

**JULIANA TAMIÃO BARBERI**

**“ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES INDUZIDAS POR  
INFRA-ESTRUTURAS IMPLANTO-SUPORTADAS OBTIDAS PELAS  
TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO DOS CILINDROS E SOLDAGEM A  
LASER, ANTES E APÓS ELETROEROSÃO”**

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

Orientador: **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**

**PIRACICABA**

**2007**

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

Bibliotecário: Sueli Ferreira Julio de Oliveira – CRB-8ª. / 2380

B233a Barberi, Juliana Tamião.  
Análise fotoelástica das tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas de cimentação dos cilindros e soldagem a laser, antes e após eletroerosão. / Juliana Tamião Barberi. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2007.

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

1. Titânio. 2. Próteses e implantes. I. Nóbilo, Mauro Antônio de Aruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(sfjo/fop)

Título em Inglês: Photoelastic Analysis of stress transmitted from implant-supported frameworks achieved by cylinders luting and laser welding techniques before and after electric discharge machining

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Titanium. 2. Protheses and implants

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Marcelo Ferraz Mesquita, Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Ricardo Faria Ribeiro

Data da Defesa: 30/05/2007

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 30 de Maio de 2007, considerou a candidata JULIANA TAMIÃO BARBERI aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Mauro Nobilo".

---

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Ricardo Ribeiro".

---

PROF. DR. RICARDO FARIA RIBEIRO

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

---

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

***À minha mãe VERA,***  
*a qual sempre me espelhei; e se cheguei até aqui, é porque segui seus ensinamentos e tive o seu caráter, amor e responsabilidade como meus maiores exemplos.*

***Ao meu pai VALDIR,***  
*Graças a você eu estou conquistando meus desejos profissionais e pessoais.*  
*Sem você nada seria possível.*

***Ao meu querido marido CAL,***  
*Pelo incentivo, amor, carinho e compreensão em todos os momentos, mesmo nos mais difíceis, fazendo com que eu nunca desista de lutar e alcançar meus objetivos.*

*Dedico essa dissertação.*

## **AGRADECIMENTO MUITO ESPECIAL**

*Ao meu orientador, Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO, por você fazer parte importante na minha formação profissional durante esses anos, conseguindo ao mesmo tempo ser amigo e mestre, característica esta admirável e única. Obrigada por ter confiado em mim desde o primeiro momento.*

*"Se eu enxerguei mais longe, é porque estava sobre os ombros de gigantes".*

**Albert Einstein**

*A Deus, pela vida, benção e saúde a mim concedidos.*

*Ao meu irmão ALEXANDRE e família, que mesmo à distância compartilharam comigo momentos importantes desta caminhada.*

*À minha avó Maria do Carmo que sempre me deu força, demonstrando sua sabedoria de vida.*

*A toda minha família que sempre estiveram ao meu lado torcendo por mim e vibrando a cada conquista.*

*Aos meus sogros VLAUDIR, REGINA e sua família pelo apoio e exemplo de união, os quais foram grandes incentivadores deste trabalho.*

## **AGRADECIMENTOS**

*À Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, na pessoa de seu digníssimo Diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto e do Diretor associado Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim.*

*À Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP - UNICAMP, Prof. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, pelo alto nível oferecido nos cursos de pós-graduação.*

*À Conexão Sistemas de Prótese LTDA, pela doação dos componentes utilizados nesse trabalho, a confiança e o incentivo à pesquisa.*

*Ao Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk, do Departamento de Prótese Dental da Universidade de São Paulo, por gentilmente ceder o polariscópio para a análise fotoelástica e pela atenção a mim dedicada.*

*Ao Prof. Dr. João Henrique Nogueira Pinto e Prof. Dr. Fernando José Scarelli Lopes, professores do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais (Centrinho, USP - Bauru), pela amizade, apoio e ensinamentos transmitidos durante toda a especialização.*

*À Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori pela orientação na graduação e especialização, essencial para minha formação profissional e pela amizade.*

*À Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury, por ter cedido as dependências do Laboratório de Prótese Parcial Removível para a realização dessa pesquisa.*

*Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, pela amizade e conhecimentos a mim dedicados, enriquecendo assim a minha formação profissional.*

*Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, pelos ensinamentos transmitidos a mim durante a pós-graduação, contribuindo para a qualidade deste trabalho.*

*À Profa. Dra. Célia Maria Rizzatti Barbosa, pela colaboração no uso do microscópio mensurador.*

*À colega Flávia Maria Lopes pela sua atenção e dedicação no auxílio e manuseio do polariscópio.*

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

*Ao SENAI pela utilização de suas dependências e ao seu instrutor de ferramentaria João Batista da Silva, no auxílio e manuseio da máquina de eletroerosão.*

*Às amigas Alessandra Regina D. Damaceno e Poliana L. Bastos, pelo auxílio, troca de conhecimentos e principalmente pela amizade demonstrada durante o decorrer do curso.*

*Aos amigos especiais Mônica Nogueira Pigozzo e Wagner Araújo de Negreiros por todo apoio e ensinamentos à mim dedicados e pela verdadeira amizade.*

*Aos amigos Eduardo José Caldeira e Elaine Minatel, os quais eu muito admiro, pelo incentivo e participação direta na minha carreira acadêmica.*

*À colega Márcia Mika Nakaoka por me auxiliar na confecção do modelo para a eletroerosão.*

*Aos meus colegas de Pós-graduação pelo convívio e amizade.*

*À funcionária "Dona Jose", sempre amiga e dedicada.*

*Às secretárias do Departamento de Periodontia e Prótese da FOP - UNICAMP, Shirley e Juliana, pela colaboração e atenção sempre que requisitada.*

*A todos amigos do convívio social que direta e indiretamente me apoiaram na realização deste trabalho.*

## RESUMO

O presente estudo avaliou o assentamento passivo em infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, através de análise fotoelástica da distribuição de tensões em virtude do grau de desadaptação. A partir de uma matriz metálica no formato e dimensões similares a um arco mandibular, contendo cinco análogos de pilares Micro-Unit (Conexão – São Paulo), foram confeccionadas duas estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro (Tritan® – Dentaurum – Alemanha), obtidas pelas seguintes técnicas: Estrutura I, cilindros cimentados com ionômero de vidro modificado por resina (RelyX® Luting 2 – 3M ESPE); e Estrutura II, cilindros soldados a laser e subsequente refinamento por eletroerosão (EDM). A partir de um molde de silicone de duplicação foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica (Araldite® GY279BR Huntsman – Araltec Produtos Químicos Ltda. – Guarulhos – São Paulo) com cinco implantes incorporados e pilares Micro-Unit. As estruturas foram então submetidas à análise fotoelástica conduzida pelo aperto dos parafusos na seqüência preconizada 3,2,4,1,5. Seqüencialmente, mensurações foram realizadas na interface estrutura/pilar intermediário com auxílio de um microscópio mensurador, com precisão de 0,0005mm (STM Digital – Olympus – Japão) através do teste do parafuso único. A estrutura dos cilindros cimentados apresentou os melhores resultados com menor valor de desadaptação (42,37  $\mu\text{m}$ ) e maior distribuição das tensões, quando comparada à estrutura dos cilindros soldados a laser (83,66  $\mu\text{m}$ ), a qual após o procedimento de EDM e subsequente análise fotoelástica demonstrou redução no grau de desadaptação (53,7  $\mu\text{m}$ ) e melhor distribuição de tensão. Pode-se concluir que o processo de cimentação dos cilindros à estrutura otimiza a adaptação marginal desta e minimiza os padrões de tensões, sendo eficaz para a obtenção do assentamento passivo.

## ABSTRACT

The purpose of the study was to evaluate the passive fit of fixed implant-supported prosthesis titanium frameworks, through photoelastic stress analysis. Two frameworks welded in commercially pure titanium (Tritan® – Dentauro – Germany) were fabricated by two methods based on a metal model composed of five analogous Micro-Unit (Conexão – São Paulo): Framework I, abutment-luted with resin-modified glass ionomer luting cement (RelyX® Luting 2 – 3M ESPE); and framework II, cylinders laser-welding technique and was then refined using electric discharge machining. Photoelastic model was obtained (Araldite® GY279BR Huntsman – Araltec Produtos Químicos Ltda. – Garulhos – São Paulo) with five fixtures and abutments Micro-Unit. Strains were produced around the implant bodies when screws retaining the prosthesis were tightened sequence 3,2,4,1,5, and strains were evaluated by photoelastic analysis. The interfacial gaps between the abutments and fixture were measuremented with an optical microscope (STM Digital – Olympus – Japan) 0,0005mm of precision. The interfacial gaps were smaller in the abutment-luted framework (42,37  $\mu\text{m}$ ), demonstrated the lower stress when compared to the laser-welded cylinder framework (83,66  $\mu\text{m}$ ). The electric discharge machining (EDM) reduced the gaps at the interfaces (53,7  $\mu\text{m}$ ) and the strains for framework welded. It may be concluded that the process of abutment-luted realized in frameworks improves the precise fit of it, can be recommended of achieving precise fit of implant-supported prosthesis.

## **SUMÁRIO**

1 INTRODUÇÃO	01
2 REVISÃO DE LITERATURA	06
3 PROPOSIÇÃO	47
4 MATERIAIS E MÉTODOS	48
5 RESULTADOS	73
6 DISCUSSÃO	77
7 CONCLUSÃO	82
REFERÊNCIAS	83
ANEXO	90

## **1. INTRODUÇÃO**

A reabilitação bucal por meio de implantes osseointegrados tem evidenciado um significativo sucesso na Odontologia, principalmente pela possibilidade de reabilitações protéticas extensas em pacientes edêntulos, proporcionando retenção e estabilidade das próteses, bem como a aplicação em reabilitações menores.

Com relação ao material, propriedades inerentes ao titânio como excelente biocompatibilidade, alta flexão, baixo módulo de elasticidade e resistência à corrosão, fazem deste material excelente para utilização na Odontologia. Este apresenta ainda características como: baixo peso; alta resistência mecânica; possibilidade de soldagem e relação resistência/peso favorável (LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993; WANG, 1995). Estudos longitudinais comprovam sua eficácia na confecção de infra-estruturas protéticas (JEMT, 1995), restaurações fundidas e na fabricação de implantes.

A utilização de tais próteses trouxe preocupação com sua precisão, pelo fato do sistema osso-implante ter menor capacidade que o sistema periodonto-dente em absorver e distribuir as forças mastigatórias através do osso alveolar, devido à ausência da membrana periodontal. A impossibilidade de adaptação passiva produzirá sobrecarga aos elementos mecânicos do sistema, podendo resultar em fratura do intermediário e perda do parafuso de conexão. Em casos mais graves pode também afetar os elementos biológicos, causando a completa perda da osseointegração ou diminuição da altura do osso-marginal peri-implantar (SKALAK, 1983; APARÍCIO, 1994).

Para se obter ótima distribuição de forças entre os componentes, a adaptação entre estes deve ser precisa para que ocorra o assentamento passivo entre estrutura e intermediário. A adaptação passiva pode ser definida como o contato circular simultâneo entre os componentes pré-fabricados, onde teoricamente devem induzir tensão zero no implante e no osso circunvizinho na ausência de carga externa aplicada (SAHIN & CEHRELI, 2001). De acordo com

CARR (1996), o assentamento desta interface é considerado passivo se a desadaptação estiver entre 10  $\mu\text{m}$  ou menos. Para JEMT (1996), a adaptação passiva é aquela que não causa complicações clínicas a longo prazo, onde valores inferiores a 100 $\mu\text{m}$  de desadaptação seriam aceitáveis; é uma importante questão clínica o quanto a desadaptação de uma prótese total fixa implanto-suportada é responsável por respostas biológicas adversas, como a perda óssea marginal, apesar do grau de tolerância do tecido ósseo suporte em relação às forças geradas de próteses sem passividade.

Alguns métodos têm sido utilizados clinicamente na avaliação deste assentamento passivo, tais como: inspeção visual da peça assentada sobre os pilares intermediários; as sensações de pressão, desconforto ou dor relatadas pelo paciente; uso de radiografias periapicais para implantes que encontram-se posicionados subgengivalmente; visão direta e sensação tátil quando estes localizam-se supragengivalmente; e o teste do parafuso único que consiste no aperto, com torque adequado, de um dos implantes localizado em uma extremidade e a verificação do assentamento no implante da extremidade oposta (KAN *et al.*, 1999).

Vários estudos utilizam ainda métodos laboratoriais para a verificação desse assentamento, dentre eles o Método Fotogramétrico (JEMT *et al.*, 1996); avaliação de tensão por meio de medidores elétricos (CLELLAND & VAN PUTTEN, 1997; WATANABE *et al.*, 2000), mensuração da distorção vertical linear com auxílio de um microscópio óptico, associada ao teste do parafuso único (WASKEWICKZ *et al.*, 1994; BERNARDON, 2001; SOUSA, 2001; CONTRERAS, *et al.*, 2002; KLEINE, 2002) e Análise Fotoelástica (WASKEWICKZ *et al.*, 1994; OCHIAI, *et al.*, 2003), métodos esses que exigem equipamentos específicos.

A análise fotoelástica, técnica consagrada na Odontologia, é utilizada para transformar forças mecânicas produzidas em estruturas geométricas complexas, em padrões de luz visíveis que indicam a localização e intensidade de estresse, porém a informação principal é dada com relação à direção e distribuição dos padrões. Quando um feixe de luz polarizada passa através de um

material de dupla refração, se transforma em vibrações perpendiculares que atravessam o material em diferentes velocidades e a diferença de fase entre esses componentes de luz pode ser observada através de um filtro polarizador (GLICKMAN *et al.* 1970).

Assim, a fotoelasticidade permite analisar a passividade de estruturas protéticas através da avaliação de tensões formadas no modelo fotoelástico quando as estruturas são parafusadas sobre os modelos ou quando se aplica carga sobre as mesmas (WASKEWICKZ *et al.*, 1994; WATANABE *et al.*, 2000; NISSAN *et al.*, 2001; UEDA *et al.*, 2004; BABONI, 2005; DAMACENO, 2005; KLEINE, 2005).

De acordo com SAHIN e CEHERELI (2001), os procedimentos clínicos e laboratoriais empregados na fabricação das infra-estruturas são inadequados para gerar uma adaptação passiva absoluta entre as mesmas e os implantes. Isto ocorre devido à expansão volumétrica e linear dos materiais utilizados, como material de impressão, gesso, moldes, revestimentos e metais para fundição. A distorção em potencial é gerada em cada passo do processo de fabricação (ROMERO *et al.*, 2000). Os autores ainda relatam que um ajuste passivo absoluto das infra-estruturas não pôde ser alcançado nas últimas três décadas.

Na literatura diferentes técnicas pós-fundição têm sido descritas para minimizar tais distorções, como a soldagem a laser da estrutura; a eletroerosão sobre o modelo mestre e/ou na confecção final da peça; a soldagem ou cimentação dos cilindros durante a confecção da infra-estrutura sobre o modelo ou diretamente na boca do paciente; e a cimentação definitiva no momento da entrega da prótese.

A técnica do cilindro cimentado, apresentada por JIMENÉZ-LOPES em 1995, propõe a confecção de uma estrutura em monobloco na qual era integrado um cilindro de ouro que serviria como referência para posicioná-la na boca. Em seguida nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente posicionados e fixados no pilar transepitelial, eram preparados alojamentos para que posteriormente os demais cilindros fossem cimentados diretamente na boca

com auxílio de um cimento resinoso de dupla ativação. O autor relatou obter um assentamento passivo absoluto com o uso desta técnica, não havendo na época embasamento científico que sustentasse tal afirmação. O procedimento apresenta vantagens como a facilidade e rapidez da técnica; ausência de bimetalismo; o ajuste perfeito e a facilidade para polimento; reposição fácil dos cilindros caso haja perda de algum e mesmo a possibilidade de incorporar um outro cilindro de diâmetro até superior ao inicial, caso haja perda de algum dos implantes. Como desvantagens, o autor cita a porosidade na área de união e a experiência clínica curta. Estudos recentes têm se preocupado em avaliá-la a fim de verificar a eficiência e longevidade de tais próteses (KLEINE, 2002; RAJAN & GUNASEELAN, 2004).

Outra técnica de união dos cilindros à infra-estrutura utilizada atualmente é a soldagem a laser dos mesmos (McCARTNEY & DOUD, 1993; KLEINE, 2002; LONGONI *et al.*, 2004), por apresentar vantagens como economia de tempo laboratorial devido à soldagem ser feita diretamente sobre o modelo mestre; resistência das uniões soldadas comparável à da liga de origem; pode ser realizada em regiões de difícil acesso e também após a aplicação da resina acrílica ou porcelana, sem causar danos às mesmas (SOUZA *et al.*, 2000; BERTRAND *et al.*, 2001; DAMACENO; 2005).

Por fim, a eletroerosão (EDM) visa otimizar os problemas associados à adaptação e precisão das peças metálicas através de descargas elétricas geradas por um eletrodo de grafite ou cobre que desgastam incrementalmente pequenas quantidades de metal. Seu uso tem sido justificado pelo fato de que diversos tipos de ligas surgiram como substitutas para as restaurações convencionais em ouro, que apresentam excelente adaptação, e vem sendo utilizado na Odontologia desde 1982 (WEBER & FRANK, 1993)

Reconhecendo a necessidade de adicional informação científica sobre a precisão do assentamento das próteses implanto-suportadas, o presente estudo teve por objetivo verificar as tensões geradas a partir de infra-estruturas metálicas implanto-suportadas em virtude do grau de desadaptação, com o auxílio de

*Análise fotoelástica das tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas de cimentação dos cilindros e soldagem a laser, antes e após eletroerosão*

microscopia óptica e análise de transferência das tensões pelo método da fotoelasticidade; comparando assim, estruturas confeccionadas pelas técnicas de cimentação dos cilindros e soldagem a laser, sendo esta submetida posteriormente ao refinamento por eletroerosão.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **Titânio**

Em 1985, PARR *et al* discutiram sobre os aspectos importantes do titânio e suas ligas, como material para uso odontológico. Características como biocompatibilidade, rigidez, resistência à corrosão e a fratura permitem que este material apresente sucesso a longo prazo. O titânio puro sofre alteração cristalográfica quando submetido à temperatura acima de 882°C produzindo propriedades diferentes do seu estado original. A adição de quantidades de carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro acarretam melhora nas propriedades mecânicas do titânio puro; sendo que o Ti comercialmente puro apresenta traços destes elementos. Nas ligas de titânio são incorporados componentes como alumínio, para aumento da resistência e redução do peso, e vanádio para estabilização, as quais também apresentam propriedades mecânicas e físicas favoráveis para sua utilização. O titânio, tanto na sua forma pura ou como liga, é facilmente passivado pela formação de uma camada estável de óxido de titânio (TiO<sub>2</sub>), que determina a resistência à corrosão. Os autores citam ainda, que uma das desvantagens do uso do titânio na Odontologia se deve a dificuldade no processo de fundição.

HAMANAKA *et al* (1989), em seu estudo apresentam uma máquina para fundição de ligas de titânio e Ni-Ti, onde o sistema oferece sucesso na prevenção de defeitos internos e melhora a capacidade de fundição. O princípio é baseado na máquina de fundição *Castmatic* (Iwatani & Co. Ltda, Osaka 541, Japão) com algumas variações. Esta máquina apresenta uma câmara superior para liquefação e uma câmara inferior para fundição com gás argônio pelo sistema de pressão a vácuo, onde o aquecimento para fundição é controlado através do módulo de temperatura. Com a utilização deste equipamento, de acordo com os autores, o titânio e suas ligas podem ser fundidas com revestimentos comerciais à

base de fosfato e sílica, sem a alteração de suas propriedades. Ainda neste estudo, os autores verificam as propriedades das ligas fundidas através de testes de tensão e fundição. As propriedades mecânicas e a fusibilidade do titânio puro foram melhoradas; e a liga de Ni-Ti não apresentou perda de suas características originais como efeito memória ou super-elasticidade.

LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN (1993), citam as propriedades do titânio como baixo peso, alta flexão, baixo módulo de elasticidade e resistência à corrosão. Em adição, a biocompatibilidade, possibilidade de soldagem e a facilidade de acabamento, tornam este material excelente para aplicações odontológicas em implantes e restaurações fundidas. Para a Odontologia a propriedade mais importante é a excelente biocompatibilidade do titânio e suas ligas. Estudos mostram pequena ou nenhuma reação em ambos tecido mole e duro da cavidade oral. Segundo os autores, a biocompatibilidade deste metal deve-se a formação de uma camada passivadora a base de óxido de titânio, que protege sua superfície, a qual é bem aderida e inerte ao ataque eletroquímico. Esta camada passivadora não só produz resistência à corrosão, mas também permite que os fluídos fisiológicos, proteínas e tecidos orais sejam depositados diretamente sobre esta. Os autores ressaltam ainda, a necessidade de pesquisas adicionais em função da resposta biológica e para melhorar as técnicas de união titânio-cerâmica e fundição.

BERG *et al.*, 1995 comparam as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro após a fundição e sob as condições de soldagem a laser, com as propriedades do ouro tipo IV, grupo controle, devido estas serem conhecidas e satisfazerem requisitos clínicos. Foram confeccionadas 39 barras, divididas em três grupos: G1 fundição de titânio CP grau II (O'Hara Dental Titanium O'Hara Co. Ltd., Osaka, Japão); G2 titânio CP fundido e soldagem a laser; e G3 barras em ouro tipo IV (delta 2, K.A. Rasmussem, Hamar, Noruega). Todas as barras foram submetidas aos testes de tensão, resistência ao

escoamento e percentual de flexão. A resistência da liga de ouro foi maior que a do titânio CP. Entretanto, a resistência da solda a laser no titânio foi similar a brazagem da liga de ouro. De acordo com os autores estes resultados sugerem que restaurações dentais fundidas em titânio podem satisfazer os requisitos clínicos ordinariamente.

CRAIG *et al.*, 1997, descrevem as vantagens do titânio como resistência a degradação eletroquímica, baixo módulo de elasticidade, baixa densidade, alta resistência, peso leve, resistência à corrosão e biocompatibilidade, importantes para o uso deste metal na Odontologia. Relatam ainda, que a reatividade química e seu alto ponto de fusão (1700°C), são fatores que podem influenciar seu processo de fundição.

Em 2003, ANUSAVICE, citou em seu trabalho algumas características do titânio, assim como a alta resistência à tração, baixa densidade, resistência à corrosão e oxidação. Descreveu também sobre a camada de alta dureza e rica em oxigênio chamada de *alfa-case*, que se forma na superfície do metal fundido devido à reação com o material de revestimento. Essa camada é responsável pela diminuição da ductilidade do metal o que dificulta procedimentos de acabamento, tornando necessária a sua remoção. Devido ao alto ponto de fusão (1668°C) necessita de equipamento especial, onde a fusão ocorre por arco voltaico em atmosfera de gás argônio ou indução eletromagnética e utilização de revestimento apropriado.

### **Assentamento Passivo**

SKALAK (1983), relatou que o sucesso da osseointegração está diretamente relacionado à forma com que os estresses mecânicos são transferidos dos implantes ao osso, sendo essencial sua capacidade de resistência à fadiga em longo prazo. Também é necessário que se evite qualquer movimentação relativa que pode produzir abrasão do osso ou perda progressiva do implante. Devido o titânio ser mais rígido e resistente que o osso, há uma maior probabilidade de que ocorra falha no osso ou na união osso/titânio do que no implante propriamente dito; em contrapartida para que a falha ocorra na fixação seria necessária uma situação de alto estresse. De acordo com o autor esses estresses não podem ser detectados através de inspeção visual, mas podem ocasionar falhas mesmo sem a atuação de forças externas. Considerou ainda que, em uma reabilitação fixa extensa, os aspectos de rigidez da infra-estrutura e dos implantes, geometria e disposição dos mesmos no arco, submissão da peça a torções e trações, desadaptação da mesma sobre os implantes, assim como a aplicação de revestimentos estéticos, principalmente na mandíbula, influenciam na direção e intensidade da transmissão de tensões à interface da osseointegração.

De acordo com LINDQUIST *et al* (1988), próteses fixas implanto-suportadas exercem diferentes estímulos no tecido ósseo, fazendo com que a perda óssea marginal anual seja bem menor quando comparada às próteses totais convencionais. Baseados neste fato, os autores avaliaram a reabsorção óssea “in vivo” ao redor de implantes osseointegrados em reabilitações fixas. Pacientes desdentados mandibulares foram divididos em dois grupos compostos por 25 e 21 pessoas respectivamente. Ambos os grupos foram submetidos a tratamentos idênticos com próteses fixas implanto-suportadas, e acompanhados por um período de quatro a cinco anos. Durante todo o período de acompanhamento foram realizadas radiografias intra-orais para comparação com as tomadas logo após o término das reabilitações, para permitir a análise da quantidade de perda

óssea, alterações na densidade e arquitetura óssea ao redor dos implantes. Os resultados mostraram que durante os três primeiros anos, a perda óssea marginal ao redor dos implantes foi equivalente para os dois grupos, sendo que o maior índice de perda ocorreu durante o primeiro ano (0,40 a 0,45 mm). Os implantes mediais quando comparados com os posteriores, sofreram uma maior perda óssea. Nenhuma correlação foi estabelecida para a perda óssea em relação à eficiência mastigatória, força de mordida e extensão do *cantilever*; porém em pacientes com deficiência na higiene oral, houve maior perda óssea ao redor dos implantes.

Algumas sugestões foram colocadas por GOLL, em 1991, para minimizar a quantidade de erros e facilitar a obtenção de infra-estruturas implanto-suportadas com adaptação: usar componentes usinados, pois sua adaptação é mais previsível; checar a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta, para assegurar que todos os componentes se adaptem adequadamente; usar capa de proteção nos intermediários para impedir que resíduos se acumulem na superfície do mesmo; verificar a precisão do modelo através de um guia de resina acrílica, confeccionado um dia antes; usar pinos de laboratório novos nas fases laboratoriais bem como para avaliar a adaptação da peça clinicamente; limpar a superfície de contato do cilindro de ouro com solvente de cera antes da inclusão; usar as capas de proteção do cilindro de ouro durante o acabamento e polimento da infra-estrutura; e para fundição de próteses extensas usar cilindro de ouro de 4 mm, resultando em uma infra-estrutura mais volumosa e firme, o mesmo ocorrendo com o guia.

Em 1993, McCARTNEY & DOUD propuseram uma técnica para verificação do modelo de trabalho e correção por meio de soldagens, através de união intra-oral dos cilindros de ouro e intermediários. Confeccionaram uma infra-estrutura em peça única, incorporando apenas um cilindro de ouro (o mais

central), enquanto que nas regiões dos demais cilindros eram feitos orifícios. Essa peça era então provada clinicamente com os demais cilindros de ouro em posição, unidos à infra-estrutura com resina acrílica Duralay. Esta infra-estrutura era usada para a correção do modelo mestre. Após as devidas correções, os cilindros de ouro eram soldados à infra-estrutura, obtendo uma adaptação passiva com apenas uma solda. Os autores não relataram como essa adaptação passiva foi avaliada clinicamente, nem os critérios para tal análise.

WEINBERG (1993), discorreu a respeito da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas. De acordo com o autor, a distribuição de forças entre os componentes de um sistema depende de um complexo relacionamento entre rigidez relativa das partes estruturais e seu meio de sustentação (ligamento periodontal ou osseointegração). Em dentes naturais o meio de distribuição de forças depende da estrutura rígida do dente e da prótese. Já nos implantes, devido às características da osseointegração que não permitem micromovimentos, a distribuição de forças aos implantes remanescentes depende do grau de deformação do tecido ósseo, do implante, do intermediário, dos parafusos de retenção (do intermediário e do ouro) e da própria prótese. Levando-se em conta que o ligamento periododontal permite movimentos de ordem de 100 $\mu$ m, a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. O parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar-se em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou de pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro. Ele deve ser apertado adequadamente (10Ncm) para estabelecer a pré-carga nesta interface, de modo a limitar a força de cisalhamento exercida no parafuso na qual está apto a suportar. Desse modo, a falta de adaptação passiva pode levar à alta incidência de fadiga do metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível. No caso de uma prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro e a subsequente falha do parafuso de ouro, deslocam a força oclusal para outros pontos onde há uma interface adaptada, com

pré-carga adequada. Como resultado, os demais implantes podem ser sobrecarregados, especialmente, se a falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em *cantilever*.

JEMT & LIE (1995) fizeram uma análise de precisão de assentamento das estruturas de ouro através de uma técnica fotogramétrica tridimensional, sobre os modelos de trabalho. Os autores pretenderam medir o assentamento das próteses fixas totais aos modelos de trabalho antes da inserção, para tentar identificar a precisão das estruturas em um procedimento padrão para implantes. Mediram as distorções de 16 próteses implanto-suportadas, fundidas em liga de ouro pela técnica de monobloco. Estas próteses foram consideradas clinicamente aceitáveis em termos de adaptação quando parafusadas com o máximo de meia volta, sabendo-se que um espaço de 150 $\mu$ m pode ser fechado considerando a distância entre as roscas dos parafusos de ouro que é de cerca de 300 $\mu$ m. Observaram distorções dos cilindros, principalmente no plano horizontal (eixos x e y) e a média de distorção 3-D (tridimensional) foi de 42 $\mu$ m ( $\pm$ 15) e 74 $\mu$ m ( $\pm$ 38) para a maxila e mandíbula, respectivamente. A distorção angular média 3-D (tridimensional) foi de 51 $\mu$ m ( $\pm$ 35) na mandíbula e 70 $\mu$ m na maxila. Detectaram uma correlação significativa entre a distorção 3-D (tridimensional) do ponto de referência central com a curvatura do arco do implante, indicando maior deslocamento quanto mais curvo fosse o arco dos implantes. Com relação aos componentes protéticos utilizados, os autores comentaram que na combinação de implantes paralelos e pilares *standart*, certo desajuste pode, possivelmente, ser aceito dentro da tolerância dos componentes pré-fabricados (torneados) sem criar estresse durante a conexão das estruturas. Mas, em casos similares, quando utilizado o sistema de pilares cônicos maior distorção horizontal, estresse e problemas com o assentamento são observados. Os autores consideram que o impacto biomecânico do assentamento clínico considerável aceitável é desconhecido. Acreditam que nos casos de rotina clínica, a distorção da prótese em relação ao modelo de trabalho é geralmente menor do que 150 $\mu$ m.

CARR *et al.*, (1996) realizaram um estudo na tentativa de correlacionar as falhas nos implantes em função da ausência de passividade nas próteses implanto-suportadas. No presente trabalho os autores avaliaram resposta óssea ao redor de implantes, através de exame radiográfico e análise histomorfométrica. Foram instalados dois implantes de 3,8 x 10 mm (Steri-Oss, Inc., Yorba Linda, Califórnia.) bilateralmente, na região posterior de mandíbula de seis macacos. Sobre estes, confeccionou-se próteses parafusadas as quais foram divididas em dois grupos que exibiam níveis distintos de distorção linear: média de 38 $\mu$ m (grupo da adaptação) e média de 345 $\mu$ m (grupo da desadaptação), na ausência de carga oclusal. Os resultados falharam em evidenciar diferenças na resposta óssea entre os dois níveis de assentamento. Os autores acreditam que os achados podem ser atribuídos ao tamanho limitado da amostra, sugerindo novas investigações.

JEMT, em 1996, analisou, com método fotogramétrico computadorizado e medidas tridimensionais, o grau de adaptação das próteses sobre implantes, confeccionadas a partir de modelos obtidos diretamente na cavidade oral, tendo como objetivo verificar a validade dos vários estudos onde são usados modelos como referência pela dificuldade de realização de estudo *in vivo*. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 10 com implantes em mandíbula e 7 em maxila, e obtidos os modelos de trabalho com os cuidados habituais. As próteses foram confeccionadas através de dois métodos, cinco em titânio (Ti-3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Goteborg, Suécia) e soldadas a laser e, doze em ouro através do processo de fundição em monobloco. Todas foram clinicamente ensaiadas e aceitas como adaptadas satisfatoriamente. As análises mostraram resultados diversos para as diferentes situações. Nos modelos, a média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro de ouro foi de 37 $\mu$ m nas próteses mandibulares e de 75 $\mu$ m nas maxilares. Na cavidade oral, os valores eram de 51 $\mu$ m para mandibulares e 111 $\mu$ m nas maxilares. O autor faz um alerta para as próteses consideradas satisfatórias em testes clínicos, pois elas podem possuir

centenas de microns na interface de desadaptação e que, este nível pode causar problemas, devendo ser melhor investigado.

KAN *et al* em 1999, realizaram um estudo para discutir o assentamento passivo e revisaram os vários métodos clínicos sugeridos para avaliação deste assentamento. De acordo com os autores vários são os fatores que interferem na avaliação clínica deste parâmetro, dentre eles está o ângulo de visualização, luminosidade e experiência do clínico. Os métodos mais utilizados para verificar esta desadaptação são: pressão digital, sensação táctil, teste do parafuso único, inspeção visual e radiografias periapicais. Porém, apesar das técnicas descritas, nenhuma individualmente oferece resultado objetivo. Os autores sugerem a combinação dos vários métodos para avaliar a adaptação das próteses.

WEE *et al*, no mesmo ano, realizaram uma revisão de literatura, que incluía artigos clínicos e laboratoriais, onde demonstravam estratégias na intenção de melhorarem o assentamento nas próteses implanto-suportadas. Dos métodos sugeridos, apenas alguns apresentam eficácia cientificamente comprovada. A grande parte das estratégias avaliadas levaram a um ligeiro desajuste entre as estruturas e seus intermediários dos implantes. Os resultados demonstraram que múltiplos fatores impedem a obtenção do conceito “assentamento passivo” nas próteses implanto-suportadas, mas ainda é recomendável a realização de um trabalho meticuloso, procedimentos precisos e a utilização apropriada de métodos que tentam obter o assentamento preciso das próteses em seus componentes.

SCHAWRZ em 2000 realizou uma revisão enumerando as diversas complicações mecânicas nos implantes dentais, atribuídas as forças oclusais adversas, como perda ou fraturas do parafuso, ou ainda fratura da fixação. As causas de complicações na união com o parafuso podem ser relacionadas à pré-carga excessiva, falta de precisão no assentamento dos componentes protéticos e características anti-rotacionais da interface intermediário/implante. Em relação à

fratura da fixação, o autor cita que é um fenômeno tempo-dependente, onde a sobrecarga a longo prazo leva a fadiga do material e conseqüentemente sua fratura.

NISSAN *et al.* (2001), avaliaram o nível de estresse de infra-estruturas implanto-suportadas bem adaptadas considerando a quantidade de força do parafusamento, seqüência de parafusamento e diferentes operadores. Para tanto, trinta modelos foram feitos e obtidas estruturas metálicas através da técnica da moldagem do arrasto. Os estresses gerados foram medidos através de 4 *strain gauges* unidos à superfície superior da infra-estrutura. Três diferentes operadores parafusaram as estruturas com torque de 10 e 20 Ncm, variando duas seqüências de apertos dos parafusos: da direita para a esquerda e da esquerda para a direita. Os resultados indicaram que não houve diferença estatisticamente significativa no estresse da estrutura devido à força do parafusamento, seqüência de parafusamento ou operador, entre qualquer das trinta amostras obtidas com a técnica de moldagem. Os autores concluíram que é importante o uso de uma técnica de moldagem que aumente o preciso assentamento da infra-estrutura e, ainda, que o potencial da variável seqüência de parafusamento e torque possa gerar estresse desfavorável por pré-carga, este pode ser minimizado com o uso da técnica de moldagem do arrasto.

SAHIN & CEHRELI, em 2001, realizaram uma revisão de literatura sobre o significado clínico do assentamento passivo em infra-estruturas implanto suportadas e os fatores que interferem na obtenção desse assentamento. De acordo com os autores, o assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais significantes na manutenção da osseointegração e para tal fator, a infra-estrutura não deveria, teoricamente, induzir qualquer tipo de tensão sobre os componentes de implantes e tecido ósseo. Relatam ainda, que não existem estudos clínicos longitudinais que demonstrem falhas dos implantes atribuídas especificamente a desadaptação das infra-estruturas. Para os autores, o único método “in vivo” para

determinar a quantidade de passividade na infra-estrutura é através da análise de força em cada pilar de implante e/ou componentes da prótese antes e/ou depois da cimentação ou aparafusamento. A presença de uma desadaptação requer seccionamento e soldagem da peça para tentar minimizá-la. No entanto, a soldagem convencional ou solda a laser não provê necessariamente assentamento passivo, mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos implantes, podendo resultar na redução da frequência de perda do parafuso de ouro. Afirmam que, cada passo na fabricação da infra-estrutura influencia no resultado da adaptação, assim como o material de impressão, técnica utilizada, expansão de cristalização do gesso especial, expansão do material de revestimento e o tipo de liga utilizada. Concluem que o assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não são dimensionalmente precisos, mas um assentamento com desadaptação inferior a 150µm permite maior longevidade das fixações.

KARL *et al* (2004), realizaram um estudo *in vitro* do assentamento passivo em próteses fixas implanto suportadas, através da quantificação de cargas em 4 tipos de próteses confeccionadas sobre 5 implantes, utilizando o método *strain gauge*. Grupo 1, próteses cimentadas; grupo 2, próteses rosqueadas onde utilizou-se *coopings* plásticos para a fundição; grupo 3, próteses rosqueadas e utilização do cilindro de ouro; e grupo 4, próteses rosqueadas e cimentação do cilindro de ouro. Todas as próteses revelaram uma considerável quantidade de carga, registradas durante os procedimentos de cimentação e aparafusamento, portanto o assentamento passivo absoluto não é obtido. As menores cargas foram encontradas nas próteses onde o cilindro de ouro foi cimentado na estrutura. Estas cargas apresentam valores, os quais, fazem as próteses serem consideradas com “assentamento biologicamente aceitável”.

Em 2004, LONGONI *et al* descreveram uma seqüência clínica para

obtenção do assentamento passivo em prótese total fixa implanto-suportada, através da utilização de componentes pré-fabricados, os quais são posicionados e encerados com o auxílio de um delineador para subsequente inclusão. A passividade da infra-estrutura após a fundição é obtida intra-oralmente com a cimentação de um dos cilindros de titânio à infra-estrutura e os demais, soldados a laser para refinamento da adaptação.

KARL *et al.* (2006), realizaram um estudo *in vivo* para quantificar as tensões desenvolvidas a partir de próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas. Um paciente recebeu três implantes na porção direita da maxila (ITI solid screw implants, 4,1mm x 12 mm; Straumann AG, Waldenburg, Suíça), onde após o procedimento de moldagem, obteve-se o modelo mestre para confecção das próteses. Estas foram divididas em 4 grupos: G1, prótese cimentada; G2, prótese parafusada; G3, parafusada e fundição com cilindro de ouro; G4, parafusada com cimentação dos cilindros. Dois *strain gauges* foram adaptados aos pânticos, na superfície mesial (SG-M) e distal (SG-D), para registrar as tensões no momento da cimentação ou apertamento dos parafusos da prótese. Os valores médios de tensão ( $\mu\text{m}/\text{mm}$ ) foram: G1, SG-M 32  $\mu\text{m}/\text{mm}$ , SG-D 89  $\mu\text{m}/\text{mm}$ ; G2, SG-M 302  $\mu\text{m}/\text{mm}$ , SG-D 197  $\mu\text{m}/\text{mm}$ ; G3, SG-M 458  $\mu\text{m}/\text{mm}$ , SG-D 268  $\mu\text{m}/\text{mm}$ ; G4, SG-M 269  $\mu\text{m}/\text{mm}$ , SG-D 52  $\mu\text{m}/\text{mm}$ . De acordo com os autores, embora as próteses apresentem-se clinicamente aceitáveis, nenhuma delas revelou assentamento passivo absoluto com tensão zero. A prótese cimentada foi a que demonstrou menor valor de tensão, seguida da prótese que teve seus cilindros cimentados, onde esta produziu valores de tensões moderados.

### **Cilindro cimentado**

APARÍCIO em 1994 propõe um novo método para obter o assentamento passivo em próteses metalocerâmicas implanto-suportadas através da união química com cimento resinoso, após o tratamento das superfícies metálicas, do cilindro de ouro à infra-estrutura. O estudo faz um acompanhamento de dois anos, com avaliações em 1, 3, 12 e 24 meses verificando critérios que determinam o assentamento passivo das estruturas como: 1 - ausência de sensações de tensões ou dor durante o procedimento; 2 – fechamento final de todos os parafusos com no máximo 1/3 de volta sem resistência; e 3 – análise visual e radiográfica do assentamento de todos os intermediários baseado no teste do parafuso único. Foram confeccionadas 64 próteses fixas sobre 214 pilares *Estheticone* (Nobelpharma) ou intermediários angulados instalados em 47 pacientes. Os resultados obtidos em dois anos de estudo demonstraram que a técnica do cilindro cimentado pode ser aplicada clinicamente para obter o assentamento passivo de próteses metalocerâmicas. Permite a obtenção de uma estrutura melhor adaptada pela eliminação da soldagem, mantém a integridade do cilindro de ouro, pois não entra em contato com a superfície do intermediário e não é levado ao forno durante o processo de fundição ou aplicação de porcelana, e por fim, reduz o tempo de trabalho e número de consultas.

JIMENÉZ-LOPES, em 1995, apresentou a técnica do cilindro cimentado em prótese rosqueada sobre implantes. A técnica consistia na confecção de uma estrutura em peça única, sem soldagem, na qual era integrado um cilindro de ouro que seria usado como referência para posicioná-la na boca. Em seguida, nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente posicionados e fixados no pilar transepitelial, alojamentos eram preparados para que posteriormente fossem cimentados diretamente na boca com resina anaeróbica. O autor relatou obter um ajuste passivo absoluto que, além disso, facilitava a técnica de laboratório, obtendo ótimos resultados com maior rapidez e confiabilidade.

ULUDAMAR & LEUNG em 1996 descrevem o sistema protético *Preci-disc* (Alphadent, Antwerp, Belgica) para corrigir imprecisões da fundição em infra-estruturas para implante. Este sistema comercial é composto de réplicas em latão com 0,8mm de espessura para uso em laboratório, as quais são adaptadas sobre os intermediários no modelo de gesso para enceramento da infra-estrutura. Para uso clínico, apresenta um cilindro em titânio (0,7mm) que será unido a infra-estrutura através de cimento resinoso químico. A forma deste cilindro permite a correção de discrepâncias verticais e laterais no assentamento da peça. Os autores ainda comparam o nível de estresse exercido pela infra-estrutura quando adaptada ao implante, com e sem o uso de sistema *Preci-disc*, considerando os determinados fatores: tamanho da discrepância no assentamento entre o intermediário e o cilindro da estrutura; e localização da desadaptação. Após a análise fotoelástica das tensões os autores puderam concluir que o sistema *Preci-disc* foi efetivo na redução de estresse proveniente da infra-estrutura, especialmente com o aumento da discrepância vertical. Quanto à localização da desadaptação, quando esta se encontrava nos implantes intercalares a tensão era maior.

Em 1997 CLELLAND & VAN PUTTEN realizaram um estudo comparativo das tensões produzidas em uma situação de osso mandibular, entre estruturas fundidas convencionalmente e união com cimento resinoso dos cilindros às infra-estruturas. Para a realização do estudo três estruturas de cada grupo foram confeccionadas sobre um modelo fotoelástico (PL – 2; Measurements Group, Raleigh, NC) que simulava uma mandíbula edêntula, onde foram instalados 5 implantes Nobel Biocare com intermediários de 4 mm. Na resina foram incorporados 2 sensores de tensões (WA-06-060WR-120, Measurements Group), posicionados 2mm para vestibular em relação aos dois implantes terminais, paralelos ao longo eixo destes implantes. Após a adaptação da estruturas sobre os implantes e aperto dos parafusos com torque de 10Ncm as tensões foram registradas nos sensores e visualizadas através de Polariscópio.

Os resultados demonstraram que o grupo cimentado demonstrou menores tensões quando comparado a fundição convencional, ou seja, a técnica do cilindro cimentado oferece menor transferência de estresse e melhor distribuição das tensões ao osso suporte.

Em 2000, WATANABE *et al.*, realizaram um estudo para avaliar a distribuição de estresse exercida por estruturas de próteses implanto-suportadas parafusadas, com a utilização do método *strain gauge*. A partir de uma matriz retangular em poliuretano, com proporções 30x40x30cm, contendo três implantes do sistema IMZ (4.0X13mm) denominados 1,2,3 foram confeccionadas dezesseis estruturas metálicas para prótese fixa, obtidas através de quatro métodos diferentes: G1, fundição em monobloco e utilização de ligas de ouro; G2, seccionamento e soldagem das estruturas em ligas de ouro após a fundição em monobloco; G3, fundição das estruturas com ligas de ouro em partes separadas e posteriormente união com solda.; e G4, estruturas fundidas em titânio confeccionadas através da técnica do cilindro cimentado ou do assentamento passivo. As estruturas foram parafusadas com torque de 14,5Ncm sobre os implantes. Para análise das tensões ao redor dos implantes foram colocados seis sensores de tensões na matriz de poliuretano e verificou-se também a influência da ordem de três diferentes seqüências (2,1,3; 1,2,3; 1,3,2) de aperto de parafusos sobre a distribuição de tensões ao redor dos implantes. Os autores observaram que as estruturas do G4 (técnica do cilindro cimentado) demonstraram as menores tensões, seguidas dos grupos G3, G1 e G2; e o grau de contração foi menor nas peças fundidas em monobloco e posterior seccionamento e soldagem quando comparado ao das estruturas fundidas em partes para união com solda. Concluíram que apesar de estruturas com adaptação visual parecerem favoráveis, tensões são produzidas ao redor dos implantes quando estas são parafusadas.

KLEINE em 2002 avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. Em um arco mandibular edêntulo, construído em aço-cromo, fixou-se cinco análogos de pilares tipo *esteticone*. Foram obtidos modelos mestres em gesso tipo V (Exadur® – Polidental) e confeccionadas, sobre os mesmos, 20 estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro, divididas em dois grupos, onde foram confeccionados alívios internos, que permitiram adaptação dos cilindros de titânio. No grupo dos cilindros soldados, estes foram fixados com resina acrílica (Duralay®) e posteriormente soldados a laser. No grupo dos cilindros cimentados, apenas o cilindro central foi soldado a laser, e os demais cimentados com cimento resinoso (Panavia F® – Kuraray Co.). As mensurações foram realizadas com auxílio de um microscópio mensurador com precisão de 0,0005 mm. Os resultados demonstraram que, para a posição central, o assentamento passivo foi melhor para o grupo “cimentado” (desajuste médio de  $25,60 \pm 12,54 \mu\text{m}$ ) em relação ao grupo “soldado” ( $99,06 \pm 50,47 \mu\text{m}$ ),  $p < 0,05$ . Do mesmo modo, em relação à posição distal, o desajuste médio foi menor para o grupo “cimentado” ( $29,17 \pm 16,16 \mu\text{m}$ ) em relação ao grupo “soldado” ( $70,21 \pm 56,70 \mu\text{m}$ ),  $p < 0,05$ . Concluiu-se que a técnica dos cilindros cimentados apresentou melhores resultados de assentamento passivo.

Em 2004, RAJAN & GUNASEELAN apresentam um caso clínico com a confecção de uma prótese implanto-retida cimentada e parafusada de molar inferior. Após a confecção da coroa e verificação de seu assentamento intraoralmente, a coroa foi cimentada com cimento de fosfato de zinco. Os autores citam que poderia ter sido cimentada com ionômero de vidro ou cimento resinoso. A técnica facilita próteses retratáveis e permite a remoção de excesso de cimento. Entretanto, os autores chamam a atenção para a necessidade de estudos a longo prazo para avaliar a aplicação da técnica em próteses implanto-suportadas múltiplas.

## **Solda a Laser**

GORDON & SMITH em 1970 dissertam sobre o uso do laser na Odontologia, o qual promove uma técnica rápida, econômica e precisa para união de metais. Os autores relatam requisitos básicos, experiências e vantagens da solda a laser em próteses fixas e removíveis; citam que a primeira prática de soldagem a laser em próteses foi em 1968. Para o estudo clínico em 19 pacientes, confeccionou-se próteses fixas de 4 elementos associadas a próteses removíveis com encaixes de precisão, onde a porção macho foi fixada à estrutura através de solda a laser. Os resultados demonstraram sucesso em todas as áreas soldadas e vantagens como: pequena indução de distorção, otimização de tempo de trabalho laboratorial, aplicação em metais não preciosos, ausência de falha nos pontos de solda, resistência na área de solda compatível a resistência do metal e manutenção anatômica da região interproximal.

Em 1988, SJOGREN *et al.*, avaliaram a resistência à tensão, tração e porcentagem de flexão em corpos de prova de titânio unidos e soldados a Laser em comparação com barras em liga de ouro tipo III unidas por brasagem. Foram confeccionados oito grupos, com barras em titânio de 70 mm de comprimento nas espessuras de 2mm e 5 mm; e comparados com grupos equivalentes, porém com barras seccionadas na região central e unidas por soldagem a laser. As variáveis da solda foram: níveis de energia de 12 - 30Joules, duração do pulso de 6 - 10ms e frequência de 3 - 10 Hz. Através de fotografia em microscopia eletrônica, os resultados obtidos foram comparados com os valores dos grupos de oito barras em ouro tipo III, com 5 mm de diâmetro e unidos por brasagem. Durante o teste de flexão, as amostras em ouro unidas por brasagem fraturaram cruzando o ponto de união, e as amostras inteiras fraturaram em volta do centro das mesmas. Nas amostras de titânio soldadas a Laser a fratura ocorreu no centro do ponto de solda. Os valores da porcentagem de flexão demonstraram uma redução tanto para o titânio soldado a laser, quanto para a liga de ouro tipo III após a brasagem;

a resistência à tensão e à tração alterou para mais ou para menos, dependendo das variáveis na soldagem. Os grupos soldados apresentaram maiores porosidades; em contrapartida, o grau de deformação foi maior para as barras inteiras. Por fim, de acordo com os autores, mais estudos devem ser realizados para a determinação de condições favoráveis para a solda a Laser em titânio.

JEMT & LINDÉN, em 1992, selecionaram 86 pacientes para reabilitação com uma nova técnica de próteses implanto-suportadas. Utilizaram, para tanto, componentes pré-fabricados de titânio para confecção das infra-estruturas protéticas, as quais foram divididas em dois grupos. O grupo 1 teve os cilindros adaptados a segmentos da infra-estrutura, e estes posteriormente soldados a laser verticalmente; no grupo 2 a estrutura foi adaptada aos cilindros e soldada a laser horizontalmente. Os autores compararam seus dados com os de 287 infra-estruturas fundidas convencionalmente. Os resultados, após um ano, indicaram a mesma incidência de falhas de uma prótese obtida através de fundição convencional. Apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano em função e exigiram algumas modificações. Novas técnicas usualmente envolvem problemas e complicações que não podem ser detectados antes de testados clinicamente. Os autores citam que esta técnica dificulta a colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, e a prótese fica sobre-estendida buco-lingualmente, exigindo o refinamento dos componentes pré-fabricados de titânio. Em oposição, parecem apresentarem melhor assentamento aos implantes a nível clínico. Estudos ainda são necessários para verificar a efetividade desta técnica a longo prazo, considerando principalmente propriedades como resistência à fadiga. Os autores ainda sugerem que as soldas realizadas no sentido horizontal são mais favoráveis, devido a menor possibilidade de fratura.

YAMAGISHI *et al.* (1993), verificaram as propriedades mecânicas da soldagem a laser em Ti comparadas com o Ti original, submetidos ao teste de flexão e dureza Vickers. De acordo com os resultados, a resistência à flexão está

correlacionada com a atmosfera e intensidade de radiação da área soldada. Portanto quanto maior a intensidade de radiação, tanto de ar como gás argônio, maior a flexibilidade das amostras; em contra partida em baixas intensidades as amostras tornaram-se frágeis. O teste de dureza demonstrou um melhor resultado após as amostras terem sido soldadas em atmosfera de gás argônio. Os autores concluem que a solda a laser é efetiva quando submetida ao gás argônio. Por outro lado os resultados variam de acordo com a intensidade de irradiação. Sugerem que futuras pesquisas são necessárias para determinar a melhor combinação destes dois fatores.

WANG e WELSCH, em 1995, realizaram uma pesquisa, onde foram testados os métodos: soldagem com tungstênio, soldagem a Laser, soldagem por irradiação de raios infravermelhos para o titânio e liga de Ti-6Al-4V. A colocação de um baixo nível de energia do sistema de soldagem a Laser Nd: YAG (Lasag AG Corp., Thun, Suíça), não forneceu calor suficiente para que o metal fundisse, e a aplicação de altos níveis de energia causou a evaporação dos metais que ocasionou a formação de superfícies côncavas. Determinou-se então, 18 joules de nível de energia aplicados durante 2 Hz, com pulso de 12m/seg. Os resultados mostraram que as uniões soldadas foram mais fracas do que o grupo controle sem solda, e quando da análise no microscópio eletrônico, todas as amostras soldadas a Laser apresentaram regiões soldadas na periferia e uma na região central sem solda, o que resultou em baixos níveis de resistência à tração.

TAMBASCO *et al.*, em 1996, estudaram a utilização da soldagem a Laser em laboratório. Ressaltaram algumas de suas características na Odontologia, bem como suas vantagens e desvantagens. Segundo os autores, a luz produzida pela soldagem a Laser não pode ser observada pelo olho humano devido ao longo comprimento de onda, e o feixe do Laser é mantido a 0,5 mm de diâmetro, concentrando a radiação da luz numa pequena área de superfície. A energia da luz é absorvida pela superfície do metal e convertida em calor, o qual

penetra no interior do metal por condução. No centro do foco do raio Laser, o metal pode ser vaporizado se utilizada muita energia. Ainda que o metal derreta na zona de alcance do foco do Laser, o metal em torno se mantém relativamente frio. Relataram ainda que, o sucesso da soldagem a Laser depende da profundidade de penetração do raio. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente. Quando as dimensões do metal podem ser controladas a espessura recomendada é cerca de 3 mm e uma profundidade de soldagem de 1,5 mm para a maioria das aplicações. Esta profundidade permite uma resistência adequada da junta da solda e minimiza a entrada de calor no metal, promovendo menor distorção da peça. Uma profundidade de penetração maior é possível, para obtenção de maior resistência, porém o risco de distorção da peça protética é maior. No entanto, uma penetração insuficiente resulta em junta de solda enfraquecida. A penetração é controlada pela variação da voltagem associada com o pulso do Laser e não pela duração do pulso. Aumentando a duração do pulso, geralmente só aumenta a quantidade de energia sobre a peça, mas não a penetração da solda. E isto levaria a maior concentração de calor, aumentando a possibilidade de distorção da peça protética, devido à expansão térmica. Outro fator que pode afetar esta penetração seria o ângulo em que o raio Laser atinge a superfície do metal. Este ângulo deve ser reto em relação à superfície. Os autores destacam algumas vantagens da solda a Laser: 1. apresenta uma fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; 2. possibilita a soldagem no modelo de trabalho, devido à baixa quantidade de calor liberado; 3. é mais precisa, pois exige que as peças de metal estejam em contato direto entre si, reduzindo o potencial de distorção; 4. resistência ao escoamento da junta de solda é idêntica ao metal de origem; 5. tempo de trabalho reduzido. Apresentam também algumas desvantagens como: 1. alto preço inicial do equipamento; 2. maiores espaços para a posição do equipamento; 3. algumas dificuldades iniciais, para conseguir a qualidade ideal nas soldagens; 4. características de flexibilidade, condutibilidade térmica, densidade e composição do metal-base de algumas ligas dificultam a

soldagem a Laser.

Em 1998, CHAI & CHOU avaliaram as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro em diferentes condições de soldagem a Laser, para determinar os parâmetros ótimos em termos de duração e voltagem. 57 barras fundidas em titânio de acordo com a especificação ISO 6871 foram divididas em 9 grupos experimentais e um grupo controle. As barras seccionadas foram soldadas a Laser em diferentes durações (8, 10 e 12ms) e níveis de energia (290, 300 e 310V); e então avaliadas para classificar a resistência a tensão máxima, resistência ao escoamento e porcentagem de alongamento. Os resultados mostraram que os valores para resistência a tensão oscilaram entre 374 a 562 MPa, a resistência ao escoamento de 206 a 338 MPa e a porcentagem de alongamento ficou entre 2,49% e 10,58%. O aumento de impurezas como nitrogênio e oxigênio melhoram as propriedades de resistência à tensão, mas diminuí consideravelmente a ductibilidade e aumenta a fragilidade. Os autores concluíram que melhor resistência à tração foi obtida quando utilizou 305 V e 12 ms, 310 V e 10 ms para a resistência ao escoamento e 300 V e 12 ms para melhor porcentagem de alongação. A voltagem foi o único fator significativo que influenciou a resistência à tensão e a resistência do produto da união. Um aumento da voltagem conduz a maior profundidade de soldagem. A duração não influenciou a resistência das uniões soldadas a Laser. A voltagem de 300V/12ms resultou em ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidades adequadas de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para permitir melhores propriedades físicas.

ORTORP *et al.* (1999), compararam os resultados de um estudo clínico e radiográfico desenvolvido durante cinco anos de uso de próteses implanto-suportadas em titânio soldadas a Laser, com infra-estruturas fundidas pela técnica convencional em liga de ouro. Os resultados mostraram satisfatório para ambos os grupos, mas nos pacientes com infra-estruturas em liga de ouro houve uma perda

óssea cervical de aproximadamente 0,5mm ao redor dos implantes. Os autores concluíram que as infra-estruturas de titânio soldadas a Laser constituem uma alternativa confiável na construção de próteses sobre implantes.

SOUZA *et al.*, em 2000, realizaram um estudo comparando as uniões soldadas com o uso de brasagem e solda a laser. Os autores concluíram que, na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal-base, minimizando o tamanho da zona afetada pelo calor e as distorções nas peças protéticas, sendo esse processo mais adequado do que a brasagem para aplicações odontológicas. Ressaltam ainda, as vantagens da solda a laser como sendo: o calor fornecido é próximo do mínimo para fundir o metal, reduzindo a zona afetada pelo calor (ZAC) e minimizando distorções na peça; permite a transmissão do feixe a longas distâncias; não é influenciado por campos magnéticos; permite a soldagem em lugares de difícil acesso; e pode ser aplicada em estruturas recobertas com porcelana ou resina. As seguintes desvantagens foram também citadas: baixa eficiência de conversão de energia (menor que 10%); necessita de atmosfera inerte de argônio; apresenta problemas para soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutividade térmica; fragilização e formação de porosidades no cordão de solda devido à rápida solidificação; e necessidade de proteção do operador contra os efeitos do feixe de laser.

Em 2001, BERTRAND *et al* realizaram um estudo para verificar a precisão, qualidade e reprodução da soldagem a laser com utilização de ligas de Ni-Cr-Mo (G-mou e Remanium – Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) e Co-Cr-Mo (GM 800 - Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) freqüentemente empregadas na confecção de próteses. As amostras foram confeccionadas e separadas, obtendo-se diferentes espessuras na área de solda (0,6 a 3 mm). Após união através de solda a laser, avaliou-se a microestrutura da área, composição química e propriedades mecânicas. Os testes indicaram diferentes capacidades de soldagem entre as ligas de Ni-Cr-Mo. Os resultados foram insatisfatórios para a

liga G-mou, que demonstrou baixa viabilidade de soldagem, podendo ser justificada pelo alto nível de boro e carbono deste material. Para as demais ligas, o máximo em profundidade de soldagem encontrada foi em torno de 2 mm, que é a usual espessura da área a ser soldada utilizada nas infra-estruturas de próteses.

IGLESIA e MORENO (2001) descrevem um método que envolve a confecção de estruturas fundidas em titânio, que subseqüentemente serão soldadas a laser em intermediários pré-fabricados de titânio, objetivando o assentamento passivo de próteses implanto-suportadas. Para tal técnica, o conjunto apresenta dois intermediários, um para uso em laboratório composto de plástico calcinável, e outro em titânio para uso clínico e soldagem. O procedimento visa assegurar a adaptação de estruturas metálicas fundidas.

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

No mesmo ano, WISKOTT *et al.*, realizaram um estudo comparando a microestrutura de amostras de titânio puro submetidas à soldagem a Laser com diferentes tipos de união: brazagem com infravermelho; soldagem com arco de gás tungstênio (GTAW) e soldagem com feixe de elétrons. Os resultados mostraram que nas amostras soldadas a Laser, houve continuidade entre metal original e solda o que não ocorreu nas demais condições de soldagem. Os autores concluíram que a solda a Laser oferece vantagens devido à concentração de solda em um ponto muito pequeno e a alta velocidade de resfriamento.

ALVES em 2002 avaliou a adaptação da interface componente protético (UCLA)/implante, através de três diferentes técnicas: soldagem a laser (grupo 1), fundição em monobloco (grupo 2) e fundição e soldagem a laser (grupo 3). Cada estrutura apresentava 3 componentes protéticos ligados por duas barras. Foram utilizados 60 componentes protéticos (UCLA), sendo 30 pré-fabricados em Ti c.p. e 30 em plástico calcinável. Também foram utilizadas 40 barras cilíndricas de 2mm de diâmetro, sendo 20 pré-fabricadas em Ti c.p. e 20 calcináveis. Cada grupo tinha 10 corpos-de-prova. No grupo 1 foram utilizadas as estruturas pré-fabricadas, sendo as mesmas apenas soldadas a laser. No grupo 2 as estruturas calcináveis foram enceradas e fundidas em monobloco. O grupo 2 posteriormente foi seccionado e passou a ser chamado de grupo 3, sendo então soldado a laser. Todos os grupos foram mensurados em um microscópio com precisão de 0,0005mm em relação à adaptação, antes e após os procedimentos para a obtenção das estruturas, através de cada técnica. Os resultados mostraram que o grupo 1 apresentou uma adaptação estatisticamente superior, inicial (0,000  $\mu\text{m}$ ) e final (9,931  $\mu\text{m}$ ), em relação aos grupos 2 (9,568  $\mu\text{m}$  e 101,722  $\mu\text{m}$ ) e 3 (20,258  $\mu\text{m}$  e 31,440  $\mu\text{m}$ ). O grupo 3 apresentou uma melhora significativa em relação ao grupo 2. A técnica com melhor adaptação foi a que utilizou somente cilindros pré-fabricados.

BABA & WATANABE, em 2005, avaliaram através da modificação de parâmetros de soldagem, a profundidade de penetração da solda a laser no titânio comercialmente puro, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Co-Cr e ouro tipo IV. Amostras de 3x8x50 mm foram confeccionadas dos metais selecionados e soldadas utilizando voltagem de 160 a 340V (incrementos de 20 V), diâmetro do ponto de solda de 0,4 a 1,6mm (incrementos de 0,2mm) e duração do pulso de 10ms. As amostras receberam radiação em apenas uma superfície, e cada amostra foi partida para avaliar a profundidade de penetração da solda, medindo-se a distância vertical da superfície do metal até o ponto mais profundo da solda. Considerando que a profundidade de penetração do laser varia utilizando a mesma energia de acordo

com a condutibilidade térmica e taxa de absorção do feixe de laser, nos resultados foi observado que alterando as combinações de voltagem e diâmetro de ponto, havia variação de profundidade da solda; e quando foi utilizado maior voltagem e menor diâmetro do ponto de solda, aumentava-se a energia do pulso.

Em 2006, WATANABE & TOPHAM realizaram um estudo para investigar o efeito da atmosfera de gás argônio na resistência da solda a laser em Ti e Ti-6Al-7Nb, e ainda comparam os resultados com outras duas ligas para fundição metálica, ouro e Co-Cr. Cinco amostras em formato de discos foram confeccionadas para cada tipo de metal; após a secção e polimento as superfícies foram soldadas a laser Nd:YAG, com e sem atmosfera de gás argônio, pulso e duração de 10 ms, diâmetro de 1 mm, e voltagem de 200V. As amostras foram avaliadas quanto à resistência sob carga e porcentagem de extensão. Os resultados demonstraram que o gás argônio influencia positivamente nas propriedades do titânio, sendo que as amostras apresentaram menor falha quando a soldagem foi realizada na presença do gás. Os autores concluem que a atmosfera de gás argônio é necessário para a efetividade da solda a laser do Ti e Ti-6Al-7Nb, mas não para as ligas de ouro e Co-Cr.

## **Eletroerosão**

Em 1993, WEBER & FRANK realizam um estudo dissertativo sobre a eletroerosão. Este método, de acordo com os autores, é utilizado na Odontologia desde 1982. Um eletrodo de grafite ou cobre gera descargas elétricas em forma de faíscas que removem pequenas quantidades de metal, sob proteção de um líquido dielétrico, até que seja alcançado o ajuste preciso da peça. Esta técnica além de ser utilizada para melhorar a adaptação marginal de coroas e próteses sobre implantes, também é utilizada em encaixes de precisão em próteses parciais fixas associadas às próteses parciais removíveis.

ZOIDIS *et al*, em 1996, verificaram o efeito de três diferentes procedimentos de união, após a fundição de barras para overdentures, na tentativa de melhorarem a precisão no assentamento destas sobre seus abutments correspondentes. 30 barras de implantes foram confeccionadas sobre um modelo mestre e fundidas em liga de ouro tipo IV. Estas foram então seccionadas e divididas em três grupos. Grupo 1, união das barras através de solda; grupo 2 união por eletroerosão; e grupo 3, conexão através do procedimento de fundição. Após a análise do assentamento entre a interface cilindro de ouro-*abutment* o grupo 3 apresentou melhor precisão no assentamento quando comparado aos demais grupos.

EVANS (1997), descreve um procedimento para precisão e correção rápida do assentamento circunferencial da restauração fundida implanto-retida na sessão clínica de prova através de eletroerosão. De acordo com autor, este processo minimiza os requisitos convencionais de secção e solda para o completo assentamento da restauração ou a necessidade de remoção da cobertura estética. A eletroerosão é um processo que utiliza alta energia por descarga elétrica para a precisão de componentes metálicos usinados. A eletricidade é gerada entre o

eletrodo de grafite ou cobre e a peça de trabalho, desgastando incrementalmente pequenas quantidades do metal.

Em 1999, RUBELING descreveu a confecção de uma prótese fixa implanto-retida na maxila, tipo protocolo, onde foi utilizado a eletroerosão para a obtenção do assentamento passivo, o qual de acordo com o autor, é requisito fundamental para a manutenção da osseointegração. Este método pode eliminar supostas tensões antes ou depois da aplicação da resina acrílica. Uma das vantagens da eletroerosão é que o procedimento pode ser executado em qualquer tipo de metal ou liga, como ouro ou titânio.

ROMERO *et al*, (2000) avaliaram três técnicas pós-fundição para a correção do assentamento não passivo entre a barra da estrutura fundida e sua interface com o implante. As técnicas avaliadas foram secção e soldagem, secção e re-fundição e eletroerosão. A análise foi baseada na mensuração e comparação da desadaptação entre o intermediário e o cilindro de ouro após a correção pelas três técnicas. Foram confeccionadas 30 barras Hader sobre um modelo mestre metálico que continha dois implantes com seus respectivos intermediários (3.8/4.5 HL PME transmucosal abutment, 6 mm Steri-Oss, Dental Implant, Yorba Linda, Calif.) numa distância de 18 mm entre eles. A análise inicial com microscópio, antes das técnicas corretivas, foi realizada na interface intermediário-implante da esquerda, com aperto de 15 Ncm no intermediário da direita; e após os procedimentos repetiu-se a análise do assentamento. O grupo da eletroerosão apresentou menor desadaptação (7,5  $\mu\text{m}$ ), comparado aos grupos da fundição (15  $\mu\text{m}$ ) e soldagem (72  $\mu\text{m}$ ). Os autores concluíram que somente as barras submetidas ao processo de eletroerosão apresentaram assentamento passivo baseado nos parâmetros descritos na literatura.

BERNARDON em 2001 avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e

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

CONTRERAS *et al.* 2002, avaliaram e compararam a adaptação marginal de coroas fundidas em liga de titânio comercialmente puro e liga de Ti-6Al-4V antes e depois da eletroerosão em relação às coroas de Pd-Ag. Também avaliaram a efetividade deste processo na melhora da adaptação marginal. 45 dentes bovinos foram preparados, onde sobre estes confeccionaram-se 15 coroas de Ti CP, 15 de Ti-6Al-4V e, como grupo controle 15 coroas de Pd-Ag. Foi aplicada uma carga de 88N sobre as coroas e medida a desadaptação entre a coroa e o dente, através de microscópio 50x (STM; Olympus Optical Co-Tokyo-Japão) com precisão de 0,5 µm. Após o processo da eletroerosão o protocolo para medição da desadaptação foi repetido. Os resultados demonstraram que antes da eletroerosão nas coroas de Ti, as coroas de PdAg demonstraram melhor adaptação; após o processo o melhor resultado foi verificado nas coroas 6Al-4V. Portanto a eletroerosão melhora o assentamento marginal das coroas de titânio.

Em 2003, SOUSA avaliou a adaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas a eletroerosão. Uma matriz metálica contendo cinco análogos de transmucosos (*abutments*) do tipo Standard (3,75 x 13 mm) foi utilizada para esse

estudo. Foram confeccionadas vinte estruturas metálicas, sendo 10 a partir de cilindros pré-fabricados de titânio e barras pré-fabricadas e 10 a partir de cilindros plásticos, encerados e fundidos em titânio comercialmente puro. As amostras foram divididas em quatro grupos: G1 – 05 estruturas fundidas em monobloco; G2 - 05 estruturas fundidas em monobloco e submetidas a eletroerosão; G3 - 05 estruturas pré-fabricadas, soldadas a Laser e G4 - 05 estruturas pré-fabricadas e soldadas a Laser, submetidas a eletroerosão. A adaptação marginal *abutment* / infra-estrutura foi avaliada em ambos os grupos, aplicando-se um torque de 10N no implante mais distal aferindo-se as discrepâncias marginais no lado oposto da peça, que correspondia aos implantes central e distal. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste estatístico F, em nível de 5% de significância. Os resultados indicaram que: as estruturas fundidas em monobloco apresentaram maior interface (desajuste médio de IC 182  $\mu\text{m}$  e ID 326  $\mu\text{m}$ ) que as soldadas a Laser (IC 103  $\mu\text{m}$  e ID 159  $\mu\text{m}$ ). Nos grupos das estruturas submetidas a eletroerosão, houve melhora significativa no desajuste cervical, independente da técnica utilizada. Havendo também diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas monobloco após a eletroerosão (desajuste médio de IC 146  $\mu\text{m}$  e ID 214  $\mu\text{m}$ ) e soldagem a Laser após a eletroerosão (IC 65  $\mu\text{m}$  e ID 92  $\mu\text{m}$ ), sendo os melhores resultados para a técnica de soldagem a Laser. Pode-se concluir que os processos de eletroerosão e soldagem a Laser são eficazes na obtenção da adaptação marginal, principalmente se forem associados.

Em 2004, EISENMANN *et al*, realizaram eletroerosão nas superestruturas suportadas por implantes, fundidas em monobloco, com a finalidade de melhorar o assentamento passivo. A partir de um modelo mestre que continha cinco implantes do sistema Branemark, foram confeccionadas 12 estruturas fundidas em monobloco, das quais seis foram feitas com ligas de ouro (Stabilor G) e nas outras seis utilizou-se titânio (Biotan). A precisão no assentamento das estruturas foi mensurada antes e depois do tratamento com eletroerosão, através de microscopia eletrônica de varredura para medir o

tamanho da desadaptação (teste do parafuso único) e análise fotoelástica do estresse. Concluiu-se que as 12 estruturas demonstraram uma melhora no assentamento passivo após o tratamento por eletroerosão. Esta melhora foi estatisticamente significativa para as estruturas em titânio.

SARTORI *et al* (2004), realizaram uma análise comparativa *in vitro* do assentamento de próteses implanto-suportadas confeccionadas em liga de ouro ou titânio comercialmente puro antes e depois do processo de eletroerosão, através da avaliação em microscópio da desadaptação interfacial entre as próteses e os intermediários. Para o estudo, foram confeccionadas 10 próteses parciais fixas de três elementos as quais foram divididas em dois grupo: G1, fundição da infra-estrutura em monobloco com liga de ouro; e G2, fundição em monobloco em titânio. As leituras em microscópio foram feitas com ambos parafusos apertados (10 Ncm de torque), e somente com um lado aparafusado. Os resultados revelaram que antes da eletroerosão, as próteses confeccionadas em ouro analisadas a partir do aparafusamento em ambos pilares, demonstraram menor desadaptação. Porém quando avaliada no lado oposto ao intermediário aparafusado, as próteses não demonstraram diferenças estatísticas. Após a eletroerosão houve redução da desadaptação nas interfaces em ambos os grupos, sob todas as condições. Os autores concluíram que, apesar das próteses em titânio demonstrarem maior desadaptação entre as próteses e seus intermediários, o assentamento pode ser melhorado com a realização da eletroerosão.

Em 2005, BABONI avaliou através de análise fotoelástica a passividade de infra-estruturas fundidas em titânio e soldadas a laser, antes e após a aplicação de eletroerosão. Foi confeccionada uma matriz metálica simulando uma mandíbula humana onde foram implantados cinco análogos de pilares Micro-Unit (Conexão – São Paulo). A partir de um molde de silicone de duplicação foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica com cinco implantes osseointegrados incorporados e pilares Micro-Unit. Sobre a matriz metálica foram

realizados os procedimentos de enceramento de seis estruturas metálicas, inclusão, fundição em titânio comercialmente puro e acabamento das mesmas. Em todas as amostras foi realizada a soldagem a laser de cilindros de titânio e posterior avaliação em microscópio mensurador com precisão de 0,0005mm. A estrutura com melhor adaptação foi selecionada e submetida à análise fotoelástica conduzida pelo aperto dos parafusos em três seqüências preconizadas (1,2,3,4,5 / 5,4,3,2,1 / 3,2,4,1,5). A mesma estrutura foi submetida ao refinamento de adaptação pela técnica da eletroerosão (EDM) e subsequente análise fotoelástica. Os resultados mostraram menor formação e intensidade das franjas fotoelásticas após o refinamento por eletroerosão em todas as seqüências de aperto dos parafusos. A seqüência (3,2,4,1,5), mostrou melhores resultados em ambos os grupos e a maior quantidade de tensões foi observada ao redor dos implante mediais em todas as seqüências em ambos os grupos. Pode-se concluir que os processos de soldagem a laser de borda associado ao refinamento por eletroerosão melhoram significativamente a adaptação marginal das infraestruturas sendo eficazes para o alcance do assentamento passivo.

## **Fotoelasticidade**

MAHLER & PEYTON (1955), citam que a fotoelasticidade é um método experimental utilizado para a análise de tensões e pode ser aplicada a Odontologia devido às irregularidades das formas das estruturas dentais e a distribuição das tensões.

THAYER & CAPUTO em 1980 citam o método fotoelástico, amplamente utilizado na indústria e engenharia, para a análise das tensões em próteses implanto-retidas. Esta técnica é baseada na propriedade de certos materiais, exibirem padrões coloridos quando sujeitos à tensão os quais podem ser visualizados através de filtros com a emissão de luz polarizada. Os autores fazem uma revisão dos diferentes encaixes para próteses tipo overdentures e verificaram as características das tensões transferidas ao tecido ósseo de suporte com a utilização de cada um deles. Foi confeccionado um modelo fotoelástico, em formato de arco mandibular contendo a porção radicular dos dentes caninos, simulando condições de ligamento periodontal e osso alveolar. Foram avaliados 3 tipos de encaixes: convencional, tipo barra e *O´ring*. Os resultados demonstraram que os sistemas convencionais provêm uma distribuição uniforme das tensões, porém oferecem menor retenção e estabilidade. Os encaixes tipo barra exerceram maior tensão ao modelo.

CAMPOS JR. *et al*, em 1986, relataram que a técnica fotoelástica é utilizada na produção, sob luz polarizada, de faixas coloridas (concentrações de tensão) no interior de materiais transparentes submetidos às forças externas. Citam que em 1816, Sir.David Brewesrer, observou essas faixas coloridas em um vidro tencionado e somente a partir do séc. XX esse fenômeno começou a ser estudado como método de pesquisa para situações onde exige conhecimento do espectro de distribuição de forças. A partir dos anos 60, com o avanço na confecção de resinas sintéticas esse método passou a ser usado em vários

segmentos industriais. O autor cita que no método fotoelástico é possível uma visualização conjunta das tensões internas nos corpos e podem ser medidas e fotografadas, enquanto que nos outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construída a partir de dados numéricos.

A necessidade de se obter próteses com adaptação passiva foi confirmada em 1994 por WAKEWICKZ *et al.*, utilizando a análise fotoelástica. Os autores compararam os padrões de estresse gerados aos implantes ao parafusar uma infra-estrutura com adaptação passiva e não passiva, aos intermediários. Um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula foi construído com cinco implantes Nobelpharma (3,75 x 10 mm), numerados de 01 a 05 no sentido horário. Utilizaram intermediários convencionais de 4 mm (Nobelpharma), que receberam um torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro. Sobre esse conjunto foram posicionados os cilindros de ouro de 3 mm (Nobelpharma) que, após um torque de 10 Ncm foram unidos entre si com resina acrílica autopolimerizável, para a confecção do enceramento da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada a presença de uma adaptação inadequada da peça, sem contato íntimo entre os cilindros de ouro e os intermediários. Essa peça sem adaptação passiva foi analisada fotoelasticamente, sendo parafusada em posição com um torque de 10 Ncm em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos: (1) 1,2,3,4,5; (2) 5,4,3,2,1; (3) 3,2,4,1,5. Cada seqüência de apertamento foi repetida cinco vezes e fotografada apenas na última repetição. Após todas as análises, a peça foi seccionada entre cada intermediário para receber a solda. Cada parafuso de ouro foi apertado com um torque de 10 Ncm e as partes foram unidas com resina acrílica Duralay. A peça foi, então, incluída em revestimento e soldada, de modo a obter uma infra-estrutura adaptada passivamente. O aperto da infra-estrutura sem adaptação passiva produziu concentração de estresse ao redor dos implantes, observado através da presença de franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve produção de

estresse nos implantes. A produção dos estresses na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas três seqüências de aperto testadas, sendo que os implantes 01 e 05 (nas extremidades) demonstraram maior concentração de franjas. A concentração de estresse foi maior no terço médio de cada implante e menor nos terços cervical e apical dos implantes. Os autores acreditam que, devido à presença de força estática, quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada e, devido à impossibilidade de se predizer a resposta biológica dos implantes frente a essa força, é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação o mais passiva possível.

Em 1995 MILLINGTON & LEUNG realizaram um estudo através de análise fotoelástica, para examinar a natureza e magnitude de estresse gerados com superestruturas de implantes quando diferentes níveis de desadaptação estão presentes. Para o estudo, foi confeccionada uma estrutura em ouro tipo IV sobre quatro implantes instalados em uma base de resina fotoelástica. As desadaptações eram geradas através de uma cunha de metal adaptada em um dos intermediários, e os demais eram apertados. Com o aperto na região da desadaptação a tensão era avaliada através do polariscópio em 12 pontos ao longo da estrutura. Foi verificado o efeito de nove discrepâncias no assentamento: 6, 17,27,40, 55, 68, 81, 91 e 104 $\mu$ m. Os resultados mostraram um positivo relacionamento entre o tamanho da discrepância no assentamento e a magnitude de estresse das estruturas, e os níveis de estresse foram maiores quando a discrepância ocorria no implante intercalar.

ASSIF *et al.*, em 1996, avaliaram a transferência de carga e a distribuição de tensões de uma prótese fixa implanto-retida através de análise fotoelástica. Para tanto, a estrutura foi submetida a uma carga vertical de 7,5 kg em sete pontos. A eliminação das tensões entre uma análise e outra foi feita através da colocação do modelo num forno a 140°C, durante 120 minutos. Houve uma relação direta entre a distribuição de tensões no modelo fotoelástico e as

tensões criadas nas estruturas de suporte ao redor dos implantes. A quantidade de tensões foi diretamente proporcional à distância dos componentes do ponto de carga. Quando o *cantilever* foi submetido à carga, a maior parte das tensões foi distribuída na união com o implante distal. No estudo as tensões foram distribuídas em dois ou, no máximo, três implantes mais próximos do implante mais distal.

HELLDÈN & DÈRAND (1998) fazem uma descrição do método de precisão *CrescoTi* que tem por objetivo corrigir distorções de estruturas fundidas em titânio e a obtenção do assentamento passivo. Através de análise fotoelástica e *Strain Gauge* verificaram e avaliaram tensões geradas aos implantes a partir da infra-estrutura. Para a análise fotoelástica foram instalados 3 implantes (*CrescoTi* System AB), em um bloco de resina Araldite F (Ciba Geigy, Basel, Suíça), paralelos entre si, e confeccionadas 4 estruturas em titânio comercialmente puro. A desadaptação foi avaliada pelo teste do parafuso único em microscópio óptico e as tensões verificadas através de um polariscópio e registradas fotograficamente.

Para o experimento com o *Strain Gauge*, os implantes foram instalados em um bloco de latão e os sensores de tensões unidos à superfície superior e inferior das infra-estruturas. A desadaptação foi avaliada em microscópio óptico e as tensões registradas nos sensores. Os resultados demonstraram redução de estresse com a utilização das estruturas “precisas” confeccionadas pelo método *CrescoTi*, otimizando o assentamento passivo entre a infra-estrutura e o implante.

Em 1998, KENNEY & RICHARDS comparam através de análise fotoelástica, as tensões geradas ao redor dos implantes com a utilização de dois sistemas de retenção para overdentures, tipo barra-clipe e *O’ring*. Foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica (CPS-4290, Hysol Corp., Olean, N.Y.) simulando uma mandíbula humana, onde foram parafusados dois implantes de 3,75 x 18 mm (SDCA 021, Nobel Biocare), na região de caninos, exercendo mínima tensão. Confeccionou-se uma barra de ouro adaptada aos cilindros dos

implantes e realizou-se a moldagem do conjunto para a confecção da prótese total. Por seguinte, esta foi levada ao modelo fotoelástico para a adaptação dos sistemas de retenção. Foram aplicadas forças verticais e oblíquas na região de primeiros molares e fotografadas as tensões. Os resultados demonstraram que o encaixe *O'ring* desenvolveu menor estresse tanto com o carregamento vertical, como no oblíquo. Para ambos os encaixes o estresse ocorreu na região edêntula posterior do mesmo lado da aplicação da carga; na força oblíqua esta mesma região ficou livre de tensão. Por fim, nenhum sistema produziu estresse na região edêntula contralateral.

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

obtidos através da utilização de medidores de tensão, podendo ser considerada um método válido, aplicável e preciso em estudos de comportamento biomecânico “*in vivo*”.

Em 2003, OCHIAI *et al* compararam através de análise fotoelástica, a transferência de estresse em próteses confeccionadas sobre 2 implantes posteriores unidos a uma situação de dente natural, com a utilização de intermediários segmentados ou não-segmentados sob aplicações de cargas funcionais. De acordo com os autores, a união dente-implante depende da combinação de fatores clínicos como disponibilidade óssea e anatômica, osseointegração do implante e fatores biológicos relativos ao paciente; e o uso de intermediários convencionais, os quais são compostos por *abutment* e cilindro, permite alguma flexibilidade mecânica e contribui para o assentamento da prótese devido à tolerância dos componentes. Para a realização deste estudo, confeccionou-se um modelo fotoelástico em formato de uma mandíbula humana, onde foram instalados dois implantes e a região dentária simulava a condição de ligamento periodontal. Sobre os implante foram adaptados intermediários cônicos segmentados e não segmentados, e confeccionado duas próteses parcial fixa metalo-plástica, com infra-estrutura em ouro. Cargas verticais foram aplicadas na superfície oclusal das próteses e na região do dente. Os resultados demonstraram que quando se utilizou dois implantes unidos ao dente, ambos os intermediários demonstraram distribuição e magnitude de estresse similares; na situação de um implante unido ao dente e pântico na região de primeiro molar, a distribuição de tensão com a utilização do intermediário não segmentado mostrou maior torque e transferência não axial de estresse.

Em 2004, CEHRELI *et al* verificaram através de análise fotoelástica e Strain Gauge, tensões exercidas no tecido ósseo suporte com a utilização de implantes do tipo hexágono interno e hexágono externo. Foram avaliados 5 tipos de implantes: Branemark ( Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) cônico e cilíndrico,

Astra Tech (Astra Tech AB, Mölndal, Sweden) cônico e cilíndrico e ITI (Straumann, Waldenburg, Switzerland). Estes foram instalados em um modelo confeccionado com resina fotoelástica (PL2, Measurements Group, Raleigh, NC, USA) onde na superfície, próximos aos implantes, adaptou-se os sensores de tensão. Forças verticais e oblíquas de 100 e 150N foram aplicadas e as tensões verificadas através de um polaroscópio e registradas nos sensores e fotograficamente. Os implantes de hexágono interno e externo demonstraram tensões similares com a aplicação de forças verticais e oblíquas. Os autores concluíram que o desenho da união implante/intermediário não é um fator decisivo no desenvolvimento de estresse e magnitudes de tensões ao tecido ósseo suporte.

FANUSCU e CAPUTO (2004) realizaram um estudo fotoelástico onde comparavam as cargas transferidas aos implantes em dois mecanismos de retenção para overdentures. Para a realização deste estudo quatro implantes foram incorporados a um modelo fotoelástico o qual simulava uma mandíbula humana edêntula com moderada reabsorção. Os mecanismos de retenção avaliados foram sistema barra/clipe e *O´ring*. Foram aplicadas cargas de 1,4 a 14,4Kg na região de incisivo central e pré-molares. As tensões geradas aos implantes foram verificadas através de polariscópio circular e então fotografadas. Os resultados demonstraram que em ambos os sistemas, as cargas protrusivas e laterotrusivas sem contato em balanceio causaram instabilidade das overdentures, produzindo o mínimo de estresse ao redor dos implantes. A maior intensidade de tensão foi verificada no sistema barra quando ocorria o contato em balanceio com a aplicação de cargas em ambas posições. Quando a oclusão foi balanceada, a maior tensão foi verificada no sistema *O´ring*. Os autores concluem que em ambos os sistemas de retenção para overdentures a oclusão balanceada é necessária para estabilidade da prótese e com a aplicação de cargas protrusivas e laterais, estas não são distribuídas igualmente nos dois mecanismos, sendo que maior tensão ocorre nos implantes posteriores.

Ainda em 2004, UEDA *et al.* compararam através de análise fotoelástica, a dissipação de tensões em uma prótese fixa com três implantes paralelos entre si com a dissipação de tensões na mesma prótese na existência do implante central angulado. Assim foram confeccionados dois modelos de resina fotoelástica para a visualização das franjas isocromáticas, através de um polariscópio. Estas se formaram a partir da aplicação de cargas axiais de 2 Kg, 5 Kg e 10 Kg em um mesmo ponto central da prótese. Nos implantes paralelos, a dissipação de forças seguiu os longos eixos. No implante angulado houve menor quantidade de franjas, e as tensões estavam localizadas principalmente ao redor da região apical dos implantes laterais.

Em 2005, BASTOS realizou um trabalho por meio de análise fotoelástica, onde avaliou a distribuição de tensões ao redor de implantes restaurados com próteses totais fixas. O modelo foi confeccionado com resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group, USA), onde foram posicionados seis implantes de 3,75 x 11 mm (Conect AR, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo). Foram avaliados dois sistemas de totais fixas: o protocolo convencional de Branemark, onde foi confeccionada uma estrutura em titânio (GI); e a prótese fixa destacável (GII), também confeccionada em titânio, com acréscimo de dois attachments (MK1 Universal Attachments, Sande, Alemanha). Para os dois grupos, utilizou-se a técnica do cilindro cimentado, na qual os cilindros pré-fabricados foram cimentados à estrutura metálica. Inicialmente, as estruturas foram avaliadas quanto a discrepâncias marginais em microscópio óptico com precisão de 0,5µm e aumento de 120x (UHL VMM-100BT; Renishaw; UK) associado a um equipamento de leitura digital (Quadra-Check 200; Metronics Inc; Canadá). O método fotoelástico com polariscópio circular foi utilizado para avaliar a distribuição de tensões após prova da estrutura metálica e instalação da prótese, bem como para registrar esse comportamento, por meio de fotografias. Um carregamento oclusal de 100N foi aplicado em três pontos individualmente: A (região distal do segundo pré-molar direito), B (região distal do segundo pré-molar

esquerdo) e C (região palatina, entre os incisivos centrais). Para as discrepâncias marginais, o GI exibiu menor desajuste (52,10 $\mu$ m) em relação ao GII (66,49 $\mu$ m). Os resultados fotoelásticos não mostraram diferenças significativas entre os dois grupos. Observou-se maior concentração de tensões na cervical, no corpo e no ápice dos implantes anteriores, enquanto que nos implantes posteriores, houve maior concentração na região apical. Além disso, o padrão de franjas aumentou gradativamente como resultado da seqüência dos procedimentos laboratoriais. A distribuição de tensões foi similar entre a prótese do tipo protocolo convencional de Branemark e a prótese fixa destacável.

Ainda em 2005, DAMACENO avaliou através de análise fotoelástica, duas técnicas de confecção de infra-estruturas de próteses implanto-suportadas. Três estruturas foram confeccionadas pela técnica dos cilindros soldados a laser e três foram fundidas em monobloco e submetidas ao sistema de retificação de cilindros fundidos. Todas as estruturas foram avaliadas em microscópio e, apenas a estrutura com melhor adaptação foi escolhida para submeter-se à análise fotoelástica associada a três seqüências de aperto dos parafusos (1/2/3/4/5/; 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). Adicionalmente, a estrutura do grupo dos cilindros retificados foi, após a primeira análise, seccionada e soldada verticalmente e novamente analisada. Os resultados mostraram maior formação de tensões nas seqüências de aperto 1/2/3/4/5 e 5/4/3/2/1, para ambos os grupos. A estrutura do grupo dos cilindros soldados a laser mostrou melhores resultados. A seqüência de aperto 3/2/4/1/5 apresentou melhores resultados.

Em 2005, KLEINE avaliou a distribuição de tensões, através da análise fotoelástica de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado ou soldado a laser. As estruturas foram obtidas a partir de uma matriz metálicas com forma e dimensões similares a um arco mandibular. Foram confeccionadas 6 estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro (Tritan – Dentaurum- Alemanha),

divididas em dois grupos: Grupo I: Cilindros cimentados com cimento resinoso (Panavia F Kuraray Co-Japão) e Grupo II cilindros soldados a laser. Foram realizadas mensurações com auxílio de um microscópio mensurador, com precisão de 0,0005 mm (STM Digital – Olympus – Japão), através do teste do parafuso único. Foi, então, escolhida a estrutura melhor adaptada, para cada um dos grupos, para a realização da análise fotoelástica, que realizada sobre um modelo confeccionado em resina fotoelástica (Araldite GY279BR Huntsman – Araltec Produtos Químicos Ltda. – Guarulhos – São Paulo), utilizando três seqüências de aperto de parafusos (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). Os resultados indicaram que maior quantidade de tensões foi observada na seqüência de aperto 1/2/3/4/5, para os grupos analisados. O grupo de cilindros cimentados mostrou os melhores resultados, com menores valores de desadaptação (43,95 e 22,07 $\mu$ m) quando comparado ao grupo dos cilindros soldados a laser (198,8 e 60,17 $\mu$ m). A seqüência de aperto 3/2/4/1/5 mostrou menor quantidade de tensões para o grupo dos cilindros cimentados. A seqüência 5/4/3/2/1 apresentou melhores resultados para o grupo dos cilindros soldados a laser. O grupo dos cilindros cimentados apresentou melhores resultados, associado à seqüência 3/2/4/1/5.

### **3. PROPOSIÇÃO**

A proposta deste trabalho foi avaliar o assentamento passivo de infra-estruturas protéticas implanto-suportadas através de fotoelasticidade, mediante avaliação do nível de tensão em virtude da desadaptação de estruturas fundidas em titânio obtidas pelos seguintes métodos:

- a) Técnica dos cilindros cimentados, e;
- b) Técnica da soldagem de bordo a Laser (antes e após eletroerosão).

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 - Materiais

Os materiais utilizados nessa pesquisa e sua procedência estão relacionados no Quadro 1.

**Quadro 1** – Principais materiais empregados

<b>Produto</b>	<b>Marca Comercial</b>	<b>Fabricante/Distribuidor</b>
Titânio comercialmente puro	Tritan (Trilineti)	Dentaurum Pforzheim/Alemanha
Revestimento para fundição de titânio	Rematitan Ultra	Dentaurum Pforzheim/Alemanha
Análogos de abutments Micro-Unit  Postes de impressão  Cilindros calcináveis e anéis espaçadores  Torquímetro  Implantes Master Screw 3,75mm/13,0mm	Conexão	Conexão Sistemas de Prótese São Paulo/Brasil
Silicone para duplicação	Silbor	Artigos Odontológicos Clássico Ltda. – SP
Resina fotoelástica Araldite GY279BR  Endurecedor HY2963BR	Araltec	Araltec – Guarulhos - SP

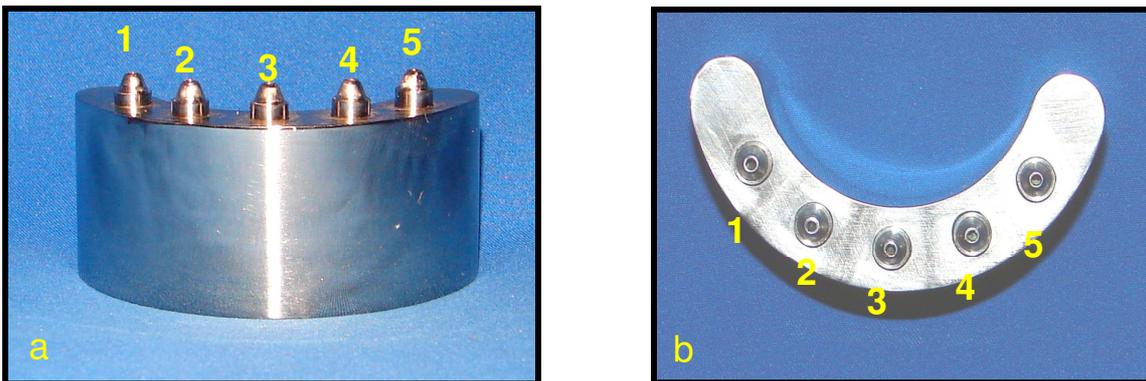
## 4.2 - Métodos

### Confecção da matriz metálica

Foi confeccionada uma matriz em aço inoxidável no formato de um arco mandibular desdentado, com dimensões de 24 x 52 x 10 mm, a partir da usinagem mecânica de um bloco de aço inoxidável refratário 304 confeccionado por uma fresadora (F.T. V-2 ferramenteira) e um divisor universal de relação de transmissão.

Na matriz metálica obtida, realizaram-se cinco perfurações paralelas entre si na disposição preconizada pelo protocolo clássico de Branemark. Cinco réplicas de pilares Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo), foram instaladas nesses orifícios por fricção, e para assegurar o travamento estas foram fixadas através de cola Araldite (Araltec – Garulhos – SP).

Para padronizar os resultados, as réplicas foram denominadas de 1, 2, 3, 4 e 5. (Figura 1).



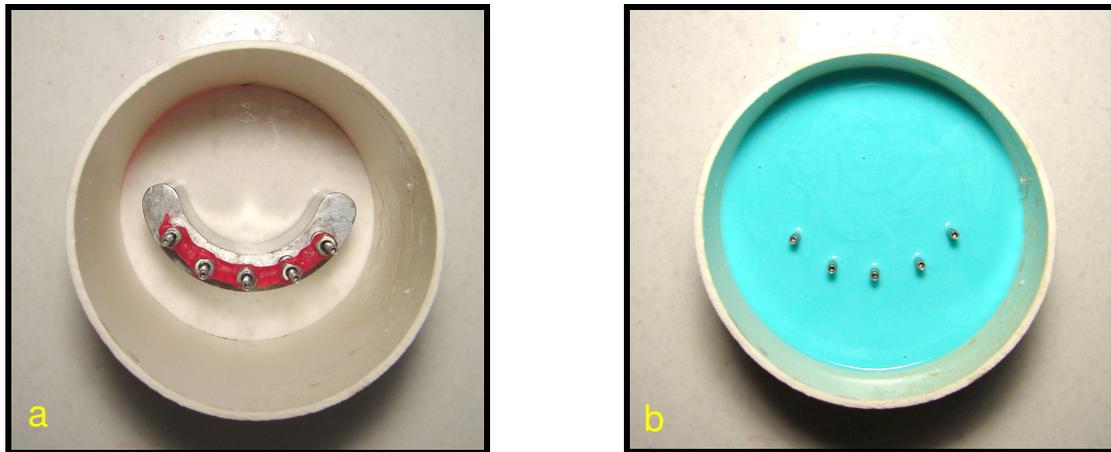
**Figura1:** Matriz metálica e análogos de Micro-Unit numerados de 1 a 5. Vista anterior (a). Vista superior (b).

### **Obtenção do Modelo Fotoelástico**

A moldagem de transferência foi realizada sobre a matriz metálica, com o auxílio do sistema de transferentes de impressão quadrado 23 CNB e pinos-guia 136 CNBK (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - Brasil). Para a técnica de transferência foi realizada a amarra dos postes de impressão com fio dental e recobrimento com resina acrílica ativada quimicamente (Pattern Resin® - GC Dental) - técnica do arrasto (Figura 2). Em seguida, com auxílio de um disco diamantado fino, os postes foram separados para minimizar o efeito da contração de polimerização da resina acrílica e por fim, após a adaptação dos componentes de impressão, o conjunto foi novamente ferulizado com pequenas porções de resina acrílica. O conjunto matriz e transferentes quadrados unidos foi colocado dentro de um anel de PVC com aproximadamente 50mm de altura e fixado a um azulejo, através de sua base, com auxílio de cera utilidade (Clássico Artigos Odontológicos Ltda. – São Paulo). Então, a duplicação com o silicone para duplicação Silibor® (Artigos Odontológicos Clássico Ltda. – São Paulo) foi realizada. O material foi manipulado na proporção de 350ml de silicone para 12ml de catalisador, de acordo com as recomendações do fabricante, injetado ao redor dos transferentes e inserido no interior do anel de PVC (Figura 3).



**Figura 2:** Transferentes quadrados unidos com resina acrílica.



**Figura 3:** Matriz metálica no dispositivo de PVC (a) e Molde de silicone com exposição dos parafusos de transferência (b).

Aguardou-se a polimerização do material em aproximadamente 24 horas, como recomendado pelo fabricante.

Após este tempo, os pinos-guia foram desparafusados através da porção superior do anel de PVC, permanecendo os transferentes quadrados fixos no molde. Assim, cinco pilares Micro-unit com cinta de três milímetros foram parafusados sobre implantes regulares com plataforma de 3,75mm X 13mm de comprimento (Master Screw®, Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - Brasil), com auxílio de um torquímetro de 20N (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - Brasil). Em seguida, os conjuntos implantes/pilares foram cuidadosamente posicionados nos encaixes dos transferentes e fixados com os parafusos de fixação (Figura 4).

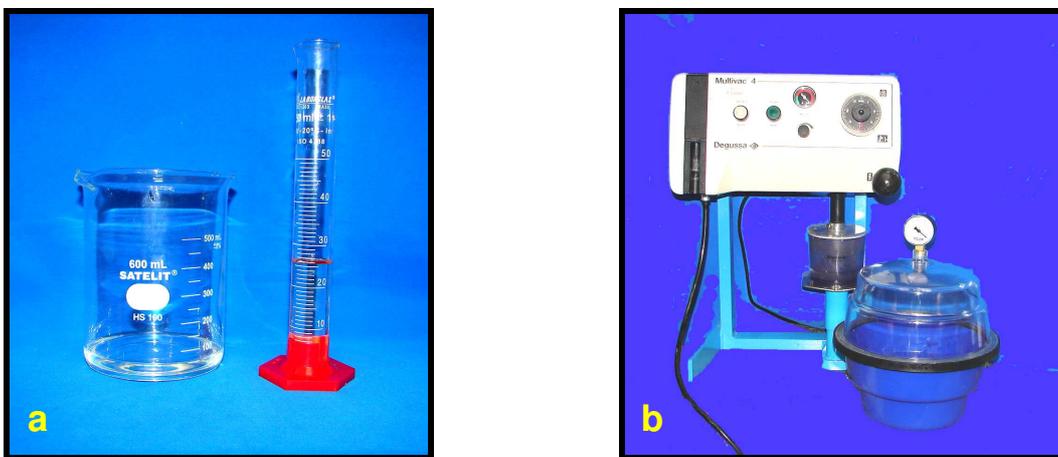


**Figura 4:** Implantes posicionados no interior do molde.

Para a confecção do modelo fotoelástico utilizou-se a resina fotoelástica Araldite GY279BR (Araltec Produtos Químicos Ltda. - Hunstman - Guarulhos - São Paulo) modificada, com diluído reativo, de baixa a média viscosidade, formulada à base de bisfenol A; e o endurecedor Aradur HY2963BR (Araltec Produtos Químicos Ltda. - Hunstman - Guarulhos - São Paulo) modificado, à base de amina cicloalifática, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio. A cura da mistura ocorre à temperatura ambiente, sendo que a mesma deve ser armazenada de 18 a 25°C.

Assim, a resina fotoelástica Araldite GY279BR e o endurecedor Aradur foram mensurados com o auxílio de uma proveta na proporção de 50g de GY279BR para 25g de HY2963BR, conforme recomendação do fabricante, acondicionada no Becker e manipulada de forma manual com o auxílio de um bastão de vidro. O recipiente Becker foi levado ao interior de uma câmara acrílica hermeticamente fechada, acoplada à bomba de vácuo e um manômetro, para a eliminação de bolhas de ar que foram incorporadas durante a mistura e manipulação dos componentes da resina fotoelástica. A mistura permaneceu no interior da câmara a vácuo sob uma pressão atmosférica que elevou-se de zero até 750,00 mmHg, durante aproximadamente 20 minutos (Figura 5).

O molde foi, então, preenchido lentamente com a resina fotoelástica, mantendo-se o Becker o mais próximo possível de sua superfície e levado novamente à câmara de vácuo, a fim de eliminar bolhas incorporadas durante o preenchimento do mesmo. Para proteção de sua superfície contra a deposição de impurezas durante a polimerização da resina, o molde foi recoberto com filme de PVC.

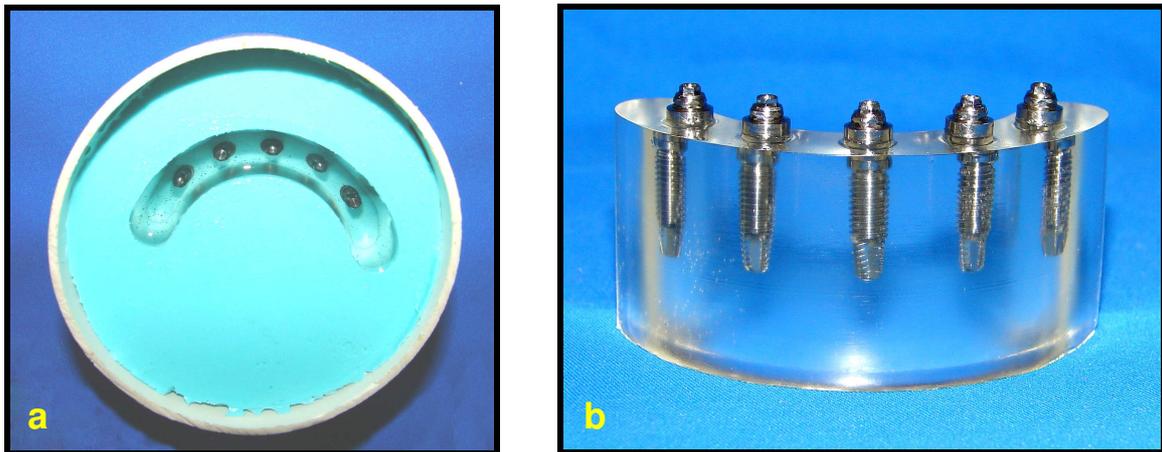


**Figura 5:** Becker e Proveta (a) e Sistema de Câmara à vácuo (b) utilizados na confecção do modelo fotoelástico

Após a completa polimerização da resina, período equivalente a 72 horas, recomendado pelo fabricante, foi realizada a separação do modelo juntamente com os respectivos transferentes protéticos. Então, foi dado acabamento no modelo e em sua base com auxílio de lixa d'água de granulação fina (1500 e 2000 - 3M do Brasil) para que este assentasse perfeitamente numa superfície lisa e plana, correspondente à base do aparelho de análise fotoelástica. Este acabamento foi realizado com extremo cuidado a fim de evitar indução de

*Análise fotoelástica das tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas de cimentação dos cilindros e soldagem a laser, antes e após eletroerosão*

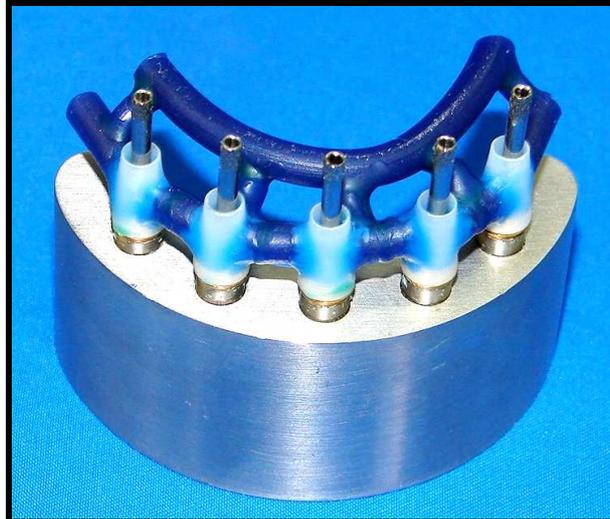
tensões no modelo. Dessa forma, o modelo fotoelástico utilizado para as análises deste trabalho foi obtido (Figura 6).



**Figura 6** - Resina fotoelástica no interior do molde de silicone (a) e Modelo fotoelástico (b)

### **Confecção das estruturas metálicas**

A partir da matriz metálica, foram enceradas e confeccionadas duas estruturas em liga de titânio (Tritan-Dentaurum-Alemanha). Para o enceramento das estruturas utilizou-se cinco cilindros calcináveis Micro-Unit (Conexão Sistemas de Próteses-São Paulo), que foram conectados, parafusados nos respectivos análogos e unidos através de um bastão cilíndrico de cera azul (Dentaurum-Pforzheim-Alemanha) de 4,0 mm de diâmetro, simulando a confecção de uma infra-estrutura de prótese fixa sobre implantes. Nas extremidades livres, padronizou-se uma extensão distal de 10 mm de comprimento. Esse sistema, idealizado inicialmente para carga imediata, é composto de anel espaçador de cobre e cilindros calcináveis para a utilização em laboratório na realização do enceramento; acompanha também, cilindros de titânio para uso clínico (Figura 7).



**Figura 7** – Enceramento das estruturas através da união dos componentes calcináveis.

### **Inclusão dos padrões em cera**

Sobre a superfície livre dos padrões foram fixados cinco canais de alimentação, com 4,0mm de diâmetro cada, os quais foram unidos a uma barra em forma de “U”, com 5 mm de diâmetro (Dentaurum-Pforzheim-Alemanha); e a partir dessa barra fixou-se um canal principal adaptado à base formadora de cadinho, com a finalidade de garantir volume suficiente de liga injetada (Figura 8).



**Figura 8** – Padrão em cera no interior do anel de inclusão

Em toda a superfície do padrão de cera, foi aplicado um líquido redutor de tensão de superfície (Waxit, Degussa AG – Hanau – Alemanha) e deixado à temperatura ambiente para secagem.

Para a inclusão foi utilizado o revestimento especial para fundição de titânio Rematitan Ultra® (Dentaurum-Pforzheim-Alemanha), com a utilização de anel metálico e fita espaçadora Keravilles (Dentaurum-Pforzheim-Alemanha), na proporção de 70 ml de líquido /500g de pó. Seguindo as recomendações do fabricante, incorporou-se o pó ao líquido manualmente durante 10 segundos, seguido de espatulação à vácuo por 60 segundos (Espatulador/Inclusor Elétrico à vácuo – Multivac 4 – Degussa S.A.).

## Processo de fundição

Após a cristalização do revestimento, o anel foi levado ao forno elétrico de pré-aquecimento para a realização do ciclo de expansão térmica (Figura 9) (VULCAN 3-550-NDI Box Furnace – Degussa – Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA), programado conforme o seguinte quadro:

**Quadro 2** – Ciclo de temperatura, velocidade de aquecimento/esfriamento.

PROGRAMA	TEMPERATURA (°C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO/ESFRIAMENTO (°C/MIN)	TEMPO DE AQUECIMENTO (MIN)
CICLO 1	H1* = 250°C	A1** = 5°C/min	P1*** = 90 min
CICLO 2	H2 = 890°C	A2 = 5°C/min	P = 20 min
CICLO 3	H3 = 430°C	A3 = 5°C/min	P3 = 30 min

\*Temperatura máxima atingida em cada ciclo

\*\*Velocidade de aquecimento em graus Celsius cada ciclo

\*\*\*Patamar de tempo em cada ciclo



**Figura 9** - Forno de pré-aquecimento.

Concluído o tempo total de aquecimento, o cilindro de revestimento foi levado à máquina de fundição Rematitan (Dentaurum-Pforzheim-Alemanha) (Figura 10), em atmosfera específica de gás argônio 0,95-bar, programada para 31g de metal, ajustando automaticamente o tempo de fundição e a corrente elétrica.



**Figura 10 - Máquina de fundição**

Esta máquina é constituída de um sistema fechado de duas câmaras. A parte superior de fundição contém um cadinho de cobre refrigerado e um eletrodo de tungstênio; e a parte inferior recebe o revestimento e realiza o vácuo, onde o selamento para que ocorra o vácuo é provido por um vedante de silicone colocado sobre a base formadora de cadinho no cilindro de revestimento, imediatamente á fundição.

Para a fundição das estruturas utilizou-se o titânio comercialmente puro em forma de lingotes cilíndricos de 31g (Tritan-Dentaurum-Pforzheim-Alemanha), com grau de pureza, segundo DIN 17850, mínima de 99,5% de titânio. No processo de fusão, o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior criando um ambiente inerte onde a liga foi submetida à fusão por meio de uma

descarga elétrica. O processo de injeção da liga ocorre em função do vácuo existente na câmara inferior e a pressão do gás argônio na câmara superior, assim o titânio flui para o interior do cilindro de revestimento.

### **Desinclusão e Acabamento**

O procedimento de desinclusão foi realizado após o esfriamento do cilindro de revestimento em água, de acordo com as recomendações do fabricante, para evitar a contaminação do metal. A amostra foi desincluída do revestimento com o auxílio de um desincludor pneumático (Silfradent – F.LLI Manfred – Itália).

Após a desinclusão, os condutos de alimentação foram seccionados com disco de Carborundum (Dentaurum JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) e cada estrutura foi jateada com óxido de alumínio de granulação 100 $\mu$ m e pressão de 4,5 g/cm<sup>2</sup> (Figura 11).

Desta forma foram obtidas 2 infra-estruturas em titânio, que foram submetidas a dois procedimentos distintos:

Estrutura I: infra-estrutura em titânio e cilindros cimentados;

Estrutura II: infra-estrutura em titânio e cilindro soldado a laser.

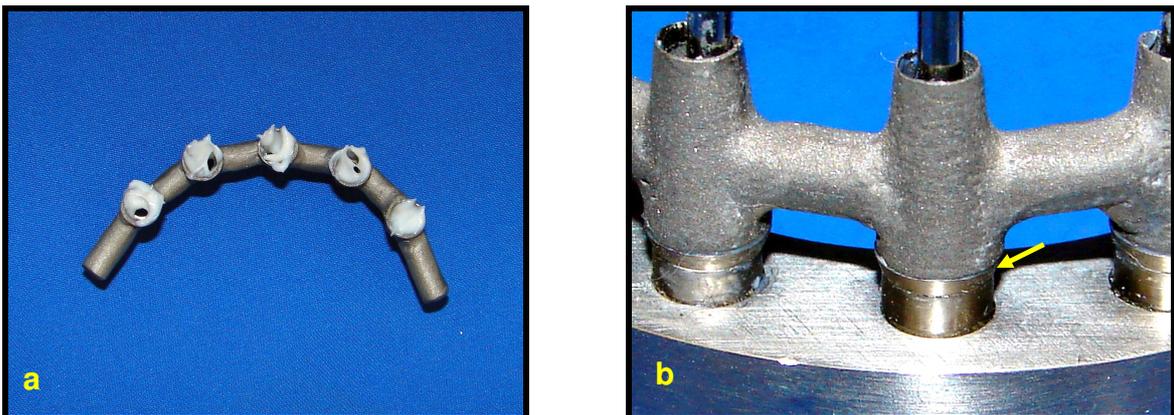


**Figura11** - Infra-estrutura fundida e posicionada sobre a matriz metálica.

### **Cimentação dos cilindros – Estrutura I**

Na infra-estrutura I foram cimentados cinco cilindros de titânio tipo Micro-Unit para a técnica de cimentação passiva - carga imediata (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo). Previamente à cimentação, os cinco cilindros correspondentes aos implantes foram posicionados sobre a matriz metálica e parafusados. Posteriormente, os parafusos foram recobertos com cera utilidade (Artigos Odontológicos Clássico Ltda. – São Paulo) para evitar a entrada de cimento na superfície dos mesmos, o que impossibilitaria a remoção da infra-estrutura após a completa cimentação dos cilindros.

Foi então realizada a cimentação destes cilindros com cimento de ionômero de vidro modificado por resina, polimerização química, (RelyX® Luting 2 – 3M ESPE) sobre a matriz metálica simulando uma situação clínica. De acordo com as especificações do fabricante, o cimento foi manipulado e inserido nas áreas correspondentes da infra-estrutura e ao redor dos cilindros de titânio. O conjunto foi posicionado e parafusado sobre a matriz metálica, removeu-se os excessos de cimento e aguardou-se 7 minutos para a presa do material; obtendo-se assim a infra-estrutura I (Figura 12).



**Figura 12** – Vista interna da estrutura com o cimento (a); Linha de cimento após a adaptação (b).

## **Soldagem a laser dos cilindros - Estrutura II**

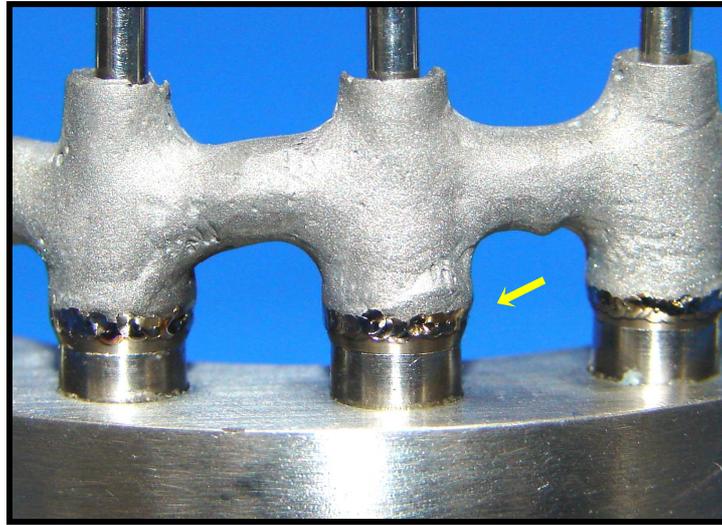
Para o procedimento de soldagem a laser a infra-estrutura metálica foi parafusada nos cilindros de titânio posicionados sobre a matriz metálica, e o conjunto levado à máquina de soldagem a laser (Desktop Laser - Dentaurum - Germany) (Figura 13) para a realização da soldagem com a máquina programada a 280V, pulso de 5,0ms e frequência de focus igual a zero.

Durante o procedimento de soldagem, tomou-se o cuidado de realizar os primeiros pontos de solda em regiões diametralmente opostas, ou seja, faces vestibular-lingual e mesial-distal. Os pontos de solda eram aplicados alternando-os entre um cilindro e outro. Posteriormente, partiu-se para soldagem de toda a extensão de cada um dos cilindros, com a sobreposição dos pontos de solda em cerca de 70 a 80%, completando-se, assim, o cordão de solda (Figura 14) e obtendo-se a infra-estrutura II.



**Figura13** – Máquina de soldagem a laser.

*Análise fotoelástica das tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas de cimentação dos cilindros e soldagem a laser, antes e após eletroerosão*



**Figura 14** – Infra-estrutura com cilindros soldados.

## **Polariscópio**

A utilização do polariscópio na análise de tensões permite uma visualização de sua distribuição no modelo em estudo. Desta forma podemos determinar com precisão as tensões atuantes em quaisquer pontos, assim como as regiões mais solicitadas e ainda as diferenças de solicitações existentes de ponto a ponto. A passagem de luz polarizada através de um material fotoelástico sob tensão irá gerar franjas luminosas.

O polariscópio é capaz de gerar luz polarizada e os elementos ópticos usados num polariscópio são:

- **Polarizador** - decompõe a luz em dois componentes mutuamente perpendiculares, e transmite apenas aquela paralela a um determinado eixo, o qual é chamado de eixo de polarização.

- **Retardadores de onda** - decompõem a luz em dois componentes mutuamente perpendiculares, transmitindo-os com um atraso relativo de fase. Em geral utiliza-se a luz branca, de comprimento de onda padronizado em 580nm e são conhecidos como filtros de onda inteira.

O polariscópio pode ser plano ou circular. No polariscópio plano, dois tipos de franjas são visualizados: as isocromáticas (padrões coloridos que mostram a intensidade das tensões), e as isoclínicas (sobrepostas às franjas coloridas e relacionadas com a direção das tensões).

Para melhor visualização dos padrões isocromáticos (franjas coloridas), deve-se eliminar as isoclínicas (franjas escuras), e isso é feito com o uso de filtros (placas *quarter-wave*), que irão anular as franjas isoclínicas, esses são denominados polariscópio circular.

O polariscópio é dotado de uma parte óptica e outra mecânica:

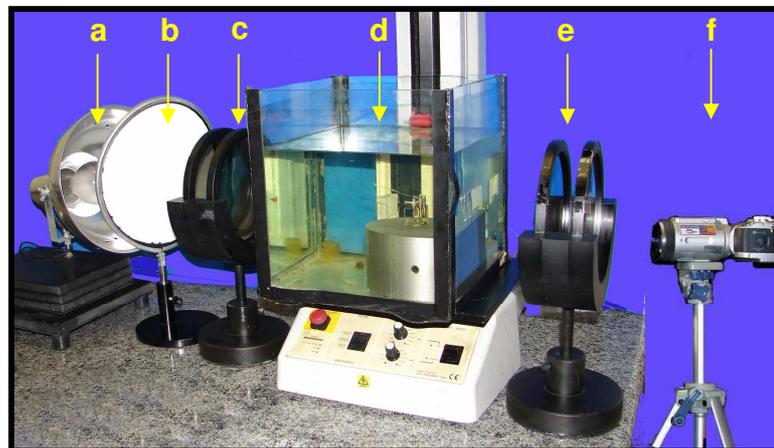
Em sua parte óptica esse aparelho possui uma fonte de luz branca (lâmpada Photoflood - G&E - 500W), um filtro polarizador, um difusor e um filtro analisador.

Na sua parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros.

O polariscópio necessita ser ajustado de maneira padrão até o final dos ensaios como se segue (figura 15):

- fonte de luz branca Photoflood com refletor
- difusor de luz
- filtro polarizador
- filtro analisador - ângulo paralelo ao eixo do polarizador

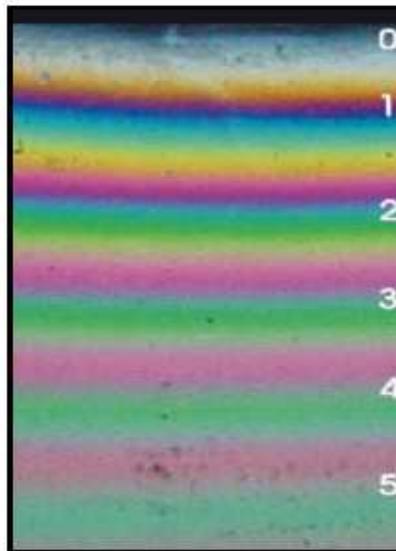
O modelo fotoelástico é mergulhado em um tanque contendo óleo mineral puro (Campestre Ind. E Com. De Óleos Vegetais Ltda. - São Bernardo do Campo - SP), para melhorar a visualização das franjas isocromáticas.



**Figura15** - Equipamento para Análise Fotoelástica: a) fonte de luz; b) difusor de luz; c) filtro polarizador; d) posicionador de modelo; e) filtro analisador e f) máquina fotográfica digital.

A ordem de franja apresenta-se de maneira crescente quanto à tensão sendo diretamente proporcional à magnitude das tensões geradas (MAHLER & PEYTON, 1955). É determinada fotografando ou traçando em papel as ordens de franjas inteiras que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda da luz utilizada. No caso de luz branca o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja (Figura 16):

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



**Figura 16:** Ordens de franjas isocromáticas inteiras.

O aumento no número de franjas observadas no material fotoelástico indica maior tensão induzida, entretanto padrões de cores que não correspondem às franjas ou áreas de transparência podem também indicar desenvolvimento de tensões.

### **Análise Fotoelástica**

A análise do assentamento passivo foi realizada com a utilização do método fotoelástico, com o objetivo de avaliar, primordialmente, a direção e distribuição das tensões internas.

A fim de se estabelecer possível associação entre o grau de desadaptação das infra-estruturas e o nível de tensão ao redor dos implantes, estas foram analisadas fotoelasticamente com o aperto da infra-estrutura com torque de 10Ncm (WASKEWICZ *et al*, 1994) na sequência:

- ✓ Aperto do parafuso 3, seguido dos parafusos 2, 4, 1 e 5.

A análise da distribuição das tensões produzidas no modelo fotoelástico foi feita a partir da observação de imagens obtidas em um polariscópio circular desenvolvido no laboratório de prótese fixa da USP- São Paulo, acoplado a uma máquina digital Sony Cybershot DSC – H1 (Sony Corp-Japan) que permitiu visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais. Cada estrutura foi adaptada ao modelo fotoelástico e os padrões de tensão estabelecidos resultantes da aplicação de força do aperto do parafuso foram observados e registrados

As tensões fotoelásticas foram analisadas e comparadas pelo número de franjas ao redor de cada implante para identificar a magnitude da tensão; e para registrar quão próximas estavam as franjas umas das outras para se avaliar a concentração de tensão. Após cada seqüência de aperto do parafuso e registro fotográfico, o modelo fotoelástico era levado em uma estufa a aproximadamente 50°C por 20 minutos, para permitir a liberação das tensões induzidas.

### **Análise das Estruturas em Microscópio Mensurador**

Posteriormente à realização da análise fotoelástica, foram realizadas leituras dos valores das alterações dimensionais lineares verticais, representando o grau de desadaptação entre os componentes protéticos e os pilares intermediários de implantes, utilizando um microscópio mensurador (STM Digital - Olympus - Japan) com precisão de 0,0005 mm (Figura 17).

As infra-estruturas metálicas foram encaixadas e posicionadas na matriz metálica e o parafuso correspondente ao implante 1, foi apertado. Verificou-se, então, o grau de desadaptação do componente 5, nas suas superfícies vestibular e lingual. O procedimento repetiu-se com o outro parafuso mais distal (parafuso nº5) para a mensuração nos implantes 1.



**Figura 17** - Matriz posicionada para leitura.

Para maior segurança, em cada distância foram realizadas três leituras entre os pontos estabelecidos, através das quais foi calculada a média aritmética. Posteriormente, as duas médias (vestibular e lingual) obtidas para o implante de

número 5 foram agrupadas, realizada nova média aritmética e este valor foi então denominado de posição distal. Da mesma forma obteve-se a média para a posição distal no implante de número 1.

Este procedimento foi realizado a fim de avaliar o comportamento da infra-estrutura, com relação à desadaptação, após o aperto dos parafusos para verificar possível relação entre a quantidade de tensões geradas ao redor dos implantes e a quantidade de desadaptação existente quando do aperto dos parafusos. Estes dados encontram-se no anexo deste trabalho, na página 90.

### **Aplicação de eletroerosão**

Objetivando um refinamento no assentamento passivo da estrutura II (infra-estrutura em titânio e cilindro soldado a laser), esta foi submetida ao procedimento de eletroerosão. Para a aplicação da eletroerosão na estrutura metálica fundida em titânio, foi utilizado o equipamento Electrical Discharge Machinig (EDM 800 NC, tipo CN 60A - Engemac - Caxias do Sul - RS) (Figura 18).

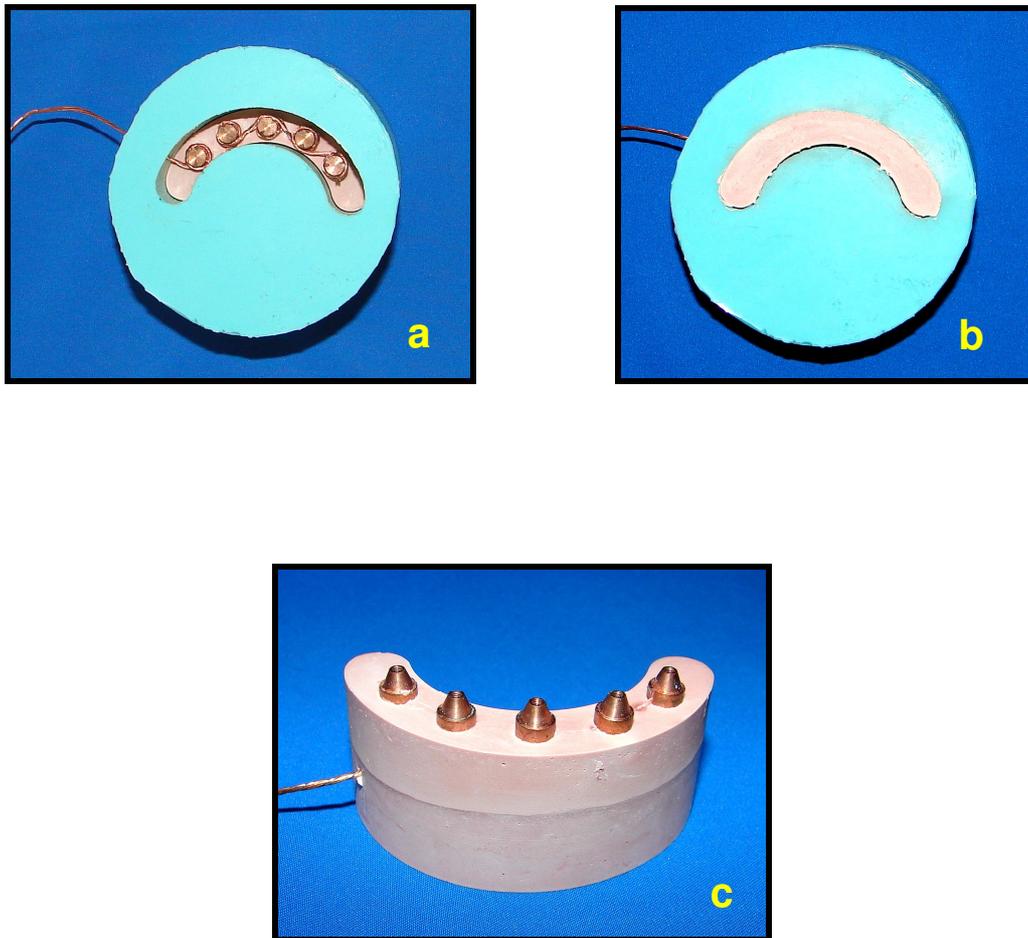


**Figura 18** - Máquina de Eletroerosão.

No processo da eletroerosão, são liberadas descargas elétricas de alta energia que tem o poder de usinar peças com precisão de 0,01mm.

Inicialmente, foi obtido um modelo de gesso a partir da impressão da posição original dos análogos de transmucosos, adaptados à matriz metálica, com *copings* de transferência pela técnica de moldeira aberta. No interior do molde conectou-se análogos de cobre, os quais foram envoltos por um fio de cobre interligando-os para que a corrente elétrica fosse transferida para toda a estrutura metálica (Figura19).

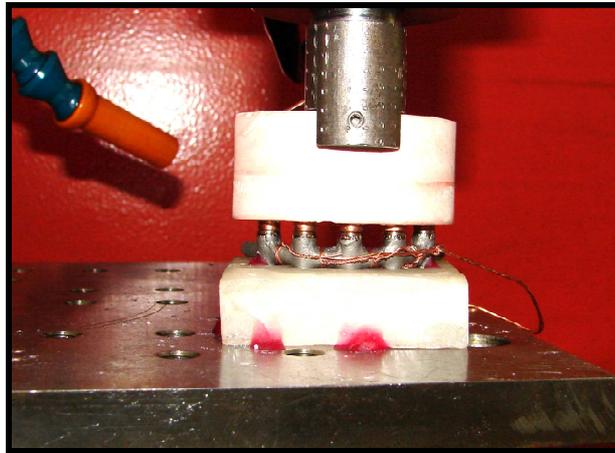
*Análise fotoelástica das tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas de cimentação dos cilindros e soldagem a laser, antes e após eletroerosão*



**Figura 19** - Fio de cobre envolvendo os análogos (a), Molde de silicone com gesso (b) e modelo de gesso com análogos de cobre (c).

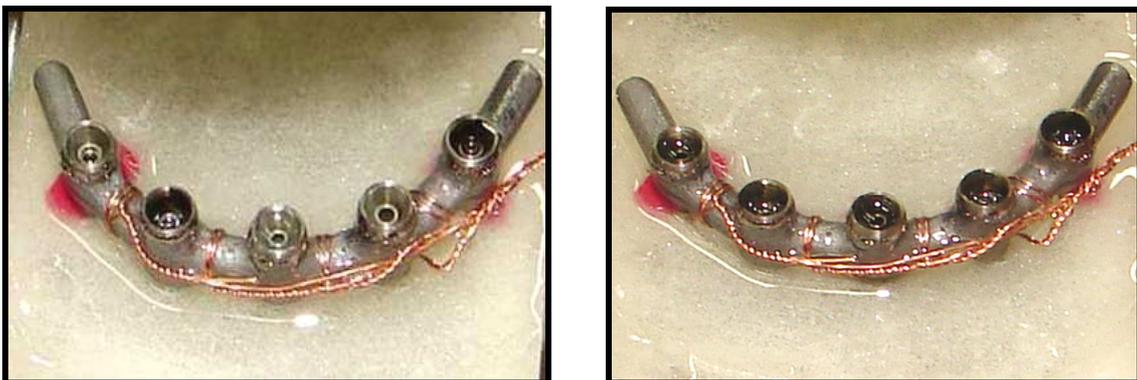
A estrutura metálica foi adaptada a uma base de resina acrílica autopolimerizável para estabilização e assentada sobre o modelo de gesso obtido. Este por sua vez, foi fixado à haste de movimentação vertical do aparelho e conectado ao pólo negativo, tendo a estrutura ligada ao pólo positivo (Figura 20).

*Análise fotoelástica das tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas de cimentação dos cilindros e soldagem a laser, antes e após eletroerosão*



**Figura 20** - Modelo em gesso fixado e conectado aos pólos positivo e negativo.

Para iniciar a eletroerosão, o conjunto modelo de gesso/estrutura metálica, ficou submerso em óleo mineral que é condutor, isolante e refrigerante (Figura 21)



**Figura 21** – Início da eletroerosão com desgaste nos cilindros 2 e 5 (a); Infra-estrutura eletroerodida (b).

Os movimentos da haste vertical foram controlados pela base geradora que controla também a amperagem (poder de usinagem do aparelho) e frequência das descargas elétricas (250.000/seg).

Entre o eletrodo de cobre e a peça estabeleceu-se uma corrente elétrica que gera temperaturas de 3000°C a 5000°C (WEBER & FRANK, 1993). Essa energia vaporiza o metal num determinado ponto de interferência refinando o término cervical.

Por um período de 2 horas, ocorreram movimentos constantes de sobe e desce, onde se visualizava a extensão dos cinco cilindros da estrutura tocando seus respectivos eletrodos uniformemente.

Com a realização da eletroerosão, a estrutura metálica foi submetida aos mesmos procedimentos citados anteriormente para nova avaliação do assentamento passivo, utilizando o polariscópio analisador e microscópio mensurador.

## 5. RESULTADOS

As tabelas apresentam as médias de desadaptação das estruturas.

**Tabela 1:** Média aritmética, em micrometros, da estrutura I (cilindro cimentado) nas posições distais.

Estrutura I	Posição distal 1 ( $\mu\text{m}$ )	Posição distal 5 ( $\mu\text{m}$ )
V	42,00	42,33
L	42,16	43,00
Média final 42,37 $\mu\text{m}$		

**Tabela 2:** Média aritmética, em micrometros, da estrutura II (cilindro soldado) nas posições distais.

Estrutura II	Posição distal 1 ( $\mu\text{m}$ )	Posição distal 5 ( $\mu\text{m}$ )
V	75,00	89,83
L	79,00	90,83
Média final 83,66 $\mu\text{m}$		

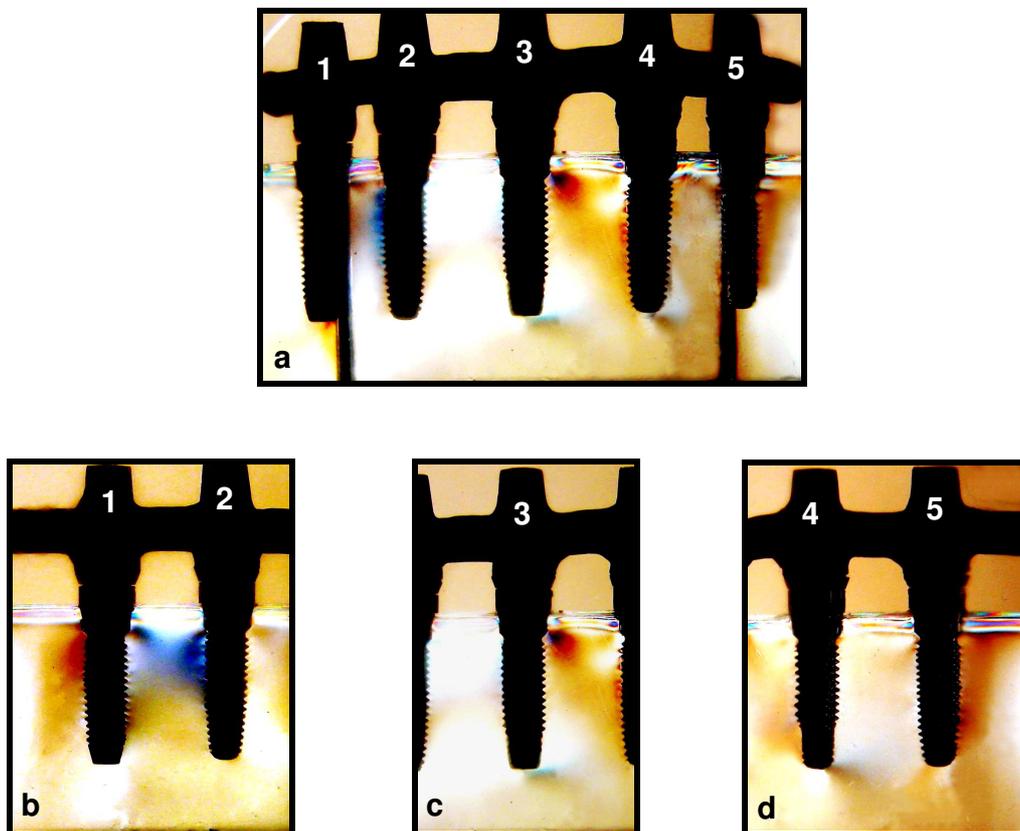
**Tabela 3:** Média aritmética, em micrometros, da estrutura II após o refinamento por eletroerosão, nas posições distais.

Estrutura II (eletroerosão)	Posição distal 1 ( $\mu\text{m}$ )	Posição distal 5 ( $\mu\text{m}$ )
V	53,33	54,00
L	53,83	53,66
Média final 53,7 $\mu\text{m}$		

A análise de tensões realizada neste estudo foi baseada na descrição da localização e distribuição de franjas fotoelásticas formadas após o aperto dos parafusos na seqüência estabelecida, onde os padrões de cores auxiliaram na interpretação qualitativa das tensões.

### **Estrutura Cimentada – comportamento das tensões na seqüência 32415**

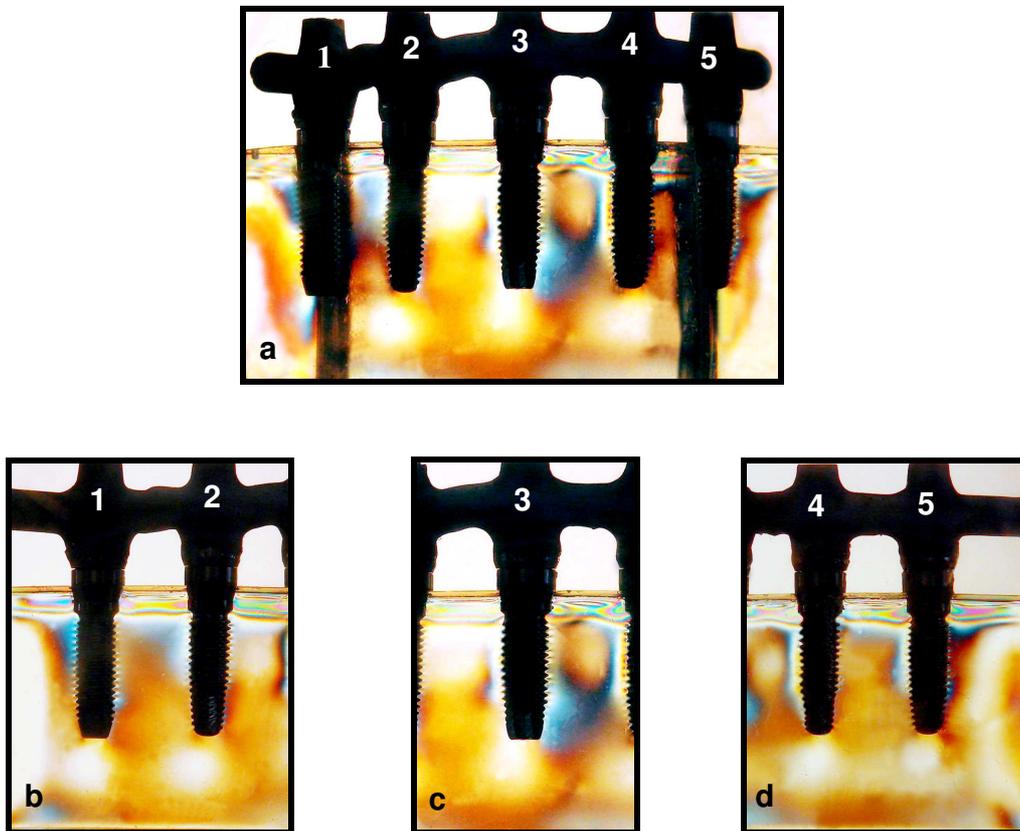
Através das imagens apresentadas nas fotografias digitais, pode-se observar que após a estrutura estar totalmente parafusada com torque de 10 Ncm, houve grande formação de tensão entre os implantes 1-2 e 3-4 nos terços médios destes, bem como, tensões na região apical dos implantes 3 e 4. Na região cervical todos os implantes apresentaram tensão.



**Figura 22:** Grupo cimentado – a) Vista frontal da estrutura após aperto dos parafusos protéticos com torque de 10 Ncm; b) Vista lateral direita; c) implante central; d) Vista lateral esquerda.

**Estrutura Soldada a laser – comportamento das tensões na seqüência 32415**

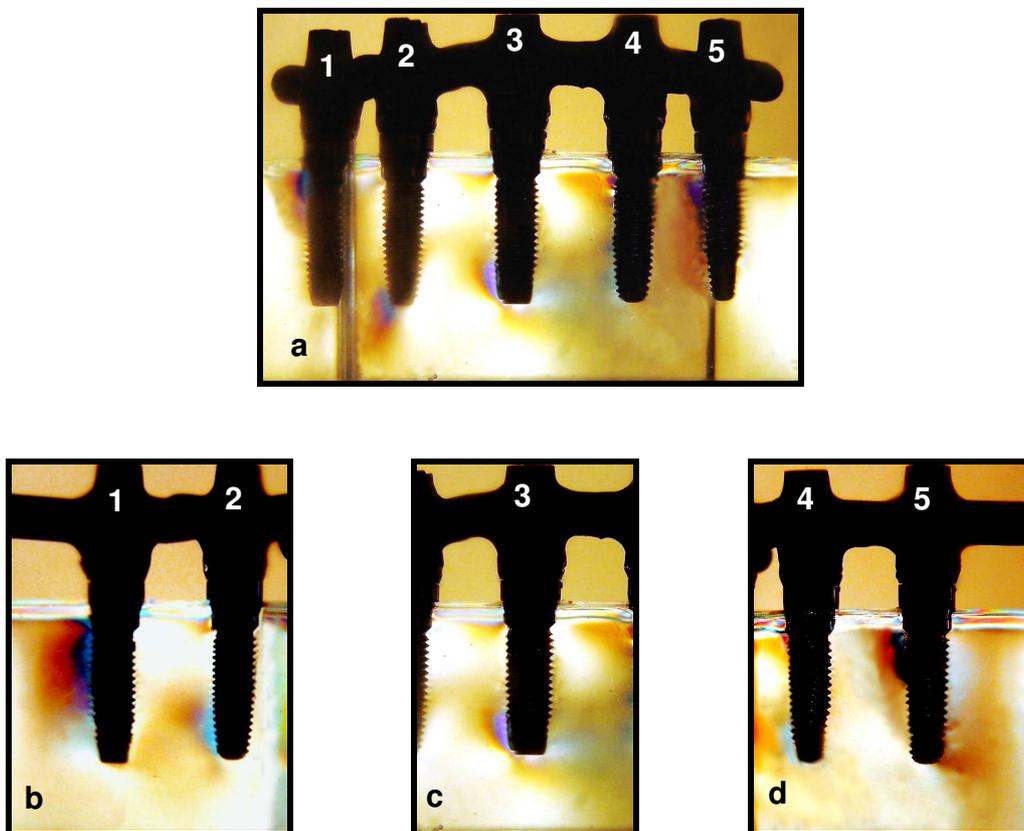
Nas imagens apresentadas, pode-se observar que após o aperto da estrutura com torque de 10 Ncm, verificou-se grande formação de tensão em todos os implantes tanto nas regiões médias e cervicais, com maior grau no implante 3 nos terços médio e apical.



**Figura 23:** Soldado a laser – a) Vista frontal da estrutura após aperto dos parafusos protéticos com torque de 10 Ncm; b) Vista lateral direita; c) Implante central; d) Vista lateral esquerda.

**Estrutura confeccionada por solda a laser de cilindros após o refinamento por eletroerosão – comportamento das tensões na seqüência 32415**

Nas imagens apresentadas verificou-se grande formação de tensão nos implantes tanto nas regiões apicais e cervicais de uma maneira bem distribuída, sendo que em todos os implantes foi evidenciado tensões cervicais, com maior grau no implante 1 na porção distal. Na região apical o implante central foi o que apresentou maior grau.



**Figura 24:** Soldado a laser e refinamento por eletroerosão – a) Vista frontal da estrutura após aperto dos parafusos protéticos com torque de 10 Ncm; b) Vista lateral direita; c) Implante central; d) Vista lateral esquerda.

## **6. DISCUSSÃO**

O advento dos implantes osseointegrados surgiu como solução para minimizar os inconvenientes decorrentes do uso de próteses convencionais em relação aos aspectos mecânicos, biológicos e estéticos. Porém, para que tal tratamento apresente resultados satisfatórios à longo prazo, a passividade entre a infra-estrutura e o intermediário constituiu-se um requisito fundamental quando da confecção de próteses fixas implanto-suportadas (JEMT, 1995). Por outro lado, a falta deste assentamento passivo é considerada como um dos fatores de complicações e insucessos de próteses sobre implantes, levando à perda óssea, fratura dos componentes protéticos e até a perda do implante (SKALAK, 1983; JEMT, 1991; WEINBERG, 1993; ASSIF, 1996; CARR, 1996, EVANS, 1997; SCHWARZ, 2000).

Para a verificação do assentamento passivo diversas são as metodologias científicas aplicadas (GOLL, 1991; KAN, 1999). Nesse estudo foi utilizada a análise fotoelástica para determinar as tensões induzidas ao modelo provenientes do aperto de parafusos na infra-estrutura, observadas por meio de um polariscópio, associada à mensuração microscópica do grau de desadaptação estrutura/intermediário (KENNEY, 1998; OCHIAI, 2003).

Em próteses parafusadas, o apertamento dos parafusos provoca forças nos e ao redor dos implantes e sua magnitude depende da quantidade de desadaptação (SAHIN & CEHRELLI, 2001; UEDA *et al*, 2004; DAMACENO, 2005; CEHRELI, 2006; KARL). Distorções na infra-estrutura e no implante ocorrem durante o parafusamento da peça (JEMT, 1996; NISSAN, 2001); desta forma, a análise fotoelástica teve o objetivo de avaliar estas forças geradas ao redor dos implantes, como nos trabalhos de THAYER, 1980; WASKEWICKZ *et al*. (1994); WATANABE *et al*. (2000); NISSAN *et al*. (2001) e BASTOS, (2005), de maneira que a observação desses eventos físicos através de modelos fotoelásticos simulando uma mandíbula, representa um excelente método para observar o

comportamento das tensões provenientes de estruturas protéticas sobre implantes.

O material fotoelástico, além de transparente, deve ser unirefringente quando está sob carga zero. Porém quando está tensionado o material tem que deixar de ser isotrópico, passando a ser birrefringente (MAHLER & PEYTON, 1955). A resina fotoelástica utilizada nesta pesquisa (GY279BR.- Araltec) preenche estas características.

Quanto ao material utilizado para confecção de próteses implanto-suportadas, o titânio e suas ligas têm sido uma alternativa às ligas nobres por apresentar propriedades mecânicas como resistência à fratura, resistência à corrosão, degradação eletroquímica e biocompatibilidade (PARR *et al.* 1985; SJÖGREN, 1988; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993). As desvantagens do titânio são encontradas na sua fundibilidade (HAMANAKA *et al.* 1989), devido à baixa densidade e peso específico que dificultam seu escoamento durante a fundição.

Considerando as técnicas pós-fundição avaliadas neste trabalho, cimentação dos cilindros à estrutura, soldagem de bordo a laser (JEMT, 1992; IGLESIA, 2001) e eletroerosão (WEBER, 1993; ROMERO, 2000; CONTRERAS, 2002; EISENMANN, 2004), os resultados mostraram diferença entre os padrões de franjas fotoelásticas observados nas estruturas avaliadas, sendo que o grupo dos cilindros cimentados apresentou a menor formação de franjas ao redor dos implantes, ou seja, menor tensão; resultado similar ao encontrado por CLELLAND & VAN PUTTEN (1997) e WATANABE *et al.* (2000). O resultado médio de desadaptação marginal obtido para a estrutura cimentada foi de 42µm para a posição distal, abaixo do mínimo considerado satisfatório clinicamente (100µm) por JEMT em 1996, corroborando com os resultados achados por KLEINE em 2002 e 2005, onde o desajuste médio para a posição distal foi de 29,17 µm e 43,95 µm respectivamente.

Na infra-estrutura com solda a laser, os padrões de formação de franjas fotoelásticas se mostraram mais intensos, e houve também uma menor adaptação

da infra-estrutura, 83,66  $\mu\text{m}$ . Isso se deve ao fato de que mesmo utilizando a soldagem a Laser de bordo, a distorção da estrutura não foi completamente eliminada. Porém, uma melhora ocorreu na adaptação da infra-estrutura soldada após a aplicação de eletroerosão (51,7  $\mu\text{m}$ ), comprovada através de análise visual dos padrões das tensões formadas ao redor dos implantes, o que mostra que essa técnica melhora substancialmente a passividade de infra-estruturas metálicas soldadas (EVANS, 1997; RUBELING, 1999; BERNARDON, 2001; SOUZA, 2003; SARTORI *et al.*, 2004; BABONI, 2005).

A técnica dos cilindros cimentados tem sido amplamente utilizada com o avanço da técnica de carga imediata, devido a sua rápida confecção e, conseqüente, possibilidade de instalação após o primeiro estágio cirúrgico. Permite a obtenção de uma estrutura melhor adaptada pela eliminação da soldagem, mantém a integridade do cilindro, pois não entra em contato com a superfície do intermediário e não é levado ao forno para fundição ou aplicação de porcelana, e por fim, reduz o tempo de trabalho e número de consultas (APARÍCIO, 2004; KARL, 2004; KARL, 2006). É evidente a necessidade de avaliação em longo prazo de tais infra-estruturas, no que diz respeito a sua resistência mecânica quando em função.

De acordo com McCARTNEY & DOUD (1993) e ÖRTORP (1999) a técnica de soldagem proposta neste trabalho busca compensar espacialmente, através da incorporação de cilindros pré-fabricados industrialmente, as distorções de um processo artesanal de fabricação de estruturas protéticas. Esta soldagem, inclusive, é realizada de maneira consecutiva para cada pilar, através da fixação de um ponto vestibular seguidos de pontos diametralmente opostos em cada cilindro, para posteriormente realizar a soldagem em toda a circunferência da união estrutura/cilindro pré-fabricado. Assim, podemos dizer que existem diferenças entre as técnicas de aprimoramento de adaptação aqui comparadas, baseados no fato de que a cimentação e a soldagem permitem uma compensação tridimensional simultânea da desadaptação entre a estrutura e os respectivos cilindros pré-fabricados, através da fixação da estrutura sobre os mesmos, porém,

mesmo adotando cuidados especiais na soldagem, provavelmente distorções residuais permaneceram deslocando os cilindros entre si e induzindo as tensões fotoelásticas, justificando assim a diferença entre os resultados (WATANABE, 2000; KLEINE, 2002; LONGONI, 2004).

As distorções inerentes ao processo de soldagem a Laser foram atenuadas após o procedimento de eletroerosão pelo refinamento superficial dos cilindros de titânio, confirmando a hipótese de que a associação das duas técnicas traria benefícios assim como a redução dos desajustes marginais, e conseqüentemente maior passividade de estruturas metálicas sobre implantes (SARTORI *et al.*, 2004; BABONI, 2005).

Quanto à seleção da seqüência no aperto de parafusos para a execução deste trabalho, foi baseada nos resultados encontrados por DAMACENO em 2005, onde esta produziu a menor quantidade de tensões aos implantes. Tal seqüência poderia ser sugerida para a biomecânica de uma reabilitação fixa mandibular implanto-suportada tipo protocolo Branemark, pois nesta, as cargas oclusais são mais direcionadas para as extensões em cantilever das estruturas.

LINDQUIST *et. al* (1988) em um estudo longitudinal, analisaram a reabsorção óssea ao redor dos implantes em reabilitações fixas mandibulares tipo protocolo Branemark, e concluíram que os implantes mediais tinham uma maior perda óssea (cerca de 0,07 mm anual) quando comparados aos implantes posteriores, evidenciada após o primeiro ano de tratamento, isso justifica a maior concentração de tensões e formação de franjas fotoelásticas ao redor dos implantes mediais após o aperto dos parafusos, nos três procedimentos analisados do presente estudo. Ainda em relação ao padrão de tensões, ambos os grupos apresentaram, de um modo geral, uma concentração maior de tensões na região de terço médio dos implantes e apical, padrões estes que corroboram àqueles encontrados por WASKEWICZ *et al.* (1994).

WEE *et al.*, em 1999, relataram que "...se a soma das distorções provocadas pelos procedimentos laboratoriais de confecção das estruturas forem

colocadas em uma equação de distorção e o resultado for igual a zero, o assentamento passivo da peça sobre os pilares é alcançado”, ou seja, as distorções permanentes geradas durante o processamento da prótese são contrabalanceadas pelas técnicas laboratoriais e clínicas que visam à redução das desadaptações. Isto talvez explicaria o melhor comportamento fotoelástico observado para a estrutura que teve seus cilindros cimentados. Por mais, este estudo apresenta resultados semelhantes ao de JEMT (1991), MILLINGTON *et. al* (1995) onde de acordo com o autor, as estruturas com menores valores de desadaptação induzem menos tensões aos implantes subjacentes.

Sobre análise fotoelástica aqui utilizada, apesar deste método apresentar limitações no sentido de que pode haver interpretação visual individual para diferentes examinadores, FERNANDES *et al.* (2003) relataram que o mesmo possui um alto índice de correlação com resultados concomitantes obtidos através de outros métodos de análise de tensões, como, por exemplo, o método que utiliza medidores de tensão ou *strain-gauges* podendo, portanto, ser considerado um método válido e aplicável em estudos de comportamento biomecânico. O fato de também haver necessidade de duplicarmos o modelo mestre em material fotoelástico para que a análise de tensões possa ser realizada também pode ser questionado, porém trata-se de uma metodologia inerente a este tipo de análise.

No entanto, devemos salientar que existem outros fatores não abordados neste trabalho que exercem importante influência no comportamento biomecânico de infra-estruturas protéticas com menor ou maior grau de passividade. Tais fatores podem ser desde cargas oclusais, módulo de elasticidade do material de cobertura protética, freqüência mastigatória e principalmente qualidade óssea ao redor dos implantes. Desta maneira, qualquer extrapolação para âmbito clínico ainda pode ser considerada prematura, já que este estudo *in vitro* não pode abordar estes diversos aspectos supracitados. Porém, de forma sugestiva, pode-se indicar métodos clínicos e laboratoriais satisfatórios, como a técnica de cimentação dos cilindros protéticos na busca da passividade em próteses fixas implanto-suportadas.

## **7. CONCLUSÃO**

Diante dos resultados obtidos neste estudo, foi possível concluir que:

1 – O processo de cimentação dos cilindros à estrutura melhora a adaptação marginal desta, promovendo maior distribuição das tensões no modelo fotoelástico, sendo eficaz para o alcance do assentamento passivo.

2 – O procedimento de eletroerosão otimizou a adaptação da infra-estrutura metálica soldada a laser, e reduziu a concentração das tensões ao redor dos implantes.

3 – Houve correlação entre o grau de desadaptação e formação de tensões.

4 – As técnicas avaliadas, cimentação dos cilindros e soldagem de bordo a laser, apresentaram níveis aceitáveis de passividade.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS \***

1. APARICIO C. A new method to routinely achieve passive fit of ceranometal protheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Period & Restor Dent.* 1994; 4(5): 405-419.
2. ALVES BP. Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.
3. ANUSAVICE KJ. Philip's Science of dental materials. 11ª edição. St. Louis: Saunders; 2003.
4. ASSIF D, MARSHAK B, HOROWITZ A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(3): 285-91.
5. BABA N, WATANABE I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG Laser. *J Biomed Mater Res.* 2005; 72: 64-68.
6. BABONI CR. Análise fotoelástica de infra-estruturas implanto-suportadas fundidas em monobloco e soldadas a laser antes e depois da aplicação de eletroerosão [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
7. BASTOS PL. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses fixas implanto-suportadas [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
8. BERG E, WAGNER WC, DAVIK G, DOOTZ ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(3): 250-257.
9. BERNADON T. Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem a laser e eletroerosão através do assentamento passivo [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

---

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

10. BERTRAND C, PETITCORPS YL, ALBINGRE L, DUPUIS V. The laser welding technique applied to the non precious alloys procedure and results. Br Dent J. 2001; 190(5): 255-257.
11. CAMPOS Jr.A, PASSANEZI E, NAHAS D, JANSON WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. Rev Odontol Univ S Paulo. 1986; 16(1): 20-25.
12. CARR AB, GERARD DA, LARSEN PE. The response of bone primates around unloaded dental implants supporting protheses with different levels of fit. J Prosthet Dent. 1996; 76(4): 500-9.
13. CEHRELI M, DUYCK J, COOMAN M, PUERS R, NAERT I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Impl Res. 2004; 15(2): 249-257.
14. CHAI T, CHOU CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. J Prosthet Dent. 1998; 79(4): 477-483.
15. CLELLAND NL, VAN PUTTEN MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997; 12(6): 793-799.
16. CONTRERAS EFR, HENRIQUES GEP, GIOLO SR, NOBILO MAA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. J Prosthet Dent. 2002; 88(5): 467-472.
17. CRAIG RG, HANKS CT, KOHN A, O'BRIEN WJ, PEYTON FA, POWERS JM. Restorative dental materials. 10ª edição. Saint Louis: Mosby; 1997.
18. DAMACENO ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
19. EISENMAN E, MOKABBERI A, WALTER MH, FREESMEYER WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19 (6): 810-818.
20. EVANS DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. J Prosthet Dent. 1997; 77(2): 212-215.

21. FANUSCU MI, CAPUTO AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont.* 2004; 13 (4): 214-220.
22. FERNANDES CP, GLANTZ PJ, SVENSSON AS, BERMARK A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dent Mater.* 2003; 19(2): 106-17.
23. GLICKMAN I, ROEBER FW, PAMEIJER JHN. Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol,* 1970; 41: 30-5.
24. GOOL GE. Production of accurately fitting full arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(3): 377-84.
25. GORDON TE, SMITH DL. Laser welding of prostheses – an initial report. *J Prosthet Dent.* 1970; 24(4): 472 –476.
26. HAMANAKA H, DOI H, YONEYAMA T, OKUNO O. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. *J Dent Res.* 1989; 68(11): 1529-1533.
27. HELLDÉN LB, DERAND T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13(2): 190-196.
28. IGLESIA MA, MORENO J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(6): 570-574.
29. JEMT T, LINDÉN B. Fixed implant-supported prosthesis with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992; 12(3): 177-83.
30. JEMT T, LIE A. Accuracy of implant-supported prosthesis in edentulous jaw. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6(3): 172-80.
31. JEMT T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prosthesis in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(2): 151-58.
32. JIMÉNEZ-LOPEZ V. *Próteses sobre implantes: oclusão. casos clínicos e laboratório.* São Paulo: Quintessence; 1995.

33. KAN JYK, RUNGCHARASSAENG K, BOHSALI K, GOODACRE CJ, LANG BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 1999; 81(1): 7-13.
34. KARL M, WINTER W, TAYLOR T, HECKMANN S. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(1): 30-37.
35. KARL M, TAYLOR TD, WICHMANN MG, HECKMANN SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. Journal of Prosthodontics. 2006; 15(1): 20-24.
36. KENNEY R, RICHARDS MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 1998; 80(5): 559-564.
37. KLEINE A. Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.
38. KLEINE A. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas dos cilindros cimentados ou soldados a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
39. LAUTENSCHLAGER EP; MONAGHAN P. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J. 1993; 43(3): 245-253.
40. 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.
41. LONGONI S, SARTORI M, DAVIDE R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. J Prosthet Dent. 2004; 91(6): 595-598.
42. MAHLER DB, PEYTON FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J Dent Res. 1955; 34(6): 831-838.
43. McCARTNEY JW, DOUD R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. J Prosthet Dent. 1993; 70(1): 17-20.
44. MILINGTON ND, LEUNG T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. Int J Prosthodont. 1995; 8(6): 511-16.

45. NISSAN J, GROSS M, SHIFMAN A, ASSIF D. Stress level for weel-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. J Prosthet Dent. 2001; 86(1): 20-23.
46. OCHIAI KT, OZAWA S, CAPUTO AA; NISHIMURA RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prothesis with segmented and nonsegmented abutments. J Prosthet Dent. 2003; 89(5): 495-502.
47. ORTOP A, LINDEN B, JEMT T. Clinical experiences with Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. Int J Prosthodont. 1999; 12(1): 65-72.
48. PARR GR, GARDNER LK, TOTH RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental material aspects. J Prosthet Dent. 1985; 54(3): 410-14.
49. RAJAN M, GUANESEELAN R. Fabrication of a cement- and screw-retained implant prothesis. J Prosthet Dent. 2004; 92(6): 578-80.
50. ROMERO GG, ENGELMEIER R, POWERS JM, CANTERBURY. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. J Prosthet Dent. 2000; 84(6): 602-07.
51. RÜBELING G. New techniques in spark erosion: the solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. Quintessence Int. 1999; 30(1): 38-48.
52. SARTORI IAM, RIBEIRO RF, FRANCISCHONE CE, MATTOS MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported protheses before and after electroerosion. J Prosthet Dent. 2004; 92(2): 132-38.
53. SCHWARZ MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Impl Res. 2000; 11(1): 156-58.
54. SHAIN S, CEHRELI MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 2001; 10(2): 85-90.
55. SJOGREN G, ANDERSSON M, BERGMAN M. Laser welding of titanium in dentistry. Acta Odontol Scand. 1988; 46(4): 247-53.
56. SKALAK R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. J Prosthet Dent. 1983; 49(6): 843-48.

57. SOUSA SA. Análise do assentamento passivo de infra-estrutura em titânio e liga de paládio-prata fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.
58. SOUSA SA. Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas à eletroerosão [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
59. SOUZA PCRD, DINATO JC, BEATRICE CRS, GUASTALDI AC, BOTTINO MA. Soldagem na Odontologia: Estudo de Uniões soldadas Empregando Laser e Brasagem. Rev Assoc Paul Cir Dent. 2000; 54(6): 470-75.
60. TAMBASCO J, ANTONY T, SANDVEN O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. J Dent Technol. 1996; 13(4): 23-31.
61. THAYER, HH, CAPUTO AA. Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. J Prosthet Dent. 1980; 43(6): 611-17.
62. UEDA C, MARKARIAN RA, SENDYK CL, LAGANÁ DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. Braz Oral Res. 2004;18(1): 45-52.
63. ULUDAMAR A, LEUNG T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: Efficacy of the preci-disc system for the correction of errors. Int J Prosthodont. 1996; 9(1): 16-20.
64. WANG RR, WELSCH GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. J Prosthet Dent. 1995; 74(5): 521-30.
65. WASKEWICZ GA, OSTROWSKI JS, PARKS VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseintegrated implants. Int J oral Maxillofac Implants. 1994; 9(4): 405-11.
66. WATANABE F, HATA Y. Analysis of stress distribution in screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000; 15(2): 209-18.
67. WATANABE I, TOPHAM S. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. Journal of Prosthodontics. 2006; 15(2): 102-107.
68. WEBER H, FRANK G. Spark erosion procedure: a method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. J Prosthet Dent. 1993; 69(2): 222-27.

69. WEE AG, AQUILINO SA, SCHENEIDER RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(2): 167-78.
70. WEINBERG LA. The Biomechanics of force distribution in implant supporting prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(1): 19-31.
71. WISKOTT HWA, DOUMAS T, SCHERRER SS, SUSZ C, BELSER UC. Microstructures of brazings and welds using grade 2 commercially pure titanium. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(1): 40-47.
72. YAMAGISHI T; ITO M; FUJIMURA Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:Yag laser apparatus. *J Prosthet Dent.* 1993; 70(3): 264-73.
73. ZOIDIS PC, WINKLER S, KARELLOS N. The effect of soldering, electrowelding, and cast-to procedures on the accuracy of fit of cast implant bars. *Implant Dent.* 1996; 5(3): 163-68.

*Análise fotoelástica das tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas de cimentação dos cilindros e soldagem a laser, antes e após eletroerosão*

**ANEXO**

Análise da desadaptação marginal (milímetros)

ESTRUTURA COM OS CILINDROS CIMENTADOS

**Estrutura I**

Parafuso em 1	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	0,0415	0,0425	0,042	0,042
L	0,0425	0,0415	0,0425	0,042

Parafuso em 5	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	0,042	0,0425	0,0425	0,042
L	0,043	0,043	0,043	0,043

Média final 0,042

ESTRUTURA COM OS CILINDROS SOLDADOS

**Estrutura II**

Parafuso em 1	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	0,0745	0,0755	0,075	0,075
L	0,079	0,0785	0,0795	0,079

Parafuso em 5	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	0,0905	0,0895	0,0895	0,089
L	0,0905	0,091	0,091	0,090

Média final 0,083

ESTRUTURA COM OS CILINDROS SOLDADOS E REFINADOS POR ELETROEROSÃO

Estrutura II (eletroerosão)

Parafuso em 1	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	0,053	0,0535	0,0535	0,053
L	0,054	0,054	0,0535	0,053

Parafuso em 5	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
V	0,0545	0,054	0,0535	0,054
L	0,054	0,054	0,053	0,053

Média final 0,053