais inclinados em referência ao grupo. Para análise das tensões e deformação sobre os componentes do sistema, foram utilizados extensômetros fixados nos pilares protéticos, quando os mesmo eram solicitados com carga estática de 50N no extremo livre (15mm) de cada barra metálica. Os valores de deformação foram medidos quando as barras foram testadas sobre três, quatro e cinco pilares em ambos os modelos. Após análise dos resultados, o autor observou que o pilar mais solicitado, devido à proximidade ao braço de alavanca (adjacente ao *cantilever* sob carga) apresentou, como esperado, força e momento fletor maiores que os demais pilares em todas as configurações testadas. Para a força no pilar mais próximo ao *cantilever*, independente do número de fixações, o modelo reto apresentou maior tensão que o modelo inclinado.

Torres *et al.*, em 2007, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a adaptação passiva e desajuste de infraestruturas metálicas sobre 5 implantes. Foram utilizadas 3 ligas metálicas diferentes: Ti comercialmente puro, ligas à base de NiCr (NiCrTi) e CoCr. Os materiais foram fundidos em monobloco e posteriormente analisados. Os autores verificaram que as infraestruturas em

monobloco apresentaram desajuste independente do tipo de liga utilizada. Os autores recomendam, portanto, o uso de técnicas como seccionamento e soldagem convencional, soldagem a laser e outros métodos, a fim de, obter o assentamento passivo da peça e diminuição do desajuste.

## 2.3 Soldagem em Odontologia

O primeiro estudo utilizando soldagem a laser em Odontologia foi realizado por Gordon & Smith, em 1970. Os autores relatam que a solda a laser apresenta algumas vantagens, como sendo um método econômico e rápido. Além disso, as restaurações apresentam assentamento passivo, uma vez que o processo de soldagem era realizado no modelo de trabalho. Os mesmos autores realizaram o primeiro teste com solda a laser em 1968. Para tal, foram confeccionadas próteses fixas de 4 elementos associadas à próteses parciais removíveis com encaixes de precisão em 19 pacientes. Os resultados constataram que o processo de soldagem a laser induzia mínima distorção, otimização do tempo de trabalho e poderia ser realizada em metais não preciosos.

McCartney & Doud, em 1993, realizaram um estudo com objetivo de propor uma técnica para verificação do modelo de trabalho para assegurar a adaptação passiva da prótese aos implantes de suporte. Foi confeccionada uma infraestrutura fundida em monobloco, envolvendo apenas o cilindro de ouro mais central, na região dos outros cilindros foram feitos orifícios. A peça foi levada a boca com os outros cilindros em posição, unidos a infraestrutura com Duralay®. Após realizadas as devidas correções, os cilindros de ouro foram soldados à infraestrutura e obtida a adaptação passiva apenas com uma solda. Os autores não descrevem qual foi o método para avaliar a adaptação passiva da peça.

Com o objetivo de avaliar a resistência à tração em estruturas soldadas pelo processo de soldagem TIG, Gabrielli *et al.*, em 2000, confeccionaram 3 corpos de prova, em forma de bastão, a partir de matrizes constituídas por arames de latão com 100mm de comprimento e 3,16 de diâmetro. Foi realizada fundição pela técnica da cera perdida com dois tipos de ligas metálicas, uma à base de NiCr e outra de NiCrCoTi. Após a fundição, os bastões foram cortados com discos de caborundum e em seguida submetidos ao processo de soldagem TIG. A corrente elétrica da máquina de soldagem foi padronizada em 8 para os bastões de NiCr e 40 para os de NiCrCoTi. O teste de tração foi realizado na máquina universal de ensaios (EMIC) com velocidade de deslocamento de 3mm/s. Os resultados mostraram maior resistência à tração para os bastões que não foram submetidos ao processo de soldagem.

Bertrand *et al.*, em 2001, objetivaram avaliar a qualidade da precisão e reprodutibilidade da técnica de soldagem a laser em ligas à base de NiCr e CrCo. A capacidade da liga à soldagem foi avaliada com o equipamento Nd-Yag Laser pulsado. Para avaliar a eficiência da solda, os corpos de prova foram submetidos a ensaio de tração. A liga à base de NiCr apresentou maior influência na qualidade de soldagem. A liga à base de CrCo apresentou excelente capacidade de soldagem. Ao final do experimento foram encontrados níveis altos de carbono e boro na liga à base de NiCr, o que os autores sugerem ser responsável pela pobre capacidade de soldagem da liga.

Watanabe *et al.*, em 2000, alertaram que para melhorar a adaptação entre o pilar do implante e a infraestrutura, vários métodos têm sido desenvolvidos, especialmente a soldagem e ainda afirmam que mesmo com o avanço tecnológico na Odontologia ainda não é possível adaptar uma estrutura totalmente pasiva.

Stüker *et al.*, em 2005, fizeram um levantamento bibliográfico, a fim de, esclarecer métodos utilizados para alcançar a passividade de infraestruturas metálicas em próteses implantossuportadas. Após analisar trabalhos publicados ao longo dos anos abordando o tema passividade, os autores concluíram que é

consenso que a solda a laser apresenta vantagens sobre os procedimentos convencionais, como fundição por exemplo. Porém, tem como desvantagens o alto custo e a necessidade de um operador experiente.

Örtop & Jemt, em 2006, realizaram um estudo retrospectivo, com o objetivo de comparar dados de 10 anos sobre próteses implantossuportadas em estruturas de titânio soldadas a laser e estruturas em ligas de ouro. O estudo foi realizado com a ficha clínica de 155 pacientes tratados com solda a laser e o grupo controle de 53 fichas de pacientes com estruturas em ligas de ouro. Dados clínicos e radiográficos foram coletados para cada grupo. Ao final do levantamento dos dados, foi observado que ao longo de 10 anos todos os pacientes ainda apresentavam a estrutura metálica soldada a laser. Portanto os autores concluíram que excelente resultado em longo prazo pode ser alcançado com esse tipo de tratamento testado (solda a laser).

Kuo *et al.*, em 2006, descreveram um caso clínico de carga imediata de uma prótese total fixa implantossuportada utilizando solda a laser para confecção da infraestrutura metálica. Os autores relatam que essa técnica de soldagem produz estruturas capazes de se acomodarem a qualquer situação anatômica e sistema de implantes, elimina as distorções causadas pelas fundições e melhora o assentamento passivo da peça sem necessidade de seccionamento. Além disso, otimiza o tempo clínico e proporciona satisfação do paciente.

Simamoto Jr. *et al.*, em 2008, através de um estudo *in vitro*, analisou comparativamente o efeito do tipo de soldagem na interface de próteses fixas de três elementos, processadas a partir de dois modelos mestres com implantes posicionados de forma alinhada e desalinhada. Foram confeccionados 12 modelos e divididos em 4 grupos: solda laser/arco, brasagem/arco, solda laser/reta, brasagem/reta. Ao final de cada etapa laboratorial, as estruturas eram analisadas quanto sua adaptação sobre o modelo mestre. A análise foi realizada com o auxílio do microscópio eletrônico de varredura. Os resultados não demonstraram diferença estatística entre os grupos. Porém, os autores relatam que a técnica de

soldagem a laser é promissora, com menos chances de erros e mais prática, mediante a sua automatização e exclusão de etapas inerentes a técnica de brasagem.

Bock *et al.*, em 2009, objetivaram comparar a carga necessária para fratura de diferentes tipos de união de metal, usando brasagem convencional, solda TIG e solda a laser. Seis pares de fios ortodônticos foram unidos através de diferentes técnicas. Os resultados mostraram que a maior carga necessária para fratura foi observada para união soldada a laser (826N). Entretanto, não foi observada diferença estatística entre as uniões com solda a laser e solda TIG. Os autores propõem tanto o uso da solda a laser quando da solda TIG, porém, devido a escassez de estudos sobre a solda TIG. Ainda recomendam o uso da solda laser, que apesar de ser um processo caro, é simples e rápido.

Aguiar Jr. *et al.*, em 2009, realizaram um estudo com o propósito de comparar a precisão de adaptação de três tipos de infraestruturas implantossuportadas em liga de NiCr: especialmente uma infraestrutura em monobloco, comparada com infraestruturas seccionadas axialmente em diagonal e depois submetidas a soldagem a laser. Foram confeccionadas 18 infraestruturas semelhantes, divididas em 3 grupos: monobloco; seccionamento axial/soldagem laser; seccionamento diagonal/soldagem a laser. Os grupos seccionados foram posicionados numa matriz e receberam um torque de 10 Ncm e depois foram soldados a laser. Para avaliar o assentamento passivo, foi utilizado o microscópio óptico. Os resultados obtidos mostraram que o grupo com seccionamento diagonal mostrou menores valores de desadaptação e também apresentou melhor passividade, quando comparado ao grupo de monobloco.

Bertrand & Quintin, em 2010, descreveram propostas para melhorar o uso da solda a laser na Odontologia. Afirmaram que o uso da solda a laser Nd-Yag pulsada é um procedimento de rotina nos laboratórios de prótese e é fácil de realizar após adequado treinamento. Entretanto, ainda existem problemas que não foram solucionados, como a influência do tamanho do espaço e o volume do

material de preenchimento necessário para obter uma melhora da durabilidade da união soldada. Prevenção de defeitos como espaços e rachaduras, devem ser bem controlados para obter mais soldas homogêneas e evitar falhas por fadiga e/ou estresse por corrosão.

## 2.4 Método experimental de análise fotoelástica

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

Mahler & Peyton, em 1955, descreveram a fotoelasticidade como sendo um método experimental utilizado para avaliar tensões e pode ser aplicada em pesquisas odontológicas devido as diferentes formas dentais e distribuição de tensões.

Campos Jr. *et al.*, em 1986, relataram que a fotoelasticidade é um método baseado na produção de faixas coloridas sob luz polarizada no interior de materiais transparentes submetidos a forças externas. Os autores ainda realizaram um levantamento bibliográfico e observaram que foi em 1816 que David Brewster observava faixas coloridas em um vidro que estava sob tensão. Todavia, apenas no século XX, esse fenômeno foi utilizado como método de pesquisa para situações que exigiam o conhecimento do espectro de distribuição de forças.

Caputo, em 1993, afirma que a fotoelasticidade é vantajosa nas pesquisas odontológicas por possibilitar a visualização das tensões em estruturas complexas

com as estruturas bucais e a observação de todo o modelo, facilitando a localização e a quantidade de tensão concentrada em cada ponto.

Vaz *et al.*, em 1999, realizaram um estudo com o objetivo de verificar a distribuição dos esforços mastigatórios em mandíbulas sob próteses do tipo sobredentaduras e prótese total. Para realização desse trabalho foram confeccionadas três mandíbulas em material fotoelástico, obtidos pela moldagem de uma mandíbula humana desdentada. Variou-se a disposição dos pilares radiculares nas réplicas, dividindo-os em 3 grupos: grupo I, a mandíbula sem raízes de suporte; grupo II, raízes dispostas bilateralmente na arcada na posição dos caninos; grupo III, raízes de um canino e um molar dispostos na mesma arcada. Sobre estes, foram confeccionadas próteses totais convencionais e sobredentaduras. Sobre cada grupo foi aplicado uma carga de 20 N, simulando a carga mastigatória. Após o congelamento das tensões, as réplicas foram cortadas em sua linha mediana e analisadas no polariscópio de transmissão. Após a análise foi verificado que os três modelos fotoelásticos testados apresentavam diferentes distribuições de tensões. A mandíbula do grupo I apresentou a tensão na região do rebordo. A mandíbula do grupo II apresentou a melhor disposição das tensões quando comparadas com os outros grupos e o grupo III apresentou maior concentração de esforços tanto nos ápices radiculares como na região intermediária desdentada.

Sodowsky & Caputo, em 2000, realizaram um estudo com a finalidade de avaliar através do método da fotoelasticidade o comportamento de quatro implantes retendo uma prótese tipo overdenture. O modelo fotoelástico foi fabricado a partir do modelo de mandíbula humana edêntula, quatro implantes 3,75mmx10mm foram instalados no modelo da região da sínfise. Diferentes tipos de infraestruturas para overdenture foram avaliadas: com *cantilever*, sem *cantilever* e implantes individualizados. Durante o carregamento, o lado direito e esquerdo produziram o mesmo padrão de franjas. Com o carregamento na região anterior, o modelo com *cantilever*, apresentou maior tensão nos implantes mais distantes, independente dos desenhos das barras.

Gross & Nisson, em 2001, compararam o processo de remodelação óssea maxilar, após reabilitação com implantes osseointegrados, com fatores como sobrecarga biomecânica e inadequado volume e densidade do osso suporte, através da análise fotoelástica qualitativa. Foi construído um modelo fotoelástico bidimensional baseado em uma tomografia computadorizada seccionada no plano frontal ao nível dos primeiros molares. Dois análogos de implantes cilíndricos 4,0mmx1,0mm foram instalados na maxila do lado direito e esquerdo. A carga foi aplicado através de simulada intercuspidação. Os resultados qualitativos deste estudo mostraram que a maior concentração de tensões na superfície côncava vestibular dos modelos. Não houve concentração de tensões no ápice dos implantes maxilares no modelo fotoelásticos.

Bernardes, em 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, hexagonal interna, cônica interna e um implante sem junção. 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 e outra 6,5mm fora do longo eixo. Foram analisados diversos pontos de tensão ao longo de quatro corpos de cada espécie (46 para a primeira carga e 61 para a segunda carga), nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima. 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. Não foi encontrada diferença significativa em nenhuma das duas situações propostas para a primeira carga. Entretanto, para a segunda carga, quando avaliado todo o corpo do implante, os de hexágono interno apresentaram diferenças significantes, 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 segunda carga, o grupo de implantes hexágono interno mostrou ser

estatisticamente diferente dos grupos hexágono externo e peça única. Buscando conclusões baseadas nos valores encontrados, em porcentagem, observou-se que, para a primeira carga, o grupo cônico interno apresentou os menores valores de tensão cisalhante máxima para todo o corpo, seguido pelo grupo peça única, 0,45% maior e após estes os grupos hexágono interno com 2,02% e hexágono externo 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 peça única, seguido pelo hexágono interno com 1,69% maior, cônico interno, 3,15% e hexágono externo, 3,82% maiores que o primeiro. Quanto para segunda carga, o grupo hexágono interno apresentou os menores valores para todo o corpo da peça, seguido pelo cônico interno com 10,9%, peça única e hexágono interno com o mesmo valor de 12,93%. Na situação de segunda carga, para a região de pescoço do implante, a ordem encontrada foi a seguinte: com menor valor o grupo hexágono interno, seguido pelo cônico interno com 9,45%, peça única com 15,20% e hexágono externo com 17,36%.

Barbosa *et al.*, em 2007, avaliaram o resultado de duas metodologias que avaliam o desajuste vertical na interface pilar/implante, o teste do parafuso único e aplicação de torque nos parafusos antes da análise. 4 infraestruturas de cinco elementos foram fundidas em monobloco utilizando titânio comercialmente puro. Através de um microscópio óptico comparador, o desajuste vertical foi avaliado, primeiro com o teste do parafuso único e em seguida com torque de 20Ncm. Foi confeccionado um modelo fotoelástico para observar as tensões que possivelmente poderiam surgir a partir do aperto dos parafusos. Os resultados apresentaram diferença estatística entre as técnicas testadas, sendo maior para o teste do parafuso único. A análise fotoelástica mostrou grande quantidade de tensões geradas ao redor dos implantes após o aperto dos parafusos.

Markarian *et al.*, em 2007, realizaram um estudo com o objetivo de comparar através da análise fotoelástica, a distribuição do estresse em infraestruturas fixadas sobre implantes angulados e paralelos com diferentes desajustes entre a infraestrutura e um dos implantes. Dois modelos fotoelásticos foram confeccionados, um com implantes paralelos e outro com um implante

central com angulação de 30°. Nos dois casos 3 implantes foram utilizados para confeccionar uma infraestrutura metálica em titânio puro. Um polariscópio de transmissão plana foi utilizado para analisar as franjas fotoelásticas geradas após o assentamento da infraestrutura e após o carregamento com 100N sobre o implante central. A análise fotoelástica mostrou que no modelo com implantes paralelos, a concentração das franjas foi mais na superfície axial, enquanto que no modelo com o implante angulado, a concentração de tensões foi maior e não-homogenea, se concentrando mais na região apical e lateral dos implantes.

Freitas Jr., em 2007, relatou sobre o método de elementos finitos, comparando-o com o método de fotoelasticidade. O autor afirmou que essas metodologias correspondem respectivamente a um método experimental e numérico, cada uma apresentando vantagens e desvantagens inerentes a suas especificidades complementando-se. Assim, o autor relata um crescimento na associação de técnicas experimentais na monitoração das soluções numéricas, conferindo maior credibilidade e relevância aos resultados obtidos.

Simamoto Jr., em 2008, para avaliar quantitativamente e qualitativamente, as tensões geradas pela atuação do número e do diâmetro de implantes dentários em protocolos clássicos tipo Branemark, por meio da técnica fotoelástica. Foram confeccionadas nove infraestruturas em titânio, similares ao sistema Branemark Novum®. Três grupos foram formados: grupo controle, com cinco implantes 3,75mm de diâmetro; grupo regular, com três implantes 3,75mm e grupo largo, com três implantes de 5mm de diâmetro com comprimento padronizado de 13mm para todos os implantes. Foram confeccionados nove modelos fotoelásticos com três paredes planas. Para análise foi realizada o carregamento de 1,33Kgf em um dos extremos livres da prótese. Foi utilizado o polariscópio circular, avaliando 16 pontos ao longo do corpo dos implantes. Os valores da tensão cisalhante em implantes com diâmetro maior, demonstraram diminuição em 8% para região de extremos livres.

Damaceno *et al.*, em 2008, objetivou avaliar 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 fixadas sobre uma matriz metálica: grupo I, três infraestruturas confeccionadas pela técnica de 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 eletrônica, apenas as infraestruturas bem adaptadas foram submetidas a análise das tensões com três sequências de aperto de parafuso. Os resultados mostraram maior magnitude de tensões com a sequência de aperto de parafusos da esquerda para direita e vice-versa, para ambos os grupos. A técnica de soldagem de borda a laser, associada à sequência de aperto do parafuso protético do centro para as extremidades, obteve melhores resultados quanto a formação de tensões para este tipo de reabilitação.

Cariello *et al.*, em 2009, utilizando as técnicas de análise fotoelástica e extensométrica, o objetivo neste trabalho foi 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 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. No grupo III, foi confeccionada por computador uma infra-estrutura em monobloco de titânio pelo método CAD/CAM. Para a obtenção da matriz em resina fotoelástica (Araldite – Araltec) foi realizada a moldagem de transferência dos pilares Micro-Unit da matriz de aço inoxidável. O assentamento passivo foi avaliado pelas análises fotoelástica, quando todos os parafusos receberam torque de 10Ncm sendo as tensões analisadas por polariscópio circular e registradas por máquina fotográfica digital. Posteriormente, foram instalados extensômetros de superfície na região entre os implantes para

verificar as tensões geradas entre os mesmos após a instalação de cada infraestrutura. 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.

Assunção *et al.*, em 2009, relataram que o método da fotoelasticidade tem sido utilizado de forma eficiente na engenharia e indústrias por muitos anos. Depois, esse método se difundiu pela Odontologia e suas diferentes áreas de pesquisa, principalmente com o objetivo de avaliar a distribuição de estresse. Os autores ainda complementam ao dizer que, apesar das limitações da técnica, as pesquisas odontológicas têm sido bem sucedidas ao estudarem a interação da resposta tecidual e características físicas de restaurações protéticas e implantes.

### 3 Proposição

O propósito neste estudo foi avaliar e comparar a passividade e resistência mecânica de infraestruturas implantossuportadas em NiCrTi, fundidas em monobloco, soldadas a Laser ou TIG, por meio de:

- Análise fotoelástica das tensões geradas nos implantes em diferentes regiões após o aperto dos parafusos protéticos;
- Resistência à flexão exercida nos braços distais.

## 4 Materiais e métodos

### 4.1 Método

#### 4.1.1 Confeccção do modelo mestre

Foi confeccionada uma matriz em aço inoxidável (Figura 1), em forma de semi-arco, com dimensões de comprimento, altura e largura respectivamente de 90 mm x 20 mm x 10 mm. A matriz foi feita pela usinagem de um bloco de aço inoxidável refratário 304, confeccionado por uma fresadora (F.T.V-2 Ferramenteira – Piracicaba - SP) e um divisor universal de transmissão. Foram instaladas 4 réplicas de implantes 4,00 x 13,0mm (Signo Vines Equipamentos odontológicos – PR – Brasil), apresentando paralelismo entre si. As réplicas foram fixadas com adesivo de cianoacrilato (Superbonder® - Loctite) simulando a disposição entre os forâmes mentonianos, semelhante a disposição clínica real para confecção de uma prótese tipo protocolo inferior.



**Figura 1:** Matriz de aço com as réplicas de implantes instaladas.

#### 4.1.2 Confeção das infraestruturas metálicas

Foram confeccionadas 15 infraestruturas metálicas, sendo divididas em 3 grupos (n=5): infraestruturas fundidas em monobloco, infraestruturas soldadas a Laser ou TIG.

##### 4.1.2.1 Confeção das infraestruturas metálicas fundidas em Monobloco

Inicialmente, foi realizada moldagem de transferência utilizando transferentes quadrados unidos com hastes metálicas e resina Pattern®. O conjunto foi moldado com silicone laboratorial Silibor® na proporção de 5% de catalisador para volume de base, após 24h a matriz de aço foi removida do molde de silicone e confeccionado um modelo de trabalho em gesso extra-duro (SHERAPREMUIM extra-duro Werkstoff Technologie GmbH + Co. KG, Lemförde – Alemanha) (Figura 2). Todos os procedimentos de enceramento e soldagem que posteriormente serão descritos, foram realizados sobre o modelo de gesso, afim de não danificar a matriz de aço.



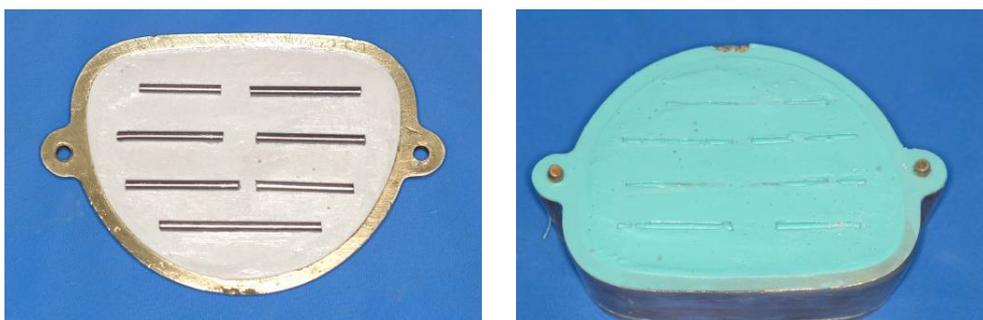
**Figura 2:** Modelo de trabalho em gesso com as réplicas dos implantes instaladas.

Após a confecção do modelo de trabalho, foram parafusados sobre cada réplica de implante um cilindro calcinável (provisório UCLA Hex. MS3,75/4,0 Signo Vinces Equipamentos odontológicos – PR – Brasil) (Figura 3).



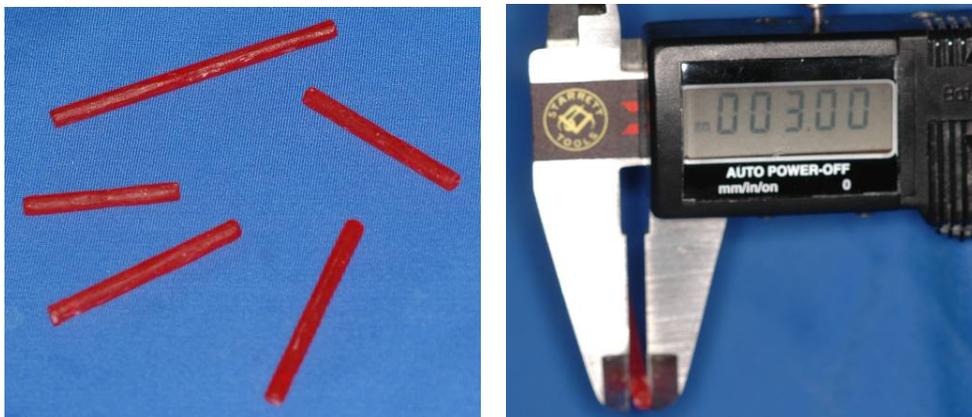
**Figura 3:** Cilindros calcináveis parafusados sobre as réplicas dos implantes.

Em seguida, barras de titânio de 3mm de diâmetro (Figura 4) foram moldadas em mufla (Figura 4), a fim de obter moldes para confecção de barras em resina Pattern® (Pattern Resin LS, GC America Inc, EUA) de 3mm de diâmetro (Figura 5), variando de tamanho de acordo com o espaço existente entre cada UCLA de forma justaposta.

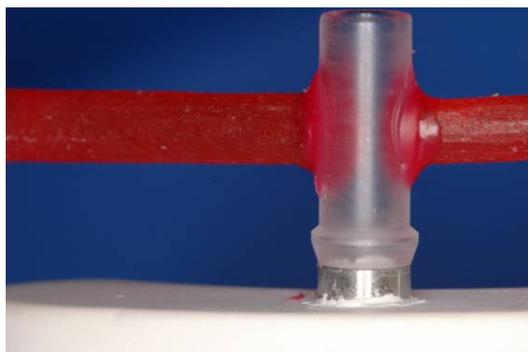


**Figura 4:** Confecção dos moldes na mufla para confecção das barras em resina Pattern®.

As barras em resina foram fixadas aos UCLAS (Figura 6) através da colocação de pequenas porções de resina Pattern® com auxílio de pincel.



**Figura 5:** Barras em resina Pattern® de 3mm de diâmetro.

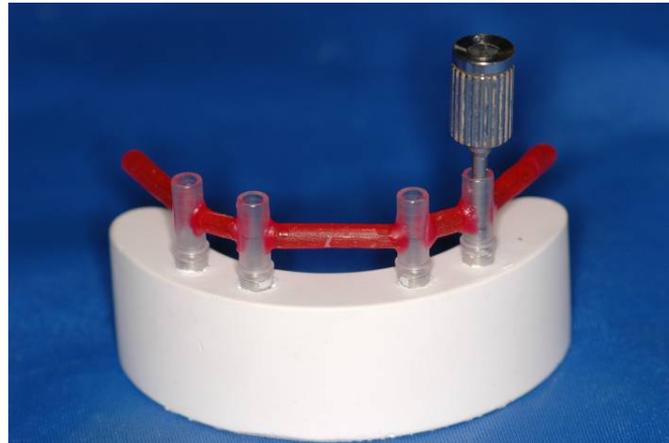


**Figura 6:** União da barra em resina Pattern® ao cilindro calcinável.

Após o término deste procedimento (Figura 7), as estruturas foram avaliadas visualmente com relação à sua passividade através do teste do parafuso único em uma de suas extremidades (Jemt, 1991) (Figura 8), de forma que fosse obtida a melhor adaptação possível ainda na fase de enceramento das mesmas.



**Figura 7:** Enceramento concluído.



**Figura 8:** Teste do prafuso único para avaliar a passividade da estrutura após o enceramento.

Foram adicionados a cada enceramento fios de cera para fundição de 4mm e 5mm de diâmetro (Dentaurum JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Germany) que posteriormente formaram os condutos de alimentação durante a fundição de cada infraestrutura (Figura 9).

As infraestruturas foram unidas à base do cadinho e colocadas no interior de um anel de metal nº5.



**Figura 9:** Enceramento com os condutos de alimentação unidos à base do cadinho.

Um agente antibolhas foi aplicado sobre cada enceramento antes da inclusão em revestimento próprio para liga tilite®. Foi utilizado o revestimento Castorit® Super C (Castorit® Super C, Dentaurum, São Paulo – Brasil). O revestimento foi manipulado na proporção, segundo o fabricante, de 150g de pó para 34ml do líquido Castorit® - Super. Primeiro realizou-se a mistura manual por 60 segundos, em seguida o material foi espatulado a vácuo por mais 60 segundos (Espatulador/Inclisor Elétrico a vácuo – Multivac 4 – Degussa S.A.). A presa do material ocorria à temperatura de 60°C no tempo de 40 minutos.

Após a presa, os blocos resultantes foram submetidos ao protocolo de aquecimento em forno (VULCAN 3-550 – NDI Box Funace – Degussa – NeyDental Inc – Yucaia, CA, USA) (Figura 10). O cilindro foi levado ao forno frio (Figura 11) e foi programado o aquecimento numa razão de 5°C por minuto até atingir a temperatura de 250°C, permanecendo a essa temperatura durante 1 hora. Em seguida, a temperatura passou a aumentar de forma constante até atingir 950°C e essa temperatura foi mantida por 30 min, concluindo dessa forma o processo de aquecimento do cilindro de revestimento.



**Figura 10:** Forno de fundição.



**Figura 11:** Anéis metálicos posicionados no interior do forno de fundição.

A fundição das estruturas foi realizada em máquina específica para fundição de metais (Discovery Plasma All Metal –EDG Equipamentos – SP) (Figura 12). Utilizou-se a liga de níquel-cromo-molibidênio-titânio (Tilite®). A liga apresentava-se na forma de tarugo com 12mm de diâmetro e 6mm de altura e pesava 6g.



**Figura 12:** Máquina de fundição.

As estruturas (Figura 13) foram removidas dos blocos de revestimento por meio do desincludor pneumático (Silfradent – F. LLI Manfred – Italy) 2 horas depois da fundição. Os condutos de alimentação de cada infraestrutura foram removidos com disco de carborundum e realizados procedimentos de acabamento das peças através de jateamento com óxido de alumínio de 100 $\mu$ m.



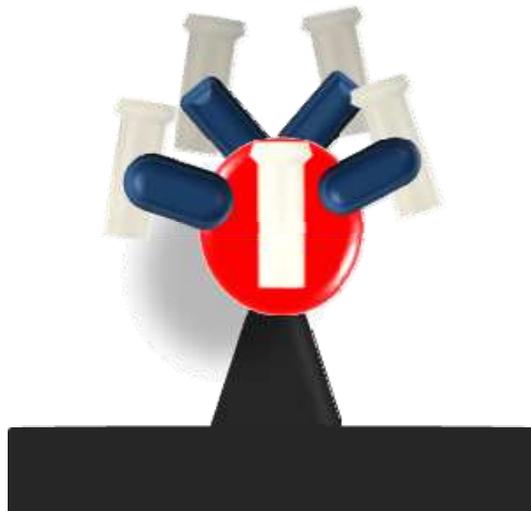
**Figura 13:** Infraestruturas em monobloco.

#### 4.1.2.2 Confeção das infraestruturas metálicas soldadas a Laser

Como não existem disponíveis no mercado componentes pré-fabricados da liga Tilitite®, foi necessário realizar o enceramento e posterior fundição das barras em resina Pattern® com 3mm de diâmetro (Figura 14) e dos cilindros calcináveis (Figura 15). Foram seguidos todos os mesmos procedimentos utilizados na fundição das infraestruturas em monobloco.



**Figura 14:** Esquema do enceramento das barras em resina Pattern®.



**Figura 15:** Esquema do enceramento dos UCLAS.

Após a obtenção da fundição dos componentes, os UCLAS foram parafusados e as barras cortadas com disco de carborundum de forma que as barras estivessem justapostas aos UCLAS. Assim, os UCLAS foram unidos às barras por meio de soldagem a laser (Desktop Laser – Dentaurum JP Winkelstroter RG; Pforzheim, Alemanha) (Figura 16). Esta união foi realizada

alternadamente e em pontos diametralmente opostos sobre os UCLAS de Tilite®, até a completa soldagem das interfaces barra/UCLA.



**Figura 16:** Máquina de solda a Laser.

Para que a soldagem fosse completa em torno de toda a área a ser soldada, primeiramente foram feitos dois pontos opostos de solda em cada borda, para fixação prévia. Após isso, a estrutura foi removida da matriz. Em seguida, todas as bordas foram soldadas através de irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos, com energia de 365 V/9ms com foco de frequência regulado em zero. Após a soldagem, as infra-estruturas (Figura 17) foram analisadas com relação à passividade e submetidas aos procedimentos de acabamento/polimento, utilizando pedras e borrachas abrasivas de forma convencional.



**Figura 17:** Infraestruturas soldadas a Laser.

#### 4.1.2.3 Confeção das infraestruturas soldadas a TIG

Para confecção dessas infraestruturas (Figura 19) as barras em resina Pattern® com 3mm de diâmetro e os cilindros calcináveis foram fundidos em liga tilite como anteriormente descrito (Figura15 e Figura 14).

As barras de Tilite® foram soldadas utilizando equipamento de soldagem TIG (Solda Plasma Micromelt – EDG, São Carlos, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 18). O eletrodo usado, para realização da soldagem, foi fornecido pela EDG – Equipamentos. Os parâmetros utilizados na solda foram: pulso 18,0ms e profundidade 3,0mm. Para realização da soldagem TIG foram seguidos os mesmos passos anteriormente descritos na soldagem a Laser.



**Figura 18:** Máquina de solda TIG.



**Figura 19:** Infraestruturas soldadas a TIG.

#### 4.1.3 Confeção do modelo fotoelástico

Sobre as réplicas de implantes da matriz metálica foram instalados postes de impressão do tipo quadrado para moldagem aberta (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - Brasil) (Figura 20). Os transferentes foram unidos com

hastes metálicas e com o auxílio do pincel, resina Pattern® (figura 20) foi depositada por incrementos, para fixação das hastes e, dessa forma, proporcionar uma união rígida do conjunto. Essa técnica foi utilizada com o intuito de diminuir o efeito da tensão de contração que poderia resultar na desadaptação dos componentes do futuro modelo fotoelástico.

O conjunto “matriz de aço e componentes quadrados unidos por resina Pattern®” foi posicionado em um recipiente plástico de PVC (Figura 20) que teve a função de suporte para o material de moldagem borracha de silicone ASB – 10 azul (Polipox® Industria e Comércio Ltda – SP, Brasil). O material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante na proporção de 5% de catalisador para 100g de silicone que foi manipulado e posteriormente depositado no interior do recipiente plástico (Figura 21).



**Figura 20:** Matriz no interior do recipiente plástico para moldagem de transferência.



**Figura 21:** Material de moldagem depositado no recipiente plástico.

Após o tempo de presa de 1 hora os parafusos de fixação dos componentes de moldagem foram liberados para possibilitar a remoção da matriz de aço inoxidável (Figura 22). A remoção da matriz metálica foi possível devido a fixação de dois dispositivos em sua base.



**Figura 22:** Molde em silicone após a remoção da matriz de aço.

Em seguida os implantes (Implante Sistema Integra 4.00 x 13.0mm – Signo Vinces Equip. Odontológicos Ltda.) (Figura 23) foram posicionados no interior do molde, nos encaixes dos transferentes e fixados com parafusos de fixação (Figura 24).



**Figura 23:** Implantes Signo Vences 4,00 x 13,0mm.



**Figura 24:** Implantes posicionados no interior do molde de silicone.

#### 4.1.4 Manipulação da resina fotoelástica

O modelo fotoelástico foi confeccionado com a resina fotoelástica Polipox GIII (Polipox Indústria e Comércio Ltda. – SP – Brasil). A resina fotoelástica e o endurecedor foram pesados, segundo o fabricante, numa proporção de 100g de resina fotoelástica para 37g do agente endurecedor e a manipulação da resina foi realizada num becker de vidro com bastão de vidro, realizando movimentos circulares a fim de obter homogeneidade da mistura.

Para a eliminação das bolhas, o recipiente de vidro contendo a resina foi colocado em uma câmara de pressão a vácuo (Figura 25). Nesta câmara

acoplou-se uma mangueira de injeção de ar e foi aplicada pressão de 70 kgf/cm<sup>2</sup>. O conjunto permaneceu sob pressão por 5 minutos.



**Figura 25:** Câmara de pressão a vácuo.

Em seguida, o molde foi preenchido lentamente com a resina fotoelástica. Para isso foi utilizada uma seringa plástica descartável de 10 ml, para facilitar a colocação da resina fotoelástica e evitar ao máximo a incorporação de bolhas ao molde (Figura 26).



**Figura 26:** Colocação da resina fotoelástica com auxílio da seringa plástica descartável.

De acordo com as recomendações do fabricante, aguardou-se um período de 24 horas para a remoção do modelo fotoelástico. Após o tempo de cura de 24 horas da resina fotoelástica, os parafusos de trabalho foram removidos dos transferentes e o modelo fotoelástico foi removido do molde através do recorte do silicone para evitar a geração de tensão no mesmo. Dessa forma, foi obtido um modelo translúcido apropriado para a análise fotoelástica (Figura 27).



**Figura 27:** Modelo fotoelástico.

#### 4.1.5 Análise fotoelástica

Com a finalidade de se estabelecer o nível de tensão gerada nos implantes e nos tecidos adjacentes, devido ao grau de desadaptação da infraestrutura metálica, realizou-se a análise fotoelástica das peças sob efeito do apertamento dos parafusos protéticos de titânio com torque de 20Ncm.

A análise fotoelástica das infraestruturas foi realizada no Laboratório de Projetos Mecânicos/LPM da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia – UFU

O equipamento utilizado na análise fotoelástica foi polariscópio circular (Figura 28 e Figura 29).



**Figura 28:** Polariscópio circular em visão frontal.



**Figura 29:** Polariscópio circular em visão lateral

O polariscópio circular é constituído de uma fonte de luz, uma placa polarizadora e uma analisadora, e mais duas placas retardadoras de um quarto de onda, que fazem um ângulo de  $45^\circ$  com os eixos de polarização das placas

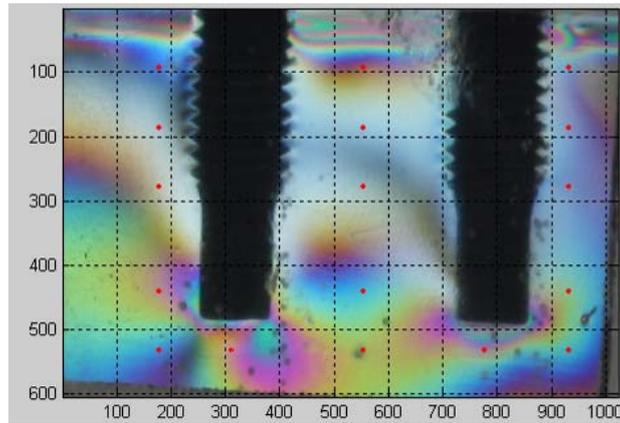
polarizadoras. As placas retardadoras de um quarto de onda são usadas para gerar a partir da luz polarizada plana, luz polarizada circular possuindo seção transversal uniforme composta de um cristal de determinada espessura. Esta espessura é determinante para produzir uma diferença de fase de um quarto de comprimento de onda entre as ondas emergentes.

Os modelos fotoelásticos foram colados à base de fixação utilizando adesivo de presa rápida à base cianoacrilato (Superbonder® - Loctite). Assim, para a padronização do local de fixação dos corpos-de-prova, foram utilizados guias de referência, situados lateralmente a base de fixação, os quais limitavam a movimentação dos mesmos, permitindo padronização de posição. A fixação dos modelos foi realizada de forma a evitar tensões residuais decorrentes do processo de união e pelo aquecimento gerado pelo material adesivo. Desta forma, após essa etapa os corpos-de-prova eram levados ao polariscópio circular para verificação com relação à “tensão de bordo”.

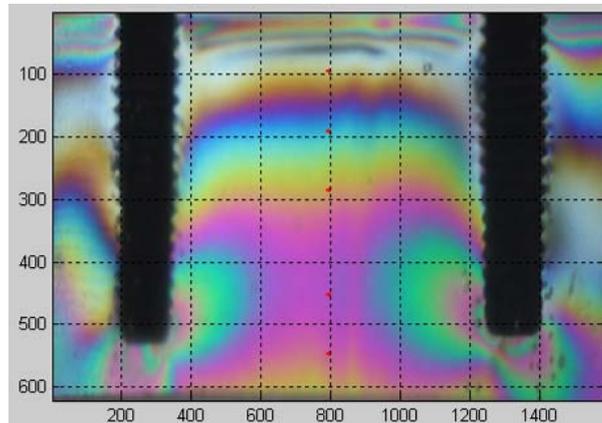
As imagens foram registradas por câmera digital Cyber-Shot DSC-717 - Sony.

#### 4.1.5.1 Leitura da ordem de franja

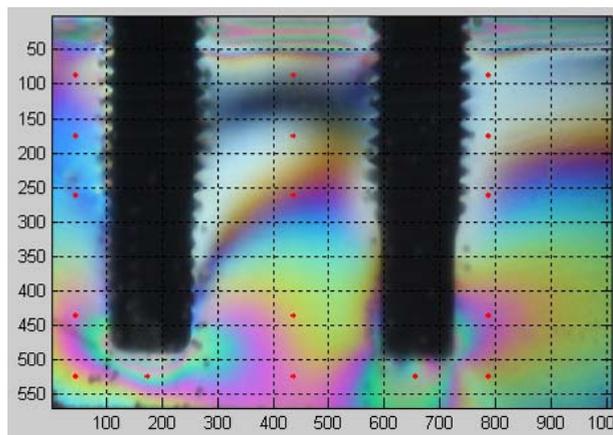
Para a padronização da leitura das ordens de franja foi projetada pelo programa Fringes® uma grade com pontos ao longo do corpo dos implantes (Figura 30, Figura 31 e Figura 32).



**Figura 30:** Pontos do lado direito.



**Figura 31:** Pontos centrais



**Figura 32:** Pontos do lado esquerdo.

O objetivo da leitura foi determinar as ordens de franjas e as direções das tensões principais, em 17 pontos de cada lado do modelo (direito e esquerdo) (Figura 30 e Figura 31) contornando os implantes e 5 pontos no centro do modelo fotoelástico (Figura 32).

Para cada ponto de leitura foram determinadas as direções das tensões principais (Isoclínicas) e as ordens de franjas (Isocromáticas). As ordens de franjas fracionais foram determinadas pelo método de compensação de Tardy (Bernardes, 2004). Utilizando a constante óptica do material, os valores medidos das ordens de franjas e a espessura do modelo, lançados na equação foi possível determinar a tensão cisalhante nos pontos desejados.

Os princípios para a técnica da fotoelasticidade baseiam-se na lei de Brewster (Bernardes, 2004), a qual determina que mudança no índice de refração é proporcional a diferença entre as deformações principais.

De acordo com o tipo de polarização da luz, dois parâmetros fotoelásticos podem ser medidos (Bernardes, 2004):

a) Isoclínicas: franjas pretas, onde ocorre completa extinção da luz, que aparecem em polariscópio plano, observadas no lugar geométrico dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais. Elas são necessárias para a localização da direção das tensões principais;

b) Isocromáticas: franjas coloridas observadas no lugar onde a diferença das tensões principais é um múltiplo do componente de onda do espectro da luz visível. Este parâmetro, identificado no polariscópio circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro das Isoclínicas, é obtido utilizando o método de compensação de Tardy. Por meio de uma fonte de luz branca, as Isocromáticas são formadas por faixas de diferentes colorações, onde  $N_f$  representa as ordens de franjas (Figura33), sendo:

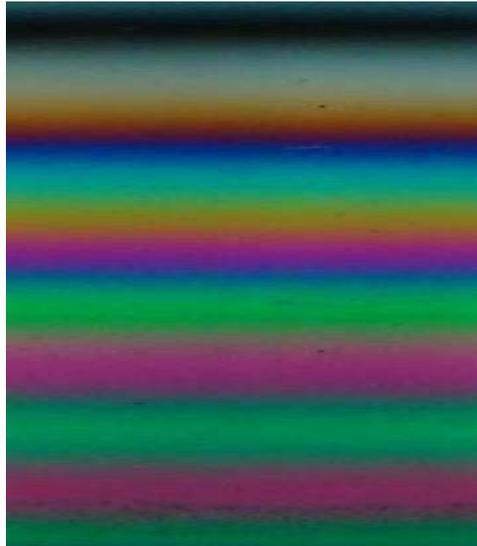
Nf = 0 (preta)

Nf = 1 (Transição violeta/azul)

Nf = 2 (Transição vermelho/verde)

Nf = 3 (transição vermelho/verde)

Nf = 4 (transição vermelho/verde)



**Figura 33:** Visualização das cores das ordens de franjas inteiras e suas transições.

Para a determinação da ordem de franja no modelo usando o método de compensação de Tardy (Bernardes, 2004) foram realizados os seguintes procedimentos:

1- Usando um polariscópio plano, gira-se o conjunto Polarizador/Analisador até que uma Isoclínica passe sobre o ponto em questão, fixa-se o conjunto nesta posição, o que pode ser melhor visualizado;

2- Colocam-se as duas placas retardadoras de  $\frac{1}{4}$  de onda fazendo um ângulo de  $45^\circ$  com os eixos de polarização, transformando o polariscópio em circular. Com isso, desaparecem as Isoclínicas, permanecendo apenas as Isocromáticas;

3- Observa-se o espectro, assinalando as ordens de franja inteiras ( $n_1$ ,  $n_2$ ), próximas ao ponto de interesse;

4- Gira-se o analisador, observando cuidadosamente o movimento das franjas, até que uma das franjas inteiras passe pelo ponto. No transferidor do polariscópio lê-se o ângulo de rotação ( $\alpha$ );

5- Se a franja que se moveu em direção ao ponto for a de ordem menor ( $n_1$ ) tem-se que a ordem de franja fracionária no ponto é dada por:

$$Nf = n_1 + \alpha/180$$

Se a franja que se moveu for a de ordem mais alta ( $n_2$ ), tem-se:

$$Nf = n_2 - \alpha/180$$

#### 4.1.5.2 Determinação da tensão cisalhante

De acordo com Dally e Rilely (2005), a diferença das tensões principais depende da constante fotoelástica do material ( $K$ ), da ordem das franjas ( $N$ ) e da espessura do modelo fotoelástico ( $b$ ), ou seja:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{NK}{b} \quad (1)$$

Na equação (1)  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  são tensões principais. Da resistência dos materiais a tensão cisalhante ( $t$ ) é obtida pela diferença das tensões principais, ou seja:

$$t = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} \quad (2)$$

Da equação (1) e equação (2) é possível determinar a tensão cisalhante a partir das ordens de franjas, medidas, ou seja:

$$t = \frac{KN}{2b} \quad (3)$$

Todas as equações acima descritas bem como a determinação da constante óptica foram realizadas pelo programa Fringes® desenvolvido na Universidade Federal de Uberlândia.

#### 4.1.6 Teste de fratura dos *cantilevers*

O ensaio de fratura foi realizado na máquina de ensaio mecânico (Model 4411, Instron corp., Canton, MA) (Figura 34) no laboratório de materiais dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba.



**Figura 34:** Máquina de ensaios universais Instron.

Foi utilizada a matriz de aço inoxidável, cuja confecção e dimensões foram previamente descritos. Sobre essa matriz as infraestruturas foram parafusadas e posicionadas na máquina de testes mecânicos.

Para evitar o deslocamento da matriz, esta foi fixada por uma morça enquanto realizava-se o teste.

Foi realizado também um entalhe a 1mm da extremidade do *cantilever* para acomodar a ponta de aço que iria exercer a força sobre a estrutura (Figura 35).

A máquina de ensaio mecânico foi ajustada para deslocar 2 mm por minuto até que ocorresse a fratura do *cantilever*.



**Figura 35:** Ponta de aço acoplada ao entalhe.

#### 4.1.7 Análise estatística

Os resultados obtidos foram tabulados e submetidos à análise estatística. Os dados de tensão cisalhante foram submetidos à análise estatística não paramétrica (Bioestat versão 5.0 – Instituto Mamirauá, Belém, PA, Brasil), teste de Kruskal-Wallis seguido do teste de Dunn ( $p \leq 0,05$ ). Os dados de resistência flexural foram submetidos à análise de variância para dados com um fator de estudo (One-Way), seguida do teste de Tukey para comparação entre as médias ( $p \leq 0,05$ ) (SAS versão 9.1 – The SAS Institute, Cary, NC, EUA).

## 5 Resultados

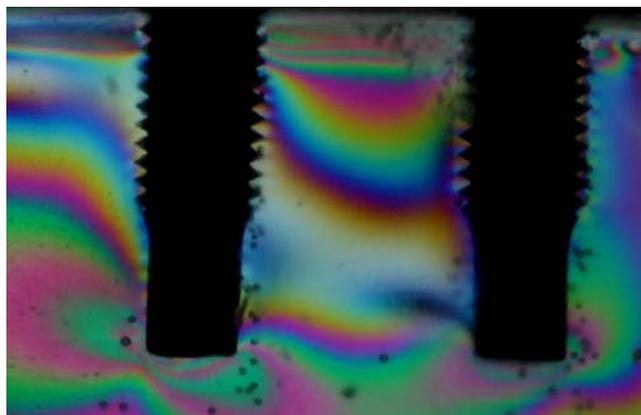
As tensões cisalhantes exercidas nas infraestruturas foram obtidas através do programa Fringes®. Foi obtida a média das tensões cisalhantes quanto a região avaliada (centro, lado direito e lado esquerdo) de cada grupo e quanto a técnica utilizada (fundição em monobloco, soldagem a Laser e soldagem a TIG), como expresso na Tabela 1.

**Tabela 1.** Média (desvio padrão) de tensão cisalhante (N/cm<sup>2</sup>) em função da técnica de obtenção da infraestrutura e da região avaliada.

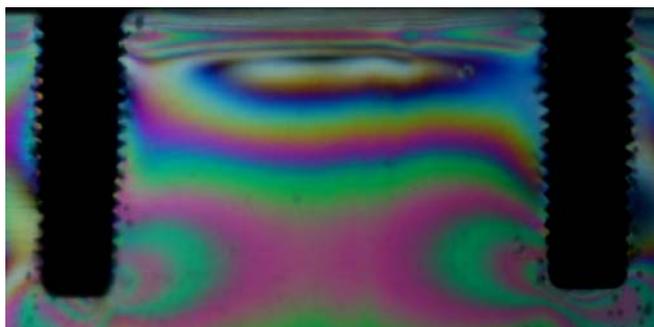
Região	Técnica		
	Monobloco	TIG	Laser
c	8,89 (2.35) Ab	10,91 (4.09) Ab	6,13 (6.43) Ab
d	22,15 (1.24) Aa	22,79 (2.15) Aa	22,93 (0.47) Aa
e	14,20 (5.42) Aab	12,28 (0.56) Ab	11,48 (1.20) Aab

Médias seguidas de letras minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem estatisticamente entre si (Testes de Kruskal-Wallis e Dunn;  $p \leq 0,05$ ).

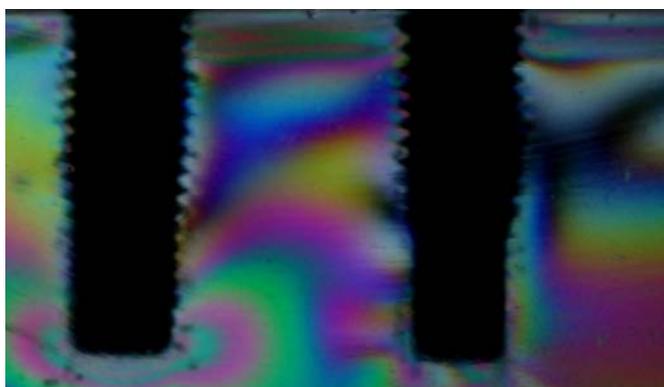
### Grupo Monobloco



**Figura 36:** Lado Direito.



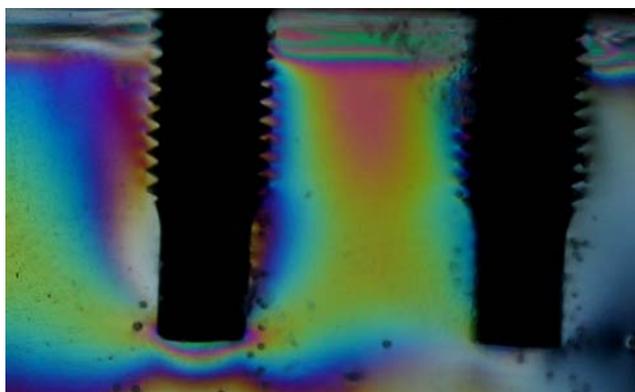
**Figura 37:** Centro.



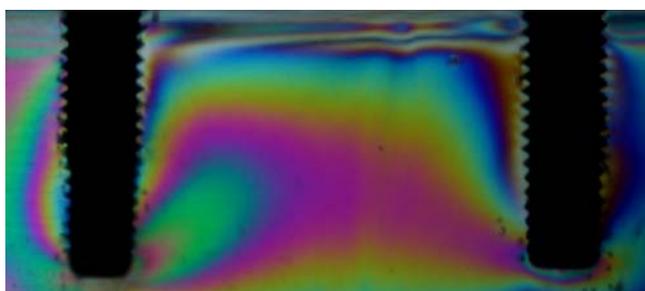
**Figura 38:** Lado esquerdo.

Nas infraestruturas em monobloco foi encontrada diferença estatística entre o lado direito e o centro. O lado direito apresentou maiores tensões, enquanto o centro concentrou menores tensões.

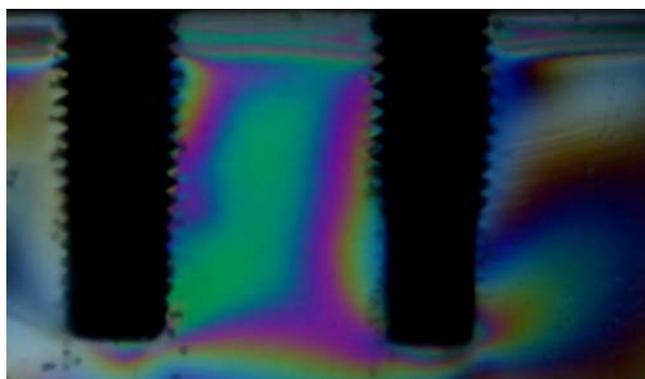
## Grupo TIG



**Figura 39:** Lado direito.



**Figura 40:** Centro.

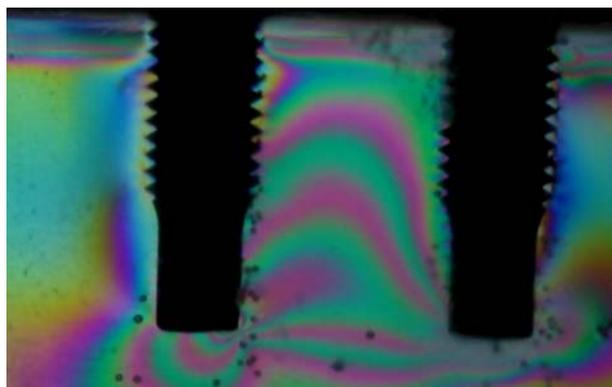


**Figura 41:** Lado esquerdo.

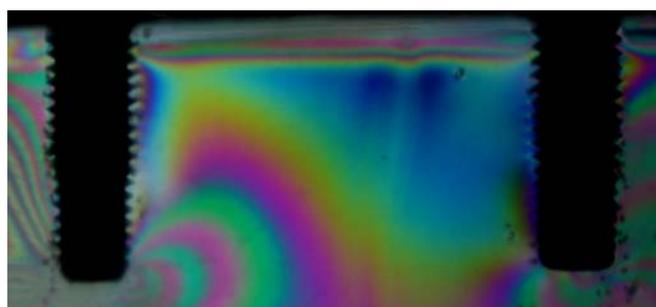
Na técnica de soldagem a TIG foi verificado diferença estatística entre a região do lado direito e do centro, concentrando maiores tensões do lado direito. Houve também diferença estatística entre o lado direito e o lado esquerdo, sendo

as tensões maiores do lado direito. Não houve diferença estatística entre as regiões do centro e do lado esquerdo.

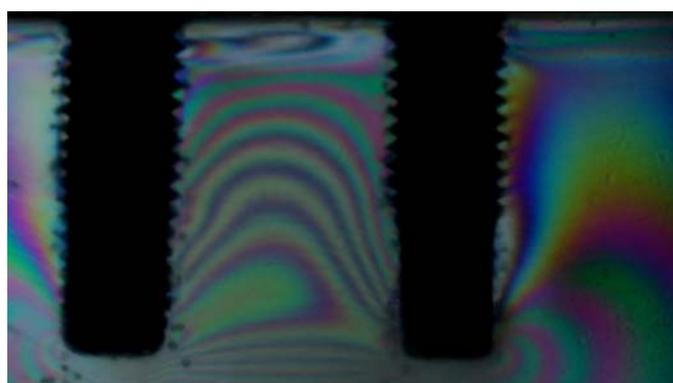
### Grupo Laser



**Figura 42:** Lado direito.



**Figura 43:** Centro.



**Figura 44:** Lado esquerdo.

Os resultados da técnica de soldagem a Laser mostraram que houve diferença estatística entre as regiões do lado direito e do centro, sendo maior a concentração de tensões no lado direito. Os resultados também mostraram que não houve diferença estatística entre o lado esquerdo com relação ao lado direito e com o centro.

Ao comparar as técnicas de obtenção das infraestruturas, os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre as mesmas.

Os resultados dos testes de fratura dos braços em *cantilevers* estão exibidos na Tabela 2. Foi obtida a média das forças exercidas, em cada técnica (fundição em monobloco, soldagem a TiG, soldagem a Laser), sobre os braços suspensos da infraestuturas até causar a fratura dos mesmos, exceto das infraestruturas em monobloco que não sofreram fratura.

**Tabela 2.** Média (desvio padrão) de resistência flexural (*Newton*) em função da técnica de obtenção da infraestrutura.

Técnicas		
Monobloco	TiG	Laser
342.66(108.99) A	230.81(34.96)B	327.43(98.02) AB

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



**Figura 45:** Infraestrutura em monobloco após o teste de flexão, sem ocorrer fratura do *cantilever*.



**Figura 46:** Infraestrutura soldada a TIG após realização do teste de flexão.



**Figura 47:** Infraestrutura soldada a Laser após realização do teste de flexão.

Foi observada diferença estatística entre as técnicas de fundição em monobloco e de soldagem a TIG, ou seja, as infraestruturas fundidas em monobloco apresentaram maior resistência à fratura dos braços em *cantilevers*. Não houve diferença estatística, com relação a resistência a fratura, entre a técnica de soldagem a Laser com relação a técnica de fundição em monobloco e a técnica de soldagem a TIG.

## 6 Discussão

A confecção de próteses implantossuportadas é uma realidade e tem alcançado níveis de sucesso que confirmam sua efetividade, quando bem planejada e executada. Baseados nisso, muitos pesquisadores têm proposto materiais e técnicas alternativas que, fazem dessa modalidade de tratamento disponível para um maior número de pacientes e ainda mantendo sua efetividade.

Dentre os materiais investigados freqüentemente, a liga metálica usada neste estudo tem um papel fundamental e suas propriedades determinam a posterior seleção dos componentes protéticos. Vários são os fatores importantes a serem considerados como, biocompatibilidade, módulo de elasticidade próximo ao do metal do implante (titânio), resistência a corrosão, baixo potencial de liberação de componentes da liga, fácil manipulação e baixo custo.

O sucesso de uma prótese fixa seja sobre dentes naturais ou implantes, está relacionado à distribuição uniforme de forças e adaptação mais perfeita possível, de tal modo que esta ocorra de forma exata e passiva (Jemt, 1991). A fim de minimizar a ausência de passividade durante os processos de confecção de infraestruturas metálicas, procedimentos odontológicos como a solda a Laser e mais recentemente a solda TIG, tem sido muito indicados.

Inúmeros estudos utilizam a técnica da fotoelasticidade para avaliar as tensões provocadas pelo comportamento das próteses sobre implantes (Vaz, Cury & Mariolani, 1999; Sadowsky & Caputo, 2000; Gross & Nisson, 2001; Sadowsky & Caputo, 2004; Markarian *et al.*, 2007; Damaceno *et al.*, 2008). Os materiais utilizados para confecção dos modelos experimentais apresentam módulos de elasticidade próximos aos encontrados nos tecidos ósseos, porém, esses ainda apresentam algumas limitações, como a não diferenciação do osso cortical e medular, o que altera a magnitude da tensão induzida pelo carregamento. No entanto, a localização e o comportamento das tensões sofrem poucas modificações em comparação a um modelo real. O material utilizado para a

confeção do modelo fotoelástico neste trabalho foi gerado a partir de resina epóxi flexível (Bernardes, 2004; Barbosa *et al.*, 2007; Simamoto Jr., 2008), com baixo módulo de elasticidade quando comparada a outras resinas disponíveis no mercado e que se apresenta altamente sensível ao carregamento.

Campos Jr. *et al.*, em 1986, afirmaram que, a análise fotoelástica é usada para transformar forças mecânicas em padrões de luz visível que indicam a localização e intensidade dessas forças. A maioria dos estudos descritos na literatura avalia as tensões por meio da fotoelasticidade através de análise qualitativa, ou seja, não encontraram valores específicos que descrevessem uma grandeza as tensões. As avaliações na sua maioria foram feitas de forma visual, utilizando a concentração das franjas formadas como referência de comparação entre amostras (Vaz, Cury & Mariolani, 1999; Sadowsky & Caputo, 2000; Sadowsky & Caputo, 2004; Markarian *et al.*, 2007). Outros estudos complementavam a técnica da fotoelasticidade com extensômetros (*strain gauges*), com o objetivo de quantificarem os valores de deformação gerados nos modelos (Freitas Jr. *et al.*, 2007; Cariello, 2009). Nesse estudo não foi realizado o carregamento das infraestruturas, uma vez que ao iniciar o aperto dos parafusos já foi possível a identificação de tensões no modelo. Utilizou-se a equação da lei óptica das tensões (1), para determinação da tensão cisalhante máxima ( $t$ ) permitindo a quantificação da tensão gerada pelo aperto dos parafusos por meio da técnica da fotoelasticidade de transmissão plana (Bernardes, 2004; Barbosa *et al.*, 2007). 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, a partir de uma escala de cores referente à resina utilizada com comprimentos de ondas específicos para cada padrão de cor.

Os resultados do presente estudo mostraram que não houve diferença estatística da tensão de cisalhamento entre as técnicas avaliadas (fundição em monobloco, soldagem a Laser e soldagem TIG) para confecção das infraestruturas metálicas (Tabela 1). Estudo semelhante foi realizado por Aguiar Jr. *et al.*, em

2009, no qual avaliaram a tensão exercida por infraestruturas a base de NiCr fundidas em monobloco e após soldagem a laser. Entretanto, os resultados revelaram que as infraestruturas em monobloco apresentavam maiores concentrações de tensões que após as mesmas serem submetidas a soldagem a laser.

A contradição com os resultados do presente estudo se deve ao fato de que durante o processo de fundição das infraestruturas houve um controle minucioso das etapas do processo de fundição como, quantidade adequada de cera para formação dos condutos de alimentação, revestimento próprio para a liga em estudo, temperatura e pressão. Além disso, existem propriedades inerentes a liga para observar tal comportamento. A presença do elemento Cr, melhora a passividade da peça, o elemento Mo aumenta a resistência mecânica e o elemento Ti eleva a temperatura de fusão da liga. Características possivelmente responsáveis pelo comportamento das infraestruturas fundidas em monobloco se assemelham ao comportamento mais passivo das infraestruturas soldadas (Watanabe, 2000).

No presente estudo foi realizada a técnica da moldagem com hastes baseados em trabalhos como Naconacy *et al.*, em 2004, ao observar menor distorção das peças metálicas e resina quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA), usando esta mesma técnica, além do reduzido tempo clínico, por não necessitar de seccionamento seguido de nova união com resina quimicamente ativada.

Esses também podem ser justificados, pelo grande número de pontos de solda, fazendo com que as infraestruturas soldadas a Laser e TiG apresentassem quantidade de tensão cisalhante semelhante as infraestruturas em monobloco.

Nos resultados foi observado também que o lado que teve a maior tensão foi o lado direito qualquer que seja a técnica. O fato, possivelmente, ocorreu devido ao início do aperto dos parafusos ter ocorrido pelos implantes deste lado ocasionando força compressiva no local.

Waskewickz, em 1994, relatou que essa concentração de tensões nos implantes mais posteriores ocorre devido ao desenho curvo das infraestruturas, que ao serem parafusadas realizam forças compressivas no local e os braços distais realizam força de tração para trás, fazendo com que as maiores tensões sejam encontradas nos implantes posteriores.

Trabalhos que estudaram a distribuição e magnitude das tensões com associação de *cantilevers*, relatam maiores níveis de tensão para os implantes mais posteriores (McAlarney & Stavroupolus, 2000; Sadowsky & Caputo, 2004; Van de Velde *et al.*, 2007). Alguns trabalhos relatam que o comportamento das fixações posteriores se mostrou mais susceptível a falhas biomecânicas, tanto por observações clínicas (Duyck, 2000; Smet *et al.*, 2007), quanto por estudos experimentais (Naconecy, 2006).

Vários são os estudos relacionados à resistência das soldas na literatura odontológica (Gabielli, Cortibe & Panzeri, 2000; Örtop & Jemt, 2006; Bock, Bailly & Fuhrmann, 2009; Bertrand & Quintin, 2010), essa preocupação ocorre por dois motivos principais: o primeiro relacionado às diversas falhas no próprio processo de soldagem que tornam as próteses sujeitas a fraturas durante a mastigação e o outro no que diz respeito à força de mordida (Duyck *et al.*, 2001).

No presente estudo foi observado que as infraestruturas fundidas em monobloco necessitaram de quantidade maior de força para fraturar que as infraestruturas soldadas a TIG (tabela 2). Este resultado era esperado, como dito anteriormente o processo de fundição foi muito bem controlado, obtendo dessa forma infraestrutura em monobloco bastante resistentes, além de que a liga utilizada Tilitite® apresenta, de acordo com o fabricante, dureza equivalente a 324.3 Kg/mm<sup>2</sup>. Ao final do teste as peças em monobloco não foram fraturadas, sofreram flexão, porém, o metal apresentou ter memória elástica, retornando em alguns minutos a posição inicial.

As infraestruturas soldadas a Laser não apresentaram diferença estatística em relação às fundidas em monobloco. Resultado este, possivelmente, justificado

pelo poder de penetração do ponto de solda com energia de 365V e pulso de 9ms, ou seja, foi conseguida energia para provocar boa penetração nas peças a serem soldadas, sem necessitar de um ponto de solda muito grande. Além disso, o controle do ar com gás argônio minimizou a formação de porosidades, o que pode gerar enfraquecimento da solda.

Também foi observado que não houve diferença estatística entre a infraestruturas soldadas a Laser com relação as soldadas com TIG. As soldagem com TIG foram realizadas com pulsos de 18ms, ou seja, foram realizados pontos de solda maiores. Quanto maior a duração do pulso maior é ponto de solda obtido. A soldadora TIG utilizada nesse estudo não tem energia muito alta, uma vez que, o arco elétrico dessa maquina não é completo, totalmente fechado, é o que podemos chamar de semi-arco, não conseguindo dessa forma ter energia suficientemente alta para obter boa penetração do ponto de solda. Em contrapartida, a profundidade utilizada, foi semelhante a solda Laser, proporcionando boa resistência e equivalência entre os métodos. No presente estudo o teste de fratura foi realizado com força ocluso-gengival. Embora o ato mastigatório implique em forças geradas em todas as direções, a força gerada no sentido ocluso gengival é considerada a de maior magnitude (Assunção *et al.*, 2009). Assim podemos considerar que as próteses fixas implanto-suportadas sofrem maiores tensões, considerando a presença de um vão livre formado pelo *cantilever* e assim quanto maior sua extensão, maior a necessidade de resistência em virtude da concentração destas forças paralelas ao longo do implante, principalmente os adjacentes ao lado de carregamento, que geram forças de flexão das próteses (Simamoto Jr., 2008).

No decorrer dessa discussão ficou evidente que são necessários mais estudos com relação ao comportamento da liga de NiCrTi em próteses sobre implantes e no que diz respeito as técnicas de confecção das infraestruturas metálicas bem como de trabalhos que testem e avaliem as formas de uso da solda TIG.

## 7 Conclusão

Com base nos resultados obtidos e de acordo com as limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- Não houve diferença dos valores de tensão cisalhante nas diferentes técnicas avaliadas (fundição em monobloco, soldagem a Laser e TIG).
- A tensão cisalhante foi maior ao longo dos implantes do lado direito qualquer que seja a técnica utilizada.
- As infraestruturas em monobloco e soldadas a Laser foram mais resistentes ao teste de flexão, quando comparadas estatisticamente às soldadas a TIG.

## Referências

- Aguiar Jr., *et al.* An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for on implant-supported prosthesis. 2009; 18: 230-234.
- Assunção WG, *et al.* Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg. 2009; 20: 1173-1177.
- Barbosa GAS *et al.* Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. Cienc Odontol Bras. 2007; 10 (1):84-89.
- Bauer MT, *et al.* Avaliação da resistência a tração de ligas de Níquel-Cromo para restaurações metalocerâmicas fundidas sob diferentes fontes de calor. Rev Passo Fundo. 2003; 8(1): 42-45.
- Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade [dissertação]. Universidade Federal de Uberlândia/Faculdade de Odontologia; 2004.
- Bertrand C, *et al.* The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. British Dental Journal. 2001; 90(5): 255-257.
- Bertrand C, Quintin AP. Proposal for optimization of laser welding in Prosthetic Dentistry. Journal of Prosthodontics. 2010; (19): 69-76.
- Bock JJ, Bailly J, Fuhrmann RA. Effects os different brazing and welding methods on the fractures load of various orthodontic joined configurations. Journal of Orthodontics. 2009; 36: 78-84.

Burr DB, *et al.* Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. J Biomech. 1985; 18(3): 189-200.

Campos Jr A, *et al.* A fotoelasticidade na pesquisa Odontológica. Parte I – campo de aplicação. Ver Odontol Univ SPaulo. 1986; 16(1): 20-25.

Caputo AA. Stress analysis. Seminário de biomateriais, Science section, abstracts. 1993.

Chamay A, Tschantz P. Mechanical influences in bone remodeling: Experimental research on Wolff's law. J Biomech. 1972; 5(2): 173-180.

Costa (XX), *et al.* Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained on Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. Braz Dent J. 2003; 14(3): 197-202.

Damaceno ARD, *et al.* Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infraestruturas implantossuportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. Ciênc Odontol Bras. 2008; 11(1): 27-34.

De Boer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. J Prosthet Dent. 1993; 69(4): 386-390.

Dinato JC, Wulff LCZ, Bianchini MA, Adaptação passiva: ficção ou realidade? Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese. São Paulo: Artes médicas, cap.15, 283-313, 2001.

Freitas Jr. AC, *et al.* Bioengenharia aplicada à Odontologia: métodos dos elementos finitos versus fotoelasticidade. Implantnews. 2007; 4(5): 476-469.

Gabrielli, ACR, Cartise ABE, Panzeri H. Emprego da soldagem TIG (Tungsten Inert Gas) em ligas para uso odontológico contendo Níquel, Cromo, Cobalto e Titânio. Rev Pós Grad. 2000; 7(3): 253-258.

Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prosthesis – an initial report. J Pros Dent. 1970.

Gross MD, Nisson J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry, Part II. J Prosthet Dent. 2001; 85(5): 450-454.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from time of prostheses placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(3): 270-276.

Kano *et al.* effect of casting procedures of screw loosening in UCLA – type abutments. Journal of Prosthodontics. 2006; 15(2): 77-81.

Kuo SL, El-Gendy T, Chou J, Miller RB. Fabrication of a laser-welded fixed-attachable prosthesis for immediate loading. Journal of Prosthesis. 2006; 5(4): 264-269.

Lima *et al.* Evaluation of surface characteristics of Ti-6Al-4V and Tiltite alloys used for implant abutments. Bras Oral Res. 2006; 20(4): 307-311.

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

Lu CG, Zheng YL, Qiu J. Study of dental alloys in the artificial saliva using electrochemical impedance spectropy. ShanghaiKouyiXue. 2010; 19(2): 168-172.

Lysak WA. Connected master cast procedure for intraoral luted implant frameworks. J Prosthet Dent. 1996; 75: 440-442.

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

Makarian RA, *et al.* Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelasticity analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2007; 16(2): 117-122.

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

Moslen I, Gabbar FA, Farghay A. Castability avaluation and effect of recasting of chromium-metal alloys. 1995; 41: 1357-1362.

Naconecy MM. Força e momento fletor em pilares de prótese tipo Branemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares [tese]. Faculdade de Odontologia, Pontifícia universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

Nooman M. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Children*. 1949; 16(4): 24-28.

Örtop A, Jemt T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 10 years follow-up study. *Clinical Implant Dentistry Related Research*. 2006; 8(4): xxx

Pagnano VO, *et al.*Effect of casting atmosphere on the shear bond strength of a ceramic to NiCrBe alloys. *Braz dent J*. 2009; 20(2): 138-142.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxilofac Implants*. 1989; 4(3): 241-247.

Silva Filho CE, Muench A. Propriedades mecânicas, físicas e de corrosão, e custos relativos de uma liga com baixo conteúdo de ouro. *Ver Odontol Univ SPaulo*. 1989; 3: 390-3.

Simamoto Jr., *et al.* Influência do tipo de soldagem na qualidade da adaptação de infraestrutura protética: análise por microscopia eletrônica. 2008; 44(1):xxxx

Simamoto Jr. PC. Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implantossuportados com alteração do número e diâmetro das fixações [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.

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

Sodoswsky SJ, Caputo A. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. J Prosthet Dent. 2004; 92: 328-336.

Soriani (XX), *et al.* Effect of the use of die spacer on the marginal fit copings casts in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. Braz Dent J. 2007; 18(3): 225-30.

Stüker RA, Teixeira ER, Zani IM. Passivity of metallic framework for implant-supported fixed Prosthesis. Revista Odonto Ciência – Fac. Odonto/PUCRS. 2005; 20(50): xxxx

Taggart WH. A new and accurate method of making gold inlays. Dent Cosmos J. 1907; 49(11): 1117-1121.

Torres EM, Mattos MGR, Ribeiro RF. Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de prótese sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. Ciênc Odontol Bras. 2006; 9(3): 32-40

Vaz MAK, Cury AADB, Marioline JRL. Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzidas na mandíbula pela simulação do esforço mastigatório em sobredentaduras muco-dento-suportada e prótese total. Rev Odontol Univ SPaulo. 1999; 3(1): xxxx

Vicent PF, Stevens L, Basfor RE. A comparison of the cast ability of precious and non precious alloys for porcelain vennering. J Prosthet Dent. 1977; 37(5): 527-536.

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): 186-192.

Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J Phrostheth Dent. 2000; 83(2): 223-234.

Watanabe F *et al.* Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxilo Fac implants. 2000; 15(2): 209-218.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. Int Prosthet Dent. 1999; 12(2): 167-178.

# Anexo I

## Análise Estatística

Tensão cisalhante – Kruskal-Wallis e Dunn

Tabela X. Comparação entre a tensão cisalhante das técnicas na região central.

	Resultados
H =	1.62
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.4449

Tabela X. Comparação entre a tensão cisalhante das técnicas na região direita.

	Resultados
H =	1.04
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.5945

Tabela X. Comparação entre a tensão cisalhante das técnicas na região direita.

	Resultados
H =	1.52
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.4677

Tabela X. Comparação entre a tensão cisalhante nas regiões das infraestruturas na técnica de fundição em monobloco.

Resultados				
H =	9.5721			
Graus de liberdade =	2			
(p) Kruskal-Wallis =	0.0083			
R 1 =	17			
R 2 =	60.5			
R 3 =	42.5			
R 1 (posto médio) =	3.4			
R 2 (posto médio) =	12.1			
R 3 (posto médio) =	8.5			
Comparações(método de Dunn)	Dif. Postos	Z calculado	z crítico	p
Postos médios 1 e 2	8.7	3.0759	2.394	< 0.05
Postos médios 1 e 3	5.1	1.8031	2.394	ns
Postos médios 2 e 3	3.6	1.2728	2.394	ns

Tabela X. Comparação entre a tensão cisalhante nas regiões das infraestruturas na técnica de solda TIG.

Resultados				
H =	9.5			
Graus de liberdade =	2			
(p) Kruskal-Wallis =	0.0087			
R 4 =	25			
R 5 =	65			
R 6 =	30			
R 4 (posto médio) =	5			
R 5 (posto médio) =	13			
R 6 (posto médio) =	6			
Comparações(método de Dunn)	Dif. Postos	Z calculado	z crítico	p
Postos médios 4 e 5	8	2.8284	2.394	< 0.05
Postos médios 4 e 6	1	0.3536	2.394	ns
Postos médios 5 e 6	7	2.4749	2.394	< 0.05

Tabela X. Comparação entre a tensão cisalhante nas regiões das infraestruturas na técnica de solda Laser.

Resultados				
H =	10.5			
Graus de liberdade =	2			
(p) Kruskal-Wallis =	0.0052			
R 7 =	20			
R 8 =	65			
R 9 =	35			
R 7 (posto médio) =	4			
R 8 (posto médio) =	13			
R 9 (posto médio) =	7			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 7 e 8	9	3.182	2.394	< 0.05
Postos médios 7 e 9	3	1.0607	2.394	ns
Postos médios 8 e 9	6	2.1213	2.394	ns

Resistência flexural – Anova 2-way

The SAS System

The GLM Procedure

Dependent Variable: tensao

Source	Sum of				
	DF	Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	2	1287.760220	643.880110	7.81	0.0021

Error	27	2227.231410	82.490052
Corrected Total	29	3514.991630	

R-Square	Coeff Var	Root MSE	tensao Mean
0.366362	28.26152	9.082403	32.13700

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tecnic	2	1287.760220	643.880110	7.81	0.0021

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	27
Error Mean Square	82.49005
Critical Value of Studentized Range	3.50643
Minimum Significant Difference	10.071

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	tecnica
A	39.448	10	1
A			
B A	33.411	10	3
B			
B	23.552	10	2