



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**MAURICIO POMPEU CARIELLO**

Cirurgião - Dentista

**“ANÁLISE FOTOELÁSTICA E EXTENSOMÉTRICA DAS  
TENSÕES INDUZIDAS POR ESTRUTURAS DE PRÓTESE  
SOBRE IMPLANTES FABRICADAS PELAS TÉCNICAS  
MONOBLOCO, SOLDAGEM DE BORDA E MÉTODO  
CAD/CAM”**

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

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

PIRACICABA

2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

C191a	<p>Cariello, Mauricio Pompeu. Análise fotoelástica e extensométrica das tensões induzidas por estruturas de prótese sobre implantes fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM. / Mauricio Pompeu Cariello. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.</p> <p>Orientador: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Soldagem em odontologia. 2. Implantes dentários. 3. Titânio. I. Nóbilo, Mauro Antônio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p>(mg/fop)</p>
-------	---

Título em Inglês: Photoelastic and strain gauge analysis of tensions induced over implant superstructures manufactured through one-piece technique, border soldering and CAD/CAM method

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

Titanium

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, João Neudenir Arioli Filho, Luciana Valadares Oliveira, Guilherme Elias Pessanha Henriques, Marcelo Ferraz Mesquita

Data da Defesa: 19-11-2009

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 19 de Novembro de 2009, considerou o candidato MAURÍCIO POMPEU CARIELLO aprovado.

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Mauro Antonio de Arruda Nóbilo".

---

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

A handwritten signature in black ink, appearing to be "João Neudenir Arioli Filho".

---

Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Luciana Valadares Oliveira".

---

Prof. Dra. LUCIANA VALADARES OLIVEIRA

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

---

Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

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

---

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

## DEDICATÓRIA

*À minha esposa Mariana e  
nosso filho Matheus, que  
são fundamentais na  
minha vida.*

*À minha mãe Deana e  
meu pai Maurício que  
sempre me apoiaram.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*Ao meu orientador Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, da área de Prótese Parcial Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e participação fundamental no meu desenvolvimento profissional e pessoal, pelos ensinamentos e momentos de alegria, meu eterno agradecimento.*

*Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, da área de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, pela cortesia, atenção e disponibilidade de todos os recursos do Departamento de Prótese Dental da USP - Ribeirão Preto, que foi fundamental na análise fotoelástica desta pesquisa.*

*Ao colega Dr. Luiz Gustavo Dias Daroz, pela atenção e disponibilidade do seu conhecimento e sua experiência em extensometria.*

## **AGRADECIMENTOS**

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP**, na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO** e Diretor Associado **Prof. Dr. MARCELO DE CASTRO MENEZHIM**.

Ao **Prof. Dr. JACKS JORGE JÚNIOR** Coordenador do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela seriedade na condução do Programa.

À **Profa. Dra. RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA** Coordenadora do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela seriedade na condução do Programa.

Ao **Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES** pelos ensinamentos e amizade.

Ao **Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA** pela amizade e troca de conhecimentos durante estes anos de convívio.

Ao **Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI** pela amizade e por transmitir ensinamentos durante os momentos de convívio.

Ao **Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO** pela amizade e transmissão de conhecimentos importantes para minha formação profissional.

À **CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESES** por fornecer os componentes de alto padrão de qualidade essenciais à pesquisa e por serem muito eficientes e profissionais.

A **3i IMPLANT INNOVATIONS** por fornecer a infra-estrutura *CAM StructSURE*<sup>®</sup> com gentileza, eficiência e alto grau de profissionalismo.

Aos meus sogros **CLÁUDIA** e **CARLOS AUGUSTO VASCONCELOS**, pela compreensão, carinho, amizade e apoio. Serei eternamente grato.

Aos meus grandes amigos **WAGNER SOTERO FRAGOSO, LUÍS GUSTAVO DAROZ, CLÁUDIA DAROZ, LUCIANA VALADARES OLIVEIRA, ANDRÉA FABIANA LIRA, MÁRCIA MIKA NAKAOKA, ALEXANDRE ESPÍRITO SANTO e MARIA ISABELA** pelos saudosos momentos de alegria e verdadeira amizade.

Às minhas avós **CLEONE POMPEU** e **ELIZABETE CARIELLO** e meu avô **KEPLER POMPEU** por sempre apoiarem minhas decisões e rezarem por mim.

Às minhas tias **CLEONE LOPES POMPEU** e **HILDA POMPEU** por serem presentes e muito queridas.

Aos meus primos **JOÃO OCTÁVIO POMPEU HYPPÓLITO, MARIANNA POMPEU HYPPÓLITO** e **PATRÍCIA POMPEU HYPPÓLITO** por serem amigos.

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

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

## RESUMO

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

Palavras-chave: Soldagem em odontologia, Implante dental, Titânio.

## **ABSTRACT**

The lack of passivity of the implant supported prosthesis may lead to mechanical and biological disorders over the implants. By the photoelastic and strain gauge analysis, the purpose of this research was to evaluate the stress over the implants after tightening the prosthesis superstructure over five dental implants. A stainless steel matrix was manufactured and used with 5 Micro-Unit abutments (Conexao Sistemas de Proteses – Sao Paulo – Brazil), positioned symmetrically according to the Branemark protocol. This research has three groups: group I has one-piece bar. The group II has one-piece bar adapted and soldered over titanium cylinders. The group III has one-piece bar made by the CAD/CAM technique (3i Implant Innovations - EUA). The matrix was forged with duplication silicone (Silicone Master – Talladium do Brazil) connecting the transfers abutments with acrylic resin (GC Pattern - GC Dental). From the cast was fabricated the photoelastic model (Araldite – Araltec) with five regular implants in it (Master Screw – Conexao - SP). The passive fit was evaluated using photoelastic and strain gauge analysis and all screw had a 10Ncm torque. The fringes were analyzed by a round polariscope with a digital photo machine coupled on it (Cyber-Shot DSC-717 - Sony), which registered the images and the tension was recorded by the strain gauges coupled on a computer. The results demonstrated that the tension concentration over the group I was high in all dental implants, being necessary to improve the manufacturing technique. The border soldering technique proved to be viable with satisfactory result as the CAD/CAM technique.

Key words: Dental Soldering, Dental Implant, Titanium.

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	7
3 PROPOSIÇÃO	37
4 MATERIAIS E MÉTODOS	39
5 RESULTADOS	73
6 DISCUSSÃO	85
7 CONCLUSÃO	91
REFERÊNCIAS	93

## 1. INTRODUÇÃO

Os implantes do tipo rosqueável foram desenvolvidos inicialmente para reabilitar pacientes com prótese total implantossuportada por 5 implantes, devolvendo o conforto e a função na reabilitação bucal. (Telles *et al.*, 2004).

A utilização de implantes osseointegráveis em reabilitações bucais tem apresentado elevados índices de sucesso desde os primeiros relatos na literatura. Devido aos resultados satisfatórios, a aplicação dos implantes foi ampliada ao tratamento com restaurações parciais e unitárias. No entanto, a preservação dos pacientes evidenciou desvantagens da reabilitação implantossuportada, como por exemplo, a reabsorção óssea crônica na periferia do colo dos implantes após a instalação da prótese (Brånemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*, 1981; Adell *et al.*, 1986; Albrektsson *et al.*, 1986). Este comportamento pode ser consequência da desadaptação do pilar protético sobre os implantes e foi considerada normal a reabsorção óssea média de 0,9mm no primeiro ano e, posteriormente, 0,1mm a cada ano. Esta observação sugeriu que, após o primeiro ano dos implantes em função, um dos critérios de êxito seria a perda óssea vertical menor do que 0,2mm por ano (Jung *et al.*, 1996; Van Steenberghe *et al.*, 2000; Morris *et al.*, 2001; Goodacre *et al.*, 2003).

Um dos requisitos mais importantes à manutenção da interface osso-implante é a adaptação passiva dos pilares da infra-estrutura sobre os implantes. Teoricamente, considera-se “assentamento passivo” a infra-estrutura que não induz absolutamente nenhuma carga sobre os implantes ou seus componentes após a instalação, desconsiderando-se forças externas. Apesar do desenvolvimento tecnológico e observações científicas na fabricação de infra-estruturas implantossuportadas, pode-se concluir que ainda não foi possível atingir passividade absoluta (Sahin *et al.*, 2001; Vigolo *et al.*, 2003; Ford, 2003). Ao contrário do dente natural, o implante dental limita-se a movimentação de apenas 10 micrometros, correspondente a resiliência do osso. Essa pequena amplitude de movimento sugere que o assentamento passivo da prótese dental seja um

requisito fundamental à estabilidade óssea. Estudos com materiais de moldagem para se obter um modelo fiel e o desenvolvimento de componentes protéticos precisos para diminuir o micro-espço na interface pilar-implante, evidenciaram a complexidade de procedimentos necessários para a confecção laboratorial de próteses implantossuportadas perfeitamente adaptadas. O desajuste dessas próteses irá transmitir esforço e sobrecarga aos implantes, conseqüentemente, resultando no afrouxamento ou quebra de parafuso protético, fratura da infra-estrutura metálica, perda óssea ao redor dos implantes, dor e reações do tecido periimplantar (Sahin *et al.*, 2001; Vigolo *et al.*, 2003; Ford, 2003; Karl *et al.*, 2005; Uysal *et al.*, 2005).

A confecção de próteses extensas é passível de maior distorção que as próteses unitárias. Ao fazer a fundição de vários pilares unidos, a contração do metal poderá induzir desajustes sobre cada componente, produzindo uma peça em monobloco com grande desajuste entre os pilares e a plataforma dos implantes (Schiffleger *et al.*, 1985; Rangert *et al.*, 1991; Jemt *et al.*, 1995). Alguns autores relataram que a desadaptação marginal entre pilar-implante pode atingir 500 µm e dificilmente será detectado clinicamente, principalmente se esta interface estiver localizada ao nível subgingival. O torqueamento dos parafusos poderá diminuir este desajuste, mas induzirá estresse sobre o sistema protético resultando em fadiga cíclica com possível falha da reabilitação e perda dos implantes (Schiffleger *et al.*, 1985; Rangert *et al.*, 1991; Jemt *et al.*, 1995; Clelland *et al.*, 1995; Smedberg *et al.*, 1996; Jemt, 1996).

A desadaptação de uma infra-estrutura implantossuportada pode ser corrigida através da secção e união dos segmentos entre os pilares por soldagem a laser. Após este procedimento, a barra ainda poderá apresentar pequenos desajustes marginais e a região da soldagem será um ponto de fragilidade da estrutura protética (Riedy *et al.*, 1997; Ford, 2003). Kliniberg & Murray (1985) estabeleceram que infra-estruturas com desadaptação maior que 30µm ao longo de 30% da circunferência do cilindro fundido seria inaceitável. Yanase *et al.*(1994),

concluíram que um desajuste de 150µm entre o *coping* fundido e a plataforma do implante seria o limite máximo aceitável como desajuste protético.

Uma infra-estrutura metálica fundida poderá sofrer alteração dimensional durante o processo de enceramento e fundição. Com o objetivo de evitar a fragilidade da infra-estrutura realizando pontos de solda, foi desenvolvida a técnica de soldagem de borda sobre cilindros de titânio. Esta técnica consiste na adaptação da infra-estrutura em monobloco sobre cilindros de titânio por soldagem a laser (Hélden *et al.*, 1999; Iglesia *et al.*, 2001).

Uma prótese implantossuportada poderá ter a estrutura metálica em monobloco fabricada pela tecnologia CAD/CAM. O modelo de trabalho é escaneado a laser e sua topografia é digitalizada. Sobre o modelo digital, um técnico especializado realizará o desenho da futura infra-estrutura metálica que será fresada por uma máquina a partir de um bloco de titânio maciço. A peça receberá acabamento e sua adaptação será verificada sobre o modelo de trabalho e enviada ao profissional para finalizar o tratamento odontológico (Ortorp *et al.*, 2003; Takahashi *et al.*, 2003).

Por influenciar diretamente no sucesso clínico a longo prazo, foram amplamente pesquisadas técnicas que promovessem a produção de infra-estruturas implantossuportadas com assentamento passivo. Alguns métodos de pesquisa têm sido utilizados na avaliação desta passividade e exigem equipamentos específicos, tais como: o Método Fotogramétrico (Jemt *et al.*, 1996); o Sistema da Universidade de Michigan (Jemt *et al.*, 1996); a Análise do Elemento Finito (Kunavisarut *et al.*, 2002; Alkan *et al.*, 2004; Eskitascioglu *et al.*, 2004); a Análise extensiométrica (Cehreli *et al.*, 2004; Hekimoglu *et al.*, 2004; Akça *et al.*, 2007); a Análise Fotoelástica (Waskewicz *et al.*, 1994; Guichet *et al.*, 2000). A análise da distorção vertical linear com auxílio de um microscópio óptico, associada ao teste do parafuso único também tem sido utilizada (Waskewicz *et al.*, 1994; Bernardon, 2001; Contreras *et al.*, 2002; Kleine, 2002; Hecker & Eckert, 2003; Takahashi & Gunne, 2003).

A técnica da fotoelasticidade analisa os diferentes índices de refração (anisotropia óptica) de certos materiais plásticos translúcidos quando submetidos a um estado de tensão/deformação. O índice de refração de uma estrutura é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz no material. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem na medida em que a tensão é aplicada (Bernardes *et al.*, 2004).

De acordo com Glickman *et al.* (1970), a análise fotoelástica é usada para transformar forças mecânicas, produzidas em estruturas geométricas complexas, em padrões de luz visíveis que indicam a localização e intensidade dessas forças. 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. A diferença de fase entre esses componentes de luz pode ser observada através de um filtro polarizador. A utilização de luz branca produz padrões de franjas coloridas, que indicam a intensidade de estresse, mas a informação principal é dada com relação à direção e distribuição dos padrões.

Alguns estudos têm utilizado a análise fotoelástica a fim de avaliar as tensões na periferia dos implantes após o torque dos parafusos protéticos, variando diferentes seqüências de apertamento dos mesmos. A análise fotoelástica apresenta aplicação devidamente consagrada na Odontologia, permitindo a visualização direta das tensões geradas sobre uma determinada estrutura, simulando o que ocorre com o dente e o periodonto quando tensões são aplicadas às estruturas protéticas. As tensões internas do modelo avaliado podem ser analisadas visualmente e fotografadas. Assim, a fotoelasticidade permite analisar a passividade de estruturas protéticas pela visualização das tensões formadas no modelo fotoelástico após a instalação das mesmas (Waskewichz *et al.*, 1994; Watanabe *et al.*, 2000; Nissan *et al.*, 2001; Ueda *et al.*, 2004; Damaceno, 2005).

A associação da análise fotoelástica e a extensometria tem sido utilizada para comparar os resultados obtidos em cada metodologia. Alguns estudos avaliam as tensões resultantes de cargas verticais e oblíquas sobre pilares instalados em implantes do tipo hexágono externo, cone morse ou hexágono interno. Em algumas situações, os resultados da análise fotoelástica coincidem com os dados obtidos da análise extensiométrica, mas em outros casos a extensometria demonstrou ser mais sensível às pequenas alterações de tensão (Cehreli *et al*, 2004; Akça e Çehreli, 2008).

Cehreli *et al* (2004) avaliaram as tensões resultantes das cargas verticais exercidas sobre pilares instalados em implantes do tipo hexágono externo e cone morse. A análise fotoelástica demonstrou que não houve diferença significativa na ordem de franjas isocromáticas entre os grupos avaliados, mas os resultados extensiométricos demonstraram que os implantes do tipo Branemark apresentaram menores valores de tensão sob carga vertical quando comparados aos implantes cone morse.

Reconhecendo a necessidade de informação científica adicional sobre técnicas que promovam o assentamento passivo preciso das próteses implantossuportadas, o presente estudo avaliou a tensão gerada na primeira rosca dos implantes após a instalação de infra-estruturas implantossuportadas confeccionadas em monobloco de titânio.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### PERDA ÓSSEA NA REGIÃO PERIIMPLANTAR E ASSENTAMENTO PASSIVO

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

Em 1983, Skalak analisou a biomecânica de tratamentos com implantes dentários e observou a diferença entre as propriedades mecânicas do osso e do titânio, explicando que, devido a essa diferença, as sobrecargas irão repercutir sobre o tecido ósseo. O autor comentou que o ligamento periodontal tem a função de absorver impactos e concluiu que a interface osso/implante permite a transferência de força direta para o tecido ósseo. Essa distribuição de cargas sobre os implantes dependeria da quantidade e disposição dos implantes e ajuste passivo das próteses sobre estes, sugerindo que *cantilevers* poderiam ser prejudiciais a biomecânica.

Com o objetivo de analisar o fenômeno de remodelação óssea, Burr *et al.* (1985) realizaram pesquisa em animais com a finalidade de atingir um valor de carga necessário para desencadear microfraturas e se estas estariam associadas ao processo de remodelamento. Foram instalados diretamente no osso de pernas de cachorros um aparato mecânico para aplicação de carga e medidor de tensão. Eram aplicados carregamentos em três pontos numa frequência de 2Hz enquanto o animal estava anestesiado. Os cães foram divididos em cinco grupos variando o valor da força aplicada. Após a aplicação das cargas, os animais foram

sacrificados e coletaram cortes histológicos das áreas carregadas e da perna não submetida a esforços. O valor que desencadeava as microfraturas foi de 10.000 ciclos com 1.500 microdeslocamentos. Realizou-se uma segunda análise, sendo que nesta os cães foram submetidos ao mesmo protocolo encontrado para desencadear as fraturas e sacrificados um, dois ou quatro dias depois para permitir a observação do fenômeno de remodelação. Os resultados demonstraram reposição óssea das áreas danificadas no decorrer do tempo, indicando que microfraturas em certo nível podem estimular remodelamento ósseo. Então cargas cíclicas em nível fisiológico resultariam em microfraturas que estimulariam o processo de reposição óssea.

Quarenta e seis pacientes totalmente edêntulos foram tratados com implantes osseointegrados e acompanhados por Linqvist *et al.* (1988). Radiografias padronizadas eram realizadas uma semana, seis e doze meses após a segunda cirurgia e daí em diante anualmente por seis anos. Observações clínicas dos pacientes sobre força de mordida, eficiência mastigatória, outros parâmetros mastigatórios, anamnese e índices de disfunção foram anotados assim como a extensão dos *cantilevers*. No primeiro ano foi relatada perda óssea, em média, entre 0,4 e 0,45 mm e em cada ano consecutivo 0,07 e 0,08mm. O principal motivo relacionado à perda óssea foi higiene oral, observou-se, também, que quanto maiores os *cantilevers* maiores as perdas ósseas, pacientes com apertamento dental também apresentaram maior perda de tecido. Encontrou-se perda óssea associada aos tratamentos com *cantilevers* longos principalmente ao redor dos implantes mesiais, e não, como normalmente, nas fixações posteriores, os autores não souberam explicar o motivo dessa diferença. Segundo os autores a associação de higiene oral pobre e sobrecarga seria o principal motivo de perda óssea.

GOLL (1991) sugeriu que o uso de componentes usinados diminuiria a quantidade de erros e proporcionaria a obtenção de infra-estruturas implanto-suportadas com assentamento passivo, pois a adaptação destes componentes usinados é mais previsível. Deve-se também observar alguns itens, como:

adaptação do *coping* de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta, para assegurar que todos apresentem adaptação adequada; usar capa de proteção nos pilares intermediários para impedir que ocorra deformação e acúmulo de resíduos na superfície dos mesmos; realizar um procedimento de moldagem criterioso e verificar a precisão do modelo utilizando um guia de resina acrílica, confeccionado com 24 horas de antecedência; sempre utilizar análogos novos, para evitar desajustes causados por deformações mecânicas pelo excesso de uso e avaliar a adaptação da infra-estrutura clinicamente com o teste do parafuso único, que se caracteriza por apertar somente o parafuso mais distal. Antes de incluir a peça, deve-se limpar com solvente a superfície de contato do cilindro de ouro. Proteger os cilindros de ouro com capas de proteção na fase de acabamento e polimento da infra-estrutura. No caso da fundição de próteses extensas, deve-se utilizar cilindro de ouro de 4 milímetros, resultando em uma infra-estrutura mais volumosa e firme.

Lambert *et al.* (1993) desenvolveram uma técnica com o intuito de proporcionar assentamento passivo à prótese total implantossuportada. Um implante osseointegrado apresenta as mesmas características de um dente anquilosado, portanto a indução de cargas deletérias ao conjunto implante-prótese resultará em perda óssea na região periimplantar e falha sobre os componentes protéticos. Alterações dimensionais em materiais de moldagem, expansão do modelo de gesso e contração causada pela fundição do metal da infra-estrutura são alguns fatores que influenciam na obtenção de peças protéticas com assentamento passivo sobre implantes. Para corrigir o desajuste da infra-estrutura protética, os autores relataram uma técnica que consiste na cimentação de cilindros pré-fabricados à estrutura da barra. Foram realizados os procedimentos iniciais de moldagem, confecção da prótese total e correto posicionamento dos dentes. Na fase de confecção da barra, foram instalados cilindros pré-fabricados aos análogos dos implantes no modelo de trabalho. Sobre os cilindros foram posicionadas fitas de plástico com espessura de 0,3 milímetros como espaçador para proporcionar espaço para o agente cimentante. Posteriormente, foram acoplados os cilindros de plástico e a infra-estrutura foi encerada e fundida em

monobloco. Um cilindro de titânio foi cimentado ao *abutment* com resina composta fotopolimerizável e o conjunto foi acoplado à infra-estrutura. Os autores concluíram que a técnica é viável e apresenta vantagens, tais como: ajuste do assentamento passivo sobre os implantes, livre escolha do metal da infra-estrutura, eliminação dos pontos de solda e é um método simples para ser realizado na clínica e no laboratório. Como desvantagem, poderá ocorrer a soltura da prótese devido ao rompimento do selado da resina.

Hoshaw *et al.* (1994) realizaram uma pesquisa no intuito de avaliar a hipótese de que cargas mecânicas sobre implantes com conseqüentes campos de pressão e tensão levariam ao remodelamento ósseo. Dois implantes do tipo Branemark, plataforma regular de 3,75 x 7mm, foram instalados em vinte tíbias de cachorros e aguardou-se a cicatrização no período de um ano. As fixações na perna direita foram submetidas a carga vertical (300N no máximo e 10N no mínimo) com 500 ciclos por dia em cinco dias consecutivos, enquanto que os implantes do lado contralateral permaneceram em repouso. Doze semanas após os carregamentos, a região periimplantar foi avaliada histologicamente. Em adição foi realizada uma análise de elementos finitos simulando a experiência, para observar as zonas de tensão ocorridas nestas fixações. Na avaliação histológica das fixações carregadas foi possível observar uma malha de perda óssea próxima a parte coronal dos implantes, menor percentual de tecido mineralizado cortical (até a primeira rosca do implante) e menor freqüência de formação lamelas ósseas corticais depois da carga. O modelo de elementos finitos evidenciou regiões de alta tensão na interface osso/implante, principalmente naquelas em que foram observadas perdas ósseas no estudo *in vivo*. Os autores concluíram que a perda óssea ao redor do colo dos implantes doze semanas após o carregamento foi conseqüência de modelamento e remodelamento ósseo secundário a microfraturas causadas por aplicação de forças.

Com o objetivo de corrigir o desajuste da infra-estrutura metálica sobre quatro implantes, Lysak (1996) realizou um procedimento clínico onde os *abutments* da estrutura foram jateados com sílica e fixados com cimento resinoso

dual sobre pilares cônicos na boca do paciente. Após a presa do cimento, removeu-se a estrutura e os pilares da boca, os excessos foram recortados e a peça foi polida. Este conjunto foi reposicionado sobre o modelo de trabalho original com apenas dois pilares presos por parafusos longos para moldagem de transferência e realizou-se a moldagem dos componentes. A partir da segunda moldagem, obteve-se outro modelo de trabalho fiel, a infra-estrutura adaptada e copiada a topografia do modelo de trabalho original. O autor relatou que raramente a infra-estrutura tem um ajuste adequado sobre múltiplos implantes e geralmente necessita-se de ajustes clínicos e laboratoriais. Como resultado, o autor considerou viável a técnica dos cilindros cimentados para adquirir um modelo de trabalho fiel, que preserva a topografia do modelo inicial e correto assentamento passivo da infra-estrutura.

Após uma revisão de literatura sobre qual é o melhor método para a confecção de infra-estruturas com assentamento passivo sobre implantes, Riedy *et al.* (1997) realizaram uma pesquisa para comparar os processos de confecção da estrutura em monobloco pela cera perdida e a estrutura seccionada e unida por soldagem a laser. Foi confeccionado um modelo de resina acrílica e cinco implantes de plataforma regular do tipo hexágono externo foram posicionados na região de sínfise mandibular. Pilares do tipo *standard* receberam torque de 20Ncm sobre os implantes. Sobre os pilares foram instalados transferentes quadrados de impressão e a matriz foi moldada dez vezes para produzir modelos de trabalho, que foram distribuídos ao acaso entre os laboratórios pré-selecionados para a confecção das infra-estruturas de titânio. Cinco modelos foram enviados ao laboratório Procera para a fabricação de peças maquinadas e unidas por soldagem a laser e cinco modelos foram encaminhados para a confecção das estruturas em monobloco em laboratórios localizados no centro-oeste dos Estados Unidos da América que tinham experiência de no mínimo oito anos na produção de infra-estruturas de titânio pela técnica da cera perdida. Para padronizar as estruturas, foram enviadas como referência fotografias do padrão do desenho da estrutura aos laboratórios e foram instruídos a fabricar as peças com o mesmo tipo de liga de titânio, técnica de enceramento, desenho dos *sprues* e técnica de

fundição. A videografia a laser é um recurso que combina a digitalização a laser com um programa de computação gráfica para uma avaliação visual e numérica dos dados e foi o método de análise para avaliar a precisão das estruturas. Para referência na análise dos dados, foram incorporadas três esferas no modelo mestre, uma localizada na região lingual e duas posicionadas lateralmente a linha média na região anterior do modelo. Posteriormente, o modelo foi escaneado e os dados foram enviados ao computador acoplado ao escaner. Sobre a matriz de resina acrílica cada infra-estrutura foi posicionada e realizou-se uma moldagem de transferência com gesso para marcar a posição da infra-estrutura e das esferas de referência. Posteriormente o molde foi posicionado no digitalizador para registrar no computador a posição da infra-estrutura e das esferas de referência em relação ao modelo. Cada estrutura foi escaneada três vezes. O método de análise utilizado inicialmente localiza o centro e o longo eixo de cada componente, tanto do modelo mestre como da estrutura produzida. Posteriormente, foram realizadas comparações entre os pontos analisados do pilar e do *coping* correspondente e assim pode-se avaliar a precisão da posição tridimensional da infra-estrutura em relação com as esferas de referência localizadas no modelo mestre. Os resultados demonstraram uma média de 20 a 47 micrometros para o grupo da soldagem a laser com 20% das interfaces de cada pilar-implante maiores do que 25 micrometros. Para o grupo das infra-estruturas em monobloco, observou-se uma variação de 20 a 68 micrometros com 48% das interfaces de cada pilar-implante maiores do que 25 micrometros. Os autores concluíram que houve diferença estatística significativa entre os dois grupos e as infra-estruturas maquinadas e unidas por soldagem a laser apresentaram melhor adaptação marginal e menor desajuste comparado ao grupo das estruturas confeccionadas em monobloco pela técnica de cera perdida.

Jemt *et al.* (1998) realizaram um estudo *in vivo* utilizando a técnica de fotogrametria em 3-dimensões para avaliar a distorção em uma infra-estrutura suportada por três implantes osseointegrados em tibia de coelho. Após um período de oito semanas, a estrutura de titânio foi instalada com desadaptação média de 125  $\mu\text{m}$  no implante central. Três fotografias foram feitas antes e após a

fixação da peça sobre os implantes, onde foram realizadas medidas e comparações da topografia óssea antes e após o apertamento do parafuso central, o qual induziu uma tensão média de 246 N. Generalizando, pôde ser observado que o topo da borda do cilindro central percorreu um movimento vertical médio de 150  $\mu\text{m}$ , sempre em combinação com movimentos de rotação de toda a infra-estrutura. A plataforma do implante central também demonstrou um movimento em direção à estrutura de titânio em média de 125  $\mu\text{m}$ . A deformação óssea foi observada basicamente entre os implantes, onde foi avaliada uma compressão média de 0,5 milímetros. Os autores concluíram que essa deformação óssea resultante do desajuste da infra-estrutura protética é um fator inicial para a perda óssea marginal observada após a instalação das próteses implantossuportadas.

Romero *et al.* (2000) realizaram uma pesquisa utilizando trinta infra-estruturas de Hader em monobloco sobre dois implantes inseridos em uma matriz metálica com 18 milímetros de distância entre si. Foram instalados transferentes quadrados sobre os implantes da matriz metálica e o material de moldagem utilizado foi o poliéter e moldeira individual perfurada. Trinta modelos de trabalho foram confeccionados com gesso tipo IV com as réplicas dos *abutments* e a fidelidade dos modelos foi verificada com um *jig*. Dois *copings* de barra foram acoplados sobre os pilares e foram unidos por barras de Hader pré-fabricadas fixadas com resina acrílica. Posteriormente, as barras foram incluídas para o processo de fundição. As infra-estruturas foram distribuídas igualmente em três grupos: inclusão e união por fundição dos bordos seccionados (grupo I), secção e soldagem das bordas da barra (grupo II) e eletroerosão (grupo III). Inicialmente, as amostras apresentaram uma média de 195 micrometros de desajuste. Após os procedimentos de correção, os resultados observados foram: grupo I (15 $\mu\text{m}$ ), grupo II (72 $\mu\text{m}$ ) e grupo III (7,5 $\mu\text{m}$ ). Os autores citaram que se deve considerar como assentamento passivo um desajuste máximo de 10 $\mu\text{m}$  e concluíram que somente a técnica da eletroerosão apresentou-se viável, apesar de não haver diferença estatisticamente significativa entre esta técnica e a união das bordas por fundição.

Para conhecer o mecanismo das forças sobre a osseointegração, Duyck *et al.* (2001) conduziram uma pesquisa com próteses desadaptadas. As desadaptações protéticas provocariam tensão ao redor dos implantes devido a forças estáticas e a soma desses valores às cargas oclusais resultaria no aumento da concentração de tensão na região marginal à fixação. Foram aplicadas cargas dinâmicas e estáticas sobre implantes do tipo Brånemark de 10mm, inseridos bi-corticalmente em tibia de coelhos. Em cada animal foram instalados três implantes, onde um implante foi submetido a carregamento estático de 29,4 Ncm aplicado com uma distância de 1,5mm do topo do implante, resultando em momento flexor de 4,4 Ncm; outro implante foi submetido a carga dinâmica de 14,7 Ncm aplicada a 50mm da superfície do implante, resultando em um momento flexor de 73,5 Ncm, com 2.520 ciclos no total, em uma frequência de 1Hz; como controle foi utilizado um implante sem carga. O carregamento foi realizado por 14 dias. Um modelo numérico de elementos finitos foi utilizado como guia da carga dinâmica aplicada. Quantificações histomorfométricas da área de contato osso/metal foram realizadas em cortes histológicos. Foram observadas imagens histológicas similares ao osso submetido à carga estática e o grupo controle, lamelas ósseas corticais densas foram encontradas circundantes a região marginal e apical dos implantes, sem sinais de perda óssea. Nos implantes submetidos a cargas dinâmicas foram observados defeitos ósseos em forma de cratera evidenciando a reabsorção óssea ao redor da área marginal. Apesar desses defeitos, pequena quantidade de tecido ósseo encontrava-se em contato com a superfície do implante na região marginal. Assim, não foi observada uma menor área de contato significativa entre osso/implante ao redor das fixações ao comparar os grupos controle e o de carga estática com o grupo de carga dinâmica. Porém, quando comparada a quantidade de osso na zona periimplantar, os implantes sob carregamento dinâmico apresentaram volume ósseo significativamente menor. Os autores concluíram que cargas dinâmicas excessivas causaram defeitos em forma de cratera laterais aos implantes osseointegrados.

Em um estudo prospectivo, Jemt *et al.* (2002) avaliaram por 5 anos a eficácia de próteses totais fixas maxilares implantossuportadas em 58 pacientes,

totalizando 349 implantes. Os pacientes foram separados, ao acaso, em dois grupos, sendo 28 pacientes reabilitados com infra-estruturas de liga de titânio e 30 pacientes com estruturas fundidas em liga de ouro convencional. Foram instalados no mínimo cinco implantes em cada paciente e o esquema oclusal utilizado foi oclusão balanceada bilateral com pelo menos o primeiro pré-molar mandibular. As avaliações clínicas e radiográficas foram feitas após a instalação das próteses em um período de 1 ano, 2 anos e 5 anos. Como resultado, a eficiência clínica de ambas as ligas foi similar. Não houve diferença radiográfica entre os dois grupos relacionada à perda óssea marginal aos implantes. As estruturas compostas pela liga de ouro causaram maior reação tecidual (inflamação) do que o grupo que utilizou liga de titânio. O estudo não demonstrou diferença de resultados ao ser comparado com pesquisas similares.

Donna *et al.* (2003), realizaram um estudo sobre as mudanças no assentamento passivo dos componentes protéticos de próteses extensas sobre implantes. Sobre cinco implantes foram fabricadas 15 infra-estruturas implantossuportadas e receberam cargas cíclicas em três diferentes condições, sendo divididas em três grupos. Cinco amostras receberam carga na porção central da infra-estrutura, cinco amostras receberam carga sobre o *cantilever* esquerdo e cinco sobre ambos os *cantilevers* com uma máquina hidráulica de testes. Os resultados evidenciaram que, quando a carga foi aplicada sobre a porção anterior da infra-estrutura, houve um fechamento do espaço que existia entre o pilar protético e sua base na barra. Quando as cargas foram incididas nas extremidades da estrutura, não houve mudança neste *gap*.

Vigolo *et al.* (2003) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a melhor técnica à obtenção de um modelo fiel para a fabricação de infra-estrutura com adequada passividade sobre os implantes. Os autores citaram que o assentamento passivo da barra é primordial à longevidade da reabilitação protética sobre implantes por prevenir cargas laterais prejudiciais ao suporte ósseo alveolar. O ligamento periodontal amortece e adequa a posição dos dentes a pequenos desajustes da infra-estrutura, mas os implantes têm a característica de

estarem “anquilosados”, conseqüentemente, transmitindo toda carga deletéria ao osso adjacente. Os pesquisadores confeccionaram uma matriz de aço inoxidável e foram posicionados transferentes quadrados sobre seis pilares do tipo *standard* (3i Implant Innovations Inc). Foram realizadas 45 moldagens, divididas em três grupos. No grupo 1, os transferentes quadrados foram moldados diretamente. No grupo 2, os componentes de transferência foram unidos com resina acrílica. No grupo 3, os transferentes foram jateados e foi aplicado um adesivo para poliéter. Para a avaliação, uma barra usinada com perfeito ajuste sobre os implantes da matriz de aço foi posicionada com parafuso de trabalho longo sobre os modelos de gesso oriundos das moldagens e avaliou-se o desajuste marginal pela técnica do parafuso único. Como resultado, nenhuma das técnicas apresentou um modelo de trabalho fiel, mas os grupos 2 e 3 apresentaram melhor resultado do que o grupo 1.

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

titânio, garantindo um adequado assentamento passivo. Os autores demonstraram que a técnica é viável e o procedimento pode ser concluído em quatro sessões clínicas.

Heckmann *et al.* (2004) avaliaram as cargas geradas entre próteses parciais fixas cimentadas e parafusadas. Foram utilizados *strain gauges* para avaliar as tensões geradas e os autores concluíram que é muito difícil atingir um nível zero de tensão. As estruturas cimentadas diretamente nos cilindros sobre os implantes demonstraram menor tensão em relação as próteses parafusadas.

Goiato *et al.* (2009) relataram que o uso de elemento finito, extensometria e fotoelasticidade nos estudos das tensões entre os pilares protéticos e os implantes tem como objetivo prevenir falhas na estrutura protética e na região periimplantar.

## **MONOBLOCO**

Sartori *et al.* (2004) realizaram um estudo comparando o ajuste da infra-estrutura antes e depois do processo de eletroerosão. Foram utilizados cilindros de ouro (grupo1) e cilindros de titânio comercialmente puro (grupo2) e confeccionadas cinco estruturas em monobloco, cada uma sendo uma prótese fixa de três elementos sobre dois implantes. Os desajustes marginais foram analisados em microscópio antes e depois da eletroerosão. Os resultados não demonstraram diferença significativa no assentamento sobre os implantes entre os dois grupos após a eletroerosão, mas o grupo da liga de ouro apresentou melhor adaptação.

Gebelein *et al.* (2003) compararam três ligas para fundição. Foram construídas infra-estruturas em monobloco com coroas telescópicas sobre modelo de metal e avaliados o grau de contração das estruturas confeccionadas em titânio comercialmente puro, liga de cobalto-cromo e liga de ouro. Não houve diferença

significativa de distorção ao compararem as ligas, mas não se observou assentamento passivo de nenhuma delas.

Uysal *et al.* (2005) avaliaram as propriedades da soldagem a laser (Cresco-Ti System) e o “stress” suportado na união de uma infra-estrutura implantossuportada. Foi analisada, em três dimensões, a carga biomecânica gerada sobre os pontos de solda a laser em estruturas totais e parciais implantossuportadas. Vinte amostras de titânio comercialmente puro (Cresco-Ti Co) foram maquinadas com 4 milímetros de diâmetro e 40 milímetros de comprimento e foram divididos em dois grupos de dez amostras cada. O grupo controle foi utilizado em monobloco e o grupo experimental foi seccionado e unido por soldagem a laser (Cresco-Ti Co) em laboratório. Os pontos de solda a laser em uma amostra foram seccionados e analisados em microscópio para avaliar a penetração e eficiência da soldagem. Todas as amostras foram submetidas a um teste de tensão uniaxial com *strain gauges* e os dados foram analisados por um programa de computador. Os resultados mostraram que os pontos de solda a laser uniram somente as bordas das amostras, localizando as fraturas somente nessa região.

Chang *et al.* (2005) realizaram um estudo comparando as técnicas de confecção das infra-estruturas de titânio em monobloco com a máquina de fundição a vácuo com gás argônio e a máquina de fundição com a injeção da liga de titânio por força centrífuga. Foram enceradas vinte estruturas incorporadas em pilares do tipo UCLA sobre três implantes e foram divididas entre os dois grupos. O desajuste marginal foi avaliado com o uso do teste do parafuso único. Os resultados demonstraram que a fundição com a máquina a vácuo com gás argônio teve melhor resultado, com uma média de 28 micrometros, comparado ao desajuste médio de 40 micrometros das amostras fundidas com a máquina de fundição por força centrífuga.

## SOLDAGEM A LASER

Gordon & Smith, em 1970 dissertaram sobre laser na Odontologia, o qual promove uma soldagem rápida e precisa na união de metais. Os autores relatam requisitos básicos, experiências e vantagens da solda a laser em próteses fixas e removíveis e citam que a primeira prática de soldagem a laser em próteses foi em 1968. Para o estudo clínico em 19 pacientes, foram confeccionadas próteses fixas de 4 elementos associadas a próteses parciais removíveis com encaixes de precisão. 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 e precisão nos pontos de solda.

Uma técnica foi desenvolvida por Jemt *et al.* (1992) para reabilitar 86 pacientes com próteses implantossuportadas. Foram utilizados componentes pré-fabricados de titânio unidos por soldagem a laser à infra-estrutura metálica para corrigir a desadaptação sobre os implantes. Após um ano, os resultados demonstraram uma incidência de falhas semelhantes a do grupo controle, composto de 287 estruturas confeccionadas pelo método da fundição convencional. Durante o primeiro ano em função, apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas com algumas modificações. Geralmente, novas técnicas envolvem problemas e complicações que não podem ser detectados antes do uso clínico. Foi observado que esta técnica dificulta um pouco o correto posicionamento dos dentes artificiais no longo eixo dos implantes, fazendo com que a prótese apresente uma sobre-extensão buco-lingual, solicitando o ajuste dos componentes pré-fabricados de titânio. Os autores concluíram que são necessárias mais pesquisas para comprovar a eficiência desta técnica em longo prazo, principalmente melhoria nas propriedades de resistência à fadiga.

Em 1993, McCartney *et al.* apresentaram uma técnica para verificar a qualidade do modelo de trabalho e a correção da desadaptação da infra-estrutura através de soldagem dos cilindros à estrutura metálica. Uma infra-estrutura foi

confeccionada em monobloco. Na região do *coping* central foi incorporado um cilindro de ouro e nas outras regiões foram feitos orifícios. Posteriormente, a peça foi levada à boca do paciente e posicionada sobre os demais cilindros que estavam instalados aos implantes. Utilizando resina acrílica Duralay<sup>®</sup>, os cilindros de ouro foram unidos a infra-estrutura. Este conjunto foi utilizado para corrigir a posição dos implantes no modelo de trabalho e posteriormente foi realizada a soldagem dos cilindros à peça. Os autores concluíram que a técnica é viável.

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

Tambasco *et al.*, em 1996, estudaram o uso da soldagem a laser em laboratório. Ressaltaram algumas vantagens e desvantagens de suas características na Odontologia. Os autores relataram que a luz produzida pela soldagem a laser não é visível ao olho humano devido ao longo comprimento de onda, e o feixe do laser é mantido a 0,5mm de diâmetro, concentrando a radiação da luz numa pequena área de superfície. A energia é absorvida pela superfície do metal e convertida em calor, o qual penetra por condução no interior do metal. No centro do foco do raio laser, o metal pode ser vaporizado se for imposta uma frequência muito alta. Ainda que o metal derreta na zona de alcance do foco do laser, o metal em torno se mantém relativamente frio. Portanto, o sucesso da soldagem a laser é diretamente proporcional a profundidade de penetração do raio. O ideal é uma espessura de 3 mm e 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 proporcionará maior resistência, porém o risco de distorção da peça protética aumenta. No entanto, deve-se ter cuidado para não realizar uma penetração insuficiente, pois resultará em junta de solda enfraquecida. O grau de penetração é controlado pela variação da voltagem associada ao pulso do laser e não devido a duração do pulso. Aumentando o tempo do pulso só aumentará a quantidade de energia sobre a peça, mas não a penetração da solda. E isto levará a maior concentração de calor, possibilitando a distorção da peça protética, devido à expansão térmica. Outro fator que pode afetar esta penetração é o ângulo em que o raio laser incide sobre a superfície do metal, o qual deve ser ângulo reto. Os autores destacam algumas vantagens da solda a laser: apresenta fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; possibilita a soldagem no modelo de trabalho, devido a baixa quantidade de calor liberado; é mais precisa, pois exige que as peças de metal estejam em contato direto entre si, reduzindo o potencial de distorção; a resistência ao escoamento da junta de solda é idêntica ao metal de origem; tempo de trabalho reduzido. Como desvantagens citam que: alto custo do equipamento; maior espaço para posicionar o equipamento; necessidade de treinamento para conseguir uma qualidade satisfatória das soldagens; as características de flexibilidade, condutibilidade térmica, densidade e composição do metal-base de algumas ligas dificultam a soldagem a laser.

Com o relato de um caso clínico, Iglesia *et al.* (2001) demonstraram a correção do desajuste de uma infra-estrutura de titânio sobre seis implantes utilizando a técnica da soldagem de borda do cilindro calcinável. A soldagem a laser permitiu a união das partes da infra-estrutura de titânio utilizando o mesmo metal formando uma única peça. O planejamento constituiu-se de uma reabilitação com prótese fixa mandibular sobre seis implantes e foram utilizados pilares cônicos de titânio e cilindros plásticos que foram fundidos em titânio. Realizou-se a moldagem dos pilares cônicos e a verificação da fidelidade do modelo mestre foi avaliada com um índice de gesso. Posteriormente, a infra-

estrutura foi fundida e sobre o modelo mestre foi realizada a soldagem dos cilindros aos pilares de titânio. Os autores concluíram que não é uma técnica viável para o uso clínico, devido à falta de experiência e de componentes para este tipo de trabalho. Apesar do sucesso clínico em longo prazo, é uma técnica passível de erros devido às etapas clínicas e laboratoriais.

Baboni (2005) avaliou através de análise fotoelástica a passividade de infra-estruturas fundidas em titânio e soldadas a laser, antes e após a aplicação de eletroerosão. Foi confeccionada uma matriz metálica simulando uma mandíbula humana onde foram implantados cinco análogos de pilares Micro-Unit (Conexão - São Paulo). A partir de um molde de silicone de duplicação foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica com cinco implantes osseointegrados incorporados e pilares Micro-Unit. Sobre a matriz metálica foram realizados os procedimentos de enceramento de seis estruturas metálicas, inclusão, fundição em titânio comercialmente puro e acabamento das mesmas. Em todas as amostras foi realizada a soldagem a laser de cilindros de titânio e posterior avaliação em microscópio mensurador com precisão de 0,0005mm. A estrutura com melhor adaptação foi selecionada e submetida a análise fotoelástica conduzida pelo aperto dos parafusos em três seqüências preconizadas (1,2,3,4,5/ 5,4,3,2,1/ 3,2,4,1,5). A mesma estrutura foi submetida ao refinamento de adaptação pela técnica da eletroerosão (EDM) e subsequente análise fotoelástica. Os resultados mostraram menor formação e intensidade das franjas fotoelásticas após o refinamento por eletroerosão em todas as seqüências de aperto dos parafusos. A seqüência (3,2,4,1,5), mostrou melhores resultados em ambos os grupos e a maior quantidade de tensões foram observadas ao redor dos implantes mediais em todas as seqüências em ambos os grupos. Pode-se concluir que os processos de soldagem a laser de borda associado ao refinamento por eletroerosão melhoram significativamente a adaptação marginal das infra-estruturas sendo eficazes para o alcance do assentamento passivo.

Damaceno (2005) avaliou duas técnicas indicadas para obtenção de melhor assentamento de próteses implanto-suportadas através da análise fotoelástica.

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

Kleine (2006) avaliou a distribuição de tensões, através da análise fotoelástica de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. As estruturas foram obtidas a partir de uma matriz metálica com formas e dimensões similares a um arco mandibular. Foram confeccionadas 6 estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro (Rematitan – Dentaurum - Germany), divididas em dois grupos: Grupo I: cilindros cimentados com cimento resinoso (Panavia F® Kuraray Co- Japan) e Grupo II: cilindros soldados a laser. As infra-estruturas foram instaladas pelo teste do parafuso único sobre o modelo e foram feitas mensurações com um microscópio de precisão de 0,0005 mm (STM Digital – Olympus – Japan). Foi, então, escolhida a estrutura melhor adaptada, para cada um dos grupos, para a realização da análise fotoelástica, que foi realizada sobre um modelo confeccionado em resina fotoelástica (Araldite® GY279BR

Huntsman - Araltec Produtos Químicos Ltda. – Guarulhos - São Paulo), variando três seqüências de aperto dos parafusos (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). Os resultados indicaram que maior quantidade de tensões foi observada na seqüência de aperto 1/2/3/4/5, para os grupos analisados. O grupo dos cilindros cimentados mostrou os melhores resultados, com menores valores de desadaptação (43,95 e 22,07 $\mu$ 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.

## **MÉTODO CAD/CAM**

Para demonstrar a eficiência, sensibilidade e exatidão da tecnologia CAD/CAM, Kawahata *et al.* (1997) realizaram o escaneamento de um par de próteses totais e confeccionaram uma duplicata em cera. Previamente a duplicação das próteses totais, os autores pesquisaram a possibilidade de duplicar a superfície oclusal do primeiro molar artificial para testar a sensibilidade do sistema. O método de escaneamento por contato demonstrou alta sensibilidade, mas foi extremamente demorado para realizar todas as medições do molar. Dessa forma, optou-se por utilizar a digitalização a laser das próteses totais por ser mais rápido, com uma média de 20 minutos. Os blocos de cera foram recortados pelas mesmas fresas utilizadas para confeccionar as estruturas metálicas. Os autores concluíram que apesar de o sistema necessitar de alguns ajustes nos cortes em áreas anguladas, como a cervical dos dentes artificiais, o resultado final da prótese duplicada foi excelente.

Heldén *et al.* (1999) relataram que a técnica da cera perdida convencional para a fabricação em monobloco de infra-estruturas implantossuportadas produziu resultados imprecisos e insatisfatórios na avaliação do assentamento passivo das mesmas. O desajuste marginal na interface pilar-*coping* pode gerar carga lateral ao osso periimplantar e complicações mecânicas sobre a restauração protética, tais como fratura da infra-estrutura e soltura ou quebra dos parafusos de retenção. A tecnologia CAD/CAM associada à eletroerosão ou à fresagem realizada por uma máquina apropriada tem apresentado melhores resultados, podendo eliminar os problemas da técnica por fundição. Os autores descreveram a confecção de uma infra-estrutura implantossuportada pelo método da cera perdida e a correção do desajuste marginal utilizando a técnica *Cresco Ti Precision*. Foi fabricado um modelo mestre e confeccionada uma infra-estrutura pela técnica da cera perdida. A estrutura foi retida ao modelo mestre por meio de dois parafusos devido ao desajuste dos outros *copings*. Posteriormente, foi fixada com cera pegajosa e os parafusos foram removidos. Utilizando um recipiente como base, manipulou-se gesso e incluiu a região oclusal da infra-estrutura, que foi removida do modelo mestre após a presa do gesso. Sobre os análogos de implante do modelo mestre foram instalados cilindros de titânio pré-fabricados e a interface cilindros de titânio/base da infra-estrutura foi seccionada e adaptada entre si pela máquina *Cresco Ti Precision*. Após o ajuste da barra sobre os cilindros, estes foram soldados a laser e a passividade foi avaliada pelo método da fotoelasticidade. Os resultados demonstraram forte tensão gerada sobre os implantes causada pela infra-estrutura em monobloco. No entanto, a barra adaptada sobre o modelo pela técnica *Cresco Ti Precision* praticamente não gerou tensão sobre os implantes. Os autores concluíram que é uma técnica viável, de baixo custo e tempo laboratorial satisfatório.

Ortorp *et al.* (2003) compararam a precisão entre dois métodos de fabricação de infra-estruturas protéticas sobre implantes dentais, a precisão da produção contínua das estruturas e a distorção causada pela aplicação de cerâmica sobre as peças. Os autores relataram que nas últimas décadas o titânio tem sido pesquisado para substituir as ligas de ouro usadas para a fabricação de

infra-estruturas protéticas, por causa do seu melhor custo e baixa corrosão no meio bucal. Devido a problemas de fratura em estruturas seccionadas e unidas por soldagem a laser, a usinagem de infra-estruturas controlada por computador tem demonstrado melhores resultados com a precisão no assentamento sobre os implantes, maior resistência do monobloco e a menor dependência de procedimentos laboratoriais. Um modelo mandibular com implantes (Sistema Branemark, Nobel Biocare) de um paciente desdentado total foi escolhido ao acaso. Baseado neste modelo foi confeccionado um modelo mestre com cinco réplicas do pilar *standard* (DCB 175-0, Sistema Branemark). A distância do centro dos pilares dos implantes extremos era de 30,9 milímetros e da linha média era de 8,6 milímetros. Foram confeccionadas 20 infra-estruturas usinadas e controladas por computador (Procera Implant Bridge – Nobel Biocare) e 5 estruturas fundidas com liga de ouro. As peças foram fabricadas a partir de um padrão de resina acrílica que foi usada no paciente, representando o modelo mestre. Como grupo controle, foram utilizadas cinco infra-estruturas confeccionadas pela fundição de liga de ouro nobre com cilindros pré-fabricados de ouro (Nobel Biocare). O padrão de cera foi construído com 17 milímetros de cantilever bilateral. Após a fundição das peças de ouro, elas foram posicionadas sobre o modelo mestre para avaliar o assentamento passivo. Uma das peças não foi aceita pelo técnico e teve de se seccionada e soldada. Para as infra-estruturas que foram confeccionadas pelo método CAD/CAM, o padrão foi posicionado em um digitalizador a laser e as estruturas foram elaboradas em computador. Todas as peças foram extendidas com um *cantilever* de 15 milímetros, bilateralmente. Após a confecção das barras pelo método CAD/CAM, elas foram demarcadas de “A” a “T” e receberam tratamento de acabamento, polimento, e jateadas com óxido de alumínio para receber o material de revestimento estético. As vinte infra-estruturas foram, ao acaso, subdivididas em dois grupos para serem revestidas com cerâmica (Duracetin Titankeramic, Ducera) ou resina acrílica termopilimerizável (SRChroma Link, SR Ivocron) por um técnico de laboratório. O modelo mestre foi duplicado para protegê-lo do processo de queima de cerâmica. Os resultados demonstraram que as peças usinadas por computador (Procera Implant Bridge – Nobel Biocare)

apresentaram em média 20 $\mu$ m de desajuste. As peças fundidas em liga de ouro nobre apresentaram uma variação de 20 a 97 $\mu$ m de desajuste marginal. Os autores concluíram que o método de produção controlado por computador para a confecção de infra-estruturas implantossuportadas apresentou maior precisão na adaptação do que o método de fundição com liga de ouro nobre.

Em uma pesquisa realizada por Takahashi *et al.* (2003), o desajuste marginal de infra-estruturas foi avaliado comparando diferentes técnicas de produção. Os autores relataram que estruturas fundidas, mesmo sendo de liga de ouro, sofrem riscos de alteração dimensional devido ao enceramento e aos processos de fundição. Por outro lado, as barras confeccionadas pelo método CAD/CAM, de acordo com o fabricante, apresentam alto grau de adaptação passiva sobre os implantes. Na pesquisa, todas as 19 peças foram produzidas no mesmo laboratório, sendo 14 feitas pelo método *Procera Implant Bridge* e 5 confeccionadas por fundição em liga de ouro. As infra-estruturas foram processadas em dois formatos diferentes, onde 17 eram de rebordos totalmente desdentados e 2 peças eram de áreas parcialmente edêntulas. Na avaliação, os autores aplicaram com uma seringa, silicone de adição de consistência leve sobre os pilares e a estrutura correspondente foi posicionada e pressionada digitalmente na sua porção oclusal. A película do material de impressão dentro dos *copings* foi analisada por microscopia em quatro pontos pré-estabelecidos. O grupo I (Procera) apresentou um desajuste médio de 26,9 $\mu$ m e todas as peças apresentaram desajuste menor que 30 $\mu$ m. As infra-estruturas fundidas em ouro apresentaram desajuste marginal médio de 46,8 $\mu$ m. Os resultados demonstraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos e melhor ajuste das estruturas produzidas pelo sistema CAD/CAM.

Em uma pesquisa realizada por Harder *et al.* (2009) avaliou estudos que avaliaram a eficácia de reabilitações implantossuportadas com infra-estrutura CAD/CAM. Os autores relataram que as pesquisas com acompanhamento de cinco anos com infra-estruturas de reabilitação completa maxilar ou mandibular tiveram sucesso clínico variando de 81,4% a 95,6%. As pesquisas que envolveram

coroas unitárias confeccionadas por CAD/CAM tiveram sucesso de 100% em cinco anos. Os autores concluíram que há poucos trabalhos sobre reabilitações com a tecnologia CAD/CAM mas o índice de sucesso não pode ser comparado cientificamente com as reabilitações convencionais pela técnica da fundição.

## **FOTOELASTICIDADE E EXTENSOMETRIA**

De acordo com Mahler *et al.* (1955), a fotoelasticidade é um método experimental utilizado para avaliar tensões e pode ser aplicada em pesquisas odontológicas devido às diferentes formas dentais e distribuição de tensões.

A técnica é baseada na propriedade óptica de certos materiais plásticos transparentes que apresentam diferentes índices de refração (ou anisotropia óptica) quando submetido a um estado de tensão/deformação. O índice de refração de um material é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz no mesmo. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem na medida em que a tensão é aplicada (Dally *et al.*, 1978; Bernardes, 2004).

A metodologia da análise fotoelástica é relativamente fácil e o seu princípio é a deformação interna na resina devido a tensões mecânicas analisadas por luz visível criando padrões que indicam a localização e intensidade de tensão gerada (Goiato *et al.*, 2009). De acordo com Dalle Piagge (2002) a metodologia de análise fotoelástica pode ser bi-dimensional e tri-dimensional. A técnica bi-dimensional utiliza modelos com superfície plana e espessura homogênea para evitar variações de tensão ao longo do modelo. As vantagens são: simplificação da técnica de análise, fácil construção do modelo fotoelástico e a possibilidade de aplicação de diferentes cargas sobre o mesmo modelo em diferentes pontos. Na técnica tri-dimensional as cargas sobre o modelo fotoelástico são impostas em

ambiente com altas temperaturas. Durante as cargas a temperatura é reduzida fazendo o congelamento das tensões no modelo mesmo após a remoção da carga. Posteriormente o modelo fotoelástico é cortado em várias fatias para análise das franjas fotoelásticas do mesmo modo de análise bi-dimensional (Dalle Piagge, 2002, Goiato *et al*, 2009).

As cores do espectro visível vão do vermelho, com comprimento de onda entre 630 e 700 nm, ao violeta, com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca os efeitos ópticos se manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, através da conhecida "Lei Óptica das Tensões" (Dally *et al.*, 1978; Bernardes, 2004).

Campos Jr. *et al.* (1986) relataram que a fotoelasticidade baseia-se na produção de faixas coloridas (concentrações de tensão) sob luz polarizada no interior de materiais transparentes submetidos a forças externas. Citam que em 1816, Sir.David Brewesrer observou faixas coloridas em um vidro que estava sob tensão e, somente a partir do séc. XX, esse fenômeno foi estudado e utilizado como método de pesquisa para situações que exigem o 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 utilizado em vários segmentos industriais, como a indústria automobilística. No método fotoelástico é possível visualizar o conjunto de tensões internas nos corpos, que 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.

Caputo (1993) subdividiu a análise de tensões em técnica teórica e técnica experimental, consistindo na análise de elemento finito e strain gauge,

respectivamente. O autor relata que a fotoelasticidade é vantajosa nas pesquisas odontológicas por possibilitar a visualização das tensões em estruturas complexas como as estruturas bucais e a observação de todo o modelo, facilitando a localização e a quantidade de tensão concentrada em cada ponto.

Por meio da análise fotoelástica, Wakewickz *et al.* (1994) demonstraram a importância da confecção de próteses passivas sobre implantes. Uma estrutura passiva e não-passiva foi avaliada sobre um modelo de material fotoelástico simulando a curva da mandíbula, com cinco implantes do tipo Branemark de 3,75X10mm, eqüidistantes entre si e numerados de 1 a 5 no sentido horário. Sobre os implantes, com torque de 20 Ncm, foram instalados pilares protéticos de 4 milímetros de altura. Sobre o conjunto foram instalados com torque de 10 Ncm cilindros de ouro de 3 milímetros e sobre eles foi realizado o enceramento da infra-estrutura, que posteriormente foi fundida em liga de ouro-paládio. Pelo método do parafuso único (Jemt, 1991), ao constatar-se que a peça não estava com uma adaptação passiva, ela foi analisada em um polariscópio circular com seqüências pré-definidas de apertamento de 10 Ncm dos parafusos sobre o modelo fotoelástico. Cada seqüência de apertamento foi repetida cinco vezes, seguindo a seguinte ordem: 1 (1,2,3,4,5); 2 (5,4,3,2,1); 3 (3,2,4,1,5). A deformação fotoelástica observada no modelo foi fotografada somente no último apertamento de cada seqüência. Após a avaliação, com o objetivo de prover passividade, a peça foi seccionada entre os *copings*, colocada novamente em posição sobre a matriz e unida com resina acrílica Duralay<sup>®</sup> para ser unida por pontos de solda. Os resultados mostraram que a peça desadaptada concentrou tensões ao redor dos implantes, independentemente da seqüência de parafusamento. Ao seccionar e soldar a peça, não se observou mais as distorções fotoelásticas, caracterizando ausência de força estática. Os autores concluíram que, para evitar cargas deletérias aos implantes devido ao desajuste protético, deve-se seccionar e unir a infra-estrutura metálica para se obter a passividade da prótese.

Para analisar o sistema de *overdentures*, Kenney *et al.* (1998) avaliaram as tensões fotoelásticas geradas na periferia de dois implantes, utilizando os

sistemas de retenção do tipo *O'Ring* e barra-clipe. Um modelo fotoelástico no formato de mandíbula humana foi obtido a partir de um bloco resina fotoelástica (CPS-4290, Hysol Corp., Olean, N.Y.), onde foram instalados dois implantes da NobelBiocare, de dimensão 3,75X18mm e pilares protéticos de 4 milímetros de altura torquados a 20 Ncm. No grupo barra-clipe, foi fabricada uma barra em ouro, a qual foi seccionada e soldada. Foram confeccionadas duas próteses, uma para cada sistema. Posteriormente, as próteses foram posicionadas sobre os sistemas de retenção para a captura dos retentores. Na avaliação, foram aplicadas forças verticais e oblíquas sobre os primeiros molares e as tensões foram observadas e fotografadas. Os resultados evidenciaram que o sistema de retenção do tipo *O'Ring* gerou menor tensão sobre os implantes nas duas formas de cargas. Nos dois sistemas, a maior visualização de franjas ocorreu na região edêntula posterior e na força oblíqua não houve tensão nesta mesma região e nenhum sistema gerou tensão na área desdentada contralateral.

A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões/deformações que vem sendo usada com o objetivo de solucionar problemas complexos de engenharia quando a solução analítica e/ou numérica é de difícil aplicação. Também é usada na validação ou verificação experimental de soluções numéricas, no estudo de distribuição de tensões em problemas de geometria e carregamentos complexos, bem como na otimização de formas. Tal metodologia permite uma rápida análise qualitativa do estado de tensão, através da observação dos efeitos ópticos em modelos (Brosh *et al.*, 1998; Fernandes *et al.*, 2003; Bernardes *et al.*, 2004).

Em uma pesquisa envolvendo fotoelasticidade e *strain gauge*, Brosh *et al.* (1998) compararam a tensão causada aos implantes ao serem utilizados pilares retos e angulados. Sobre a superfície de cinco implantes lisos foram colados três *strain gauges* e, posteriormente, os implantes foram embebidos em resina fotoelástica para a confecção de um modelo. Forças compressivas de 100, 200 e 300Ncm incidiram sobre pilares retos e inclinados, com angulação de 15 e 25 graus. Os resultados mostraram que os *strain gauges* colados na região média do

corpo dos implantes foi um método válido para avaliar a tensão distribuída ao longo da interface implante/osso. Cargas verticais idênticas geraram maior concentração de tensão no ápice dos implantes com pilares retos, enquanto que nos pilares angulados foi observada maior concentração de tensão na região cervical. Os autores concluíram que a fotoelasticidade e a técnica com *strain gauges* demonstraram resultados diferentes, mas devem ser considerados como métodos complementares.

Cehreli *et al.* (2004), utilizaram a análise fotoelástica e extensometria para avaliar o grau de tensão gerado sobre o tecido ósseo de suporte resultante dos implantes do tipo hexágono interno e hexágono externo. Os autores relataram que um fator crucial que afeta o sucesso do tratamento com implantes osseointegrados é a forma como as forças oclusais são transmitidas ao osso. A interface entre a prótese e os implantes deve tolerar as forças oclusais sem causar resposta tecidual. Com o objetivo de estudar os diferentes tipos de conexão protética, foram avaliados cinco 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). Os implantes foram instalados em um modelo fotoelástico (PL2, Measurements Group, Raleigh, NC, USA) e os dois sensores de tensão foram posicionados na superfície da resina lateralmente a cada implante. Foram aplicadas forças verticais e oblíquas de 100Ncm e 150Ncm e as tensões foram avaliadas em um polariscópio, registradas pelos sensores e fotografadas. Os implantes de hexágono externo e interno apresentaram semelhança na produção de tensão. Os autores concluíram que o desenho do implante, a interface implante-*abutment* e a rigidez da superfície do titânio sobre o tecido ósseo não apresentaram resposta decisiva à reação tecidual sob carga funcional. A quantidade de carga e o tempo de espera para colocar os implantes em função podem ser mais significativos do que o tipo de implante utilizado.

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 sistemas 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 as posições. Quando a oclusão foi balanceada, a maior tensão foi verificada no sistema *O´ring*. Os autores concluíram 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 e a maior tensão ocorre nos implantes posteriores.

De acordo com Ueda *et al.* (2004), a distribuição de tensão está diretamente relacionada ao sucesso do tratamento com implantes. As cargas devem ser transmitidas ao osso de modo semelhante ao fisiológico. Assim, os autores realizaram uma pesquisa envolvendo três implantes, paralelos e não paralelos entre si. Em um modelo de resina foram feitas as perfurações para posicionar três implantes de 3,75X10mm (Conexão Sistema de Próteses) nas posições dos pré-molares e primeiro molar inferior. Realizou-se a moldagem de transferência com silicone e posteriormente foram confeccionados os modelos de resina fotoelástica PL-2. Foram constituídos dois grupos: no grupo P os implantes estavam paralelos entre si; no grupo A, os dois implantes extremos estão paralelos e o implante central está inclinado, formando um desenho tripoidal. Foram instalados com um torque de 20 Ncm pilares intermediários e sobre estes as infra-estruturas metálicas foram adaptadas com 10 Ncm de torque em cada parafuso. Em uma máquina de carga universal, foi aplicada tensão gradual de 2 Kg, 5 Kg e 10 Kg em um mesmo ponto central da prótese. Os resultados

evidenciaram que: no grupo P, as franjas maiores concentraram-se na região apical dos implantes e em maior intensidade no implante central; no grupo A, as tensões concentraram-se mais nos implantes laterais. Os autores concluíram que nos implantes paralelos, a distribuição da tensão foi feita pelo longo eixo dos implantes e a concentração de franjas foi menor. No implante angulado observou-se pequena quantidade de franjas e elas se concentraram mais no ápice dos implantes laterais. Apesar da análise fotoelástica ilustrar as características das tensões geradas, esta pesquisa pode ser complementada pelo uso de outros métodos de avaliação como elemento finito e *strain gauges*.

As cores do espectro visível compreendem desde vermelho, com comprimento de onda entre 630 e 700 nm, ao violeta com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca os efeitos óticos se manifestam como franjas coloridas, denominadas isocromáticas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, através da conhecida "Lei Óptica das Tensões" (Daily *et al.*, 1978; Bernardes *et al.*, 2004).

Utilizando o método de avaliação fotoelástica, Kleine (2006) avaliou a distribuição de tensões de infra-estruturas de próteses fixas implantossuportadas. A partir de uma matriz metálica com forma semelhante a região anterior da mandíbula foram feitas seis estruturas fundidas em titânio comercialmente puro (Tritan – Dentauro- Germany), e foram divididas em dois grupos: Grupo I, Cilindros cimentados com cimento resinoso (Panavia F Kuraray Co-Japan); Grupo II, cilindros soldados a laser. Inicialmente, a passividade das peças foi avaliada pelo teste do parafuso único, citado por Jemt (1991) e analisadas em microscópio óptico, com precisão de 0,0005 mm (STM Digital – Olympus – Japan). Posteriormente, foi escolhida a estrutura que apresentou melhor adaptação para cada grupo. Cada peça foi instalada sobre um modelo de resina fotoelástica (Araldite GY279BR Huntsman – Araltec Produtos Químicos Ltda. – Guarulhos –

São Paulo), utilizando três sequências de aperto de parafusos (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). Os resultados evidenciaram maior quantidade de tensões na seqüência de apertamento 1/2/3/4/5, para os grupos analisados. O grupo de cilindros cimentados demonstrou 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 apertamento 3/2/4/1/5 possibilitou 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.

Em uma revisão de literatura, Assunção *et al* (2009) relataram que a utilização da engenharia para entender a biomecânica da prótese implantossuportada tem sido uma ferramenta muito útil. A fotoelasticidade tem proporcionado em muitas pesquisas a observação qualitativa das tensões, mas limita-se a determinar a área de maior concentração sem empregar valores numéricos. Por outro lado, a extensometria tem promovido a análise quantitativa das tensões das infra-estruturas com ou sem a imposição de cargas em estudos *in vitro* ou *in vivo*. No entanto, a extensometria limita-se a análise da região em que localiza-se o *strain gauge*. O método do elemento finito possibilita a avaliação da tensão criando um modelo em computador, onde é possível analisar as tensões geradas por carga, desadaptação protética e outras possibilidades, sendo facilmente analisados pontos protéticos que seriam praticamente impossíveis de se avaliar clinicamente. Os autores concluíram que os três métodos são eficazes na análise biomecânica da prótese implantossuportada a aproximarem-se de situações clínicas, mas é necessário conhecimento técnico para o desenho do modelo de estudo e análise dos resultados.

### **3. PROPOSIÇÃO**

O propósito neste trabalho foi avaliar e comparar através das análises fotoelástica e extensométrica as tensões geradas na resina fotoelástica pela instalação das infra-estruturas sobre os implantes dentários, sendo as mesmas confeccionadas por:

- Fundição em monobloco - Grupo I;
- Fundição em monobloco e soldagem de borda de cilindros de titânio - Grupo II;
- Usinagem em monobloco pelo método CAD/CAM - Grupo III.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### MATERIAIS

Os materiais utilizados no desenvolvimento da pesquisa estão descritos no Quadro 1.

**Quadro 1:** Materiais utilizados.

Produto	Marca Comercial	Fabriante/Distribuidor
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 4,0mm/13,0mm	Conexão	Conexão Sistemas de Prótese São Paulo/Brasil
Silicone para duplicação	Silicone Master	Talladium do Brasil
Resina fotoelástica Araldite GY279BR  Endurecedor HY2963BR	Araltec	Araltec – Garulhos - SP

## METODOLOGIA

Exclusivamente para esta pesquisa, foi confeccionada uma matriz em aço inoxidável em formato de meia-lua com dimensões de altura, comprimento e espessura de 24 X 50 X 10 milímetros, respectivamente, simulando a região entre os forâmes mentonianos, com cinco perfurações equidistantes e paralelas entre si, na disposição preconizada pelo protocolo de Branemark. Esta matriz foi feita pela usinagem de um bloco de aço inoxidável refratário 304, confeccionado por uma fresadora (F.T.V-2 Ferramenteira – Piracicaba - SP) e um divisor universal de transmissão. Nas perfurações foram instalados cinco análogos de pilar do tipo Micro-Unit<sup>®</sup> (Conexão Sistema de Próteses - SP) e retidos por adesivo de cianoacrilato (Super Bonder<sup>®</sup> – Loctite). Para padronizar a análise dos resultados, os análogos foram numerados 1,2,3,4,5 (Figura 1).



**Figura 1:** Vista anterior da matriz metálica.

## CONFECÇÃO DAS INFRA-ESTRUTURAS METÁLICAS

### ENCERAMENTO

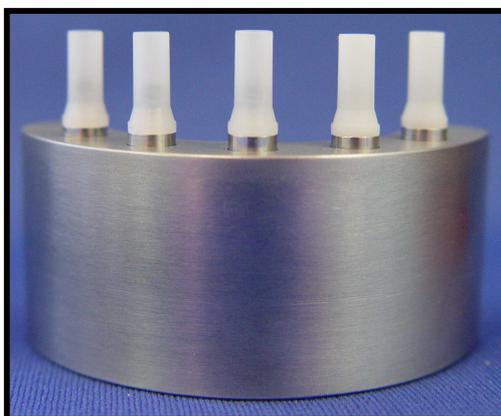
Para o enceramento de todas as infra-estruturas, foram confeccionados em mufla bastões padronizados de resina acrílica autopolimerizável (Pattern Resin

LS, GC América Inc, EUA) com dimensão de 4mm<sup>2</sup> (Consani *et al.*, 2006) (Figura 2 A e B).



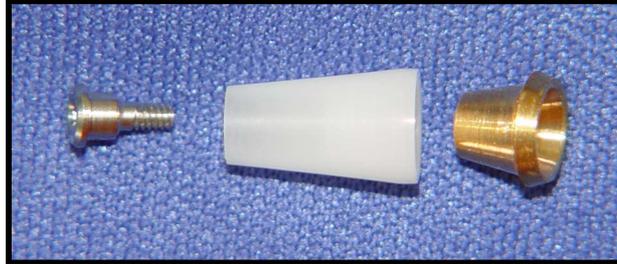
**Figura 2:** Padronização da confecção (A) e medição (B) dos bastões de resina acrílica.

Para o grupo I (infra-estrutura em monobloco) foram posicionados sobre cada pilar Micro-Unit da matriz metálica um *coping* acrílico calcinável (Conexão Sistemas de Próteses - São Paulo) (Figura 3).



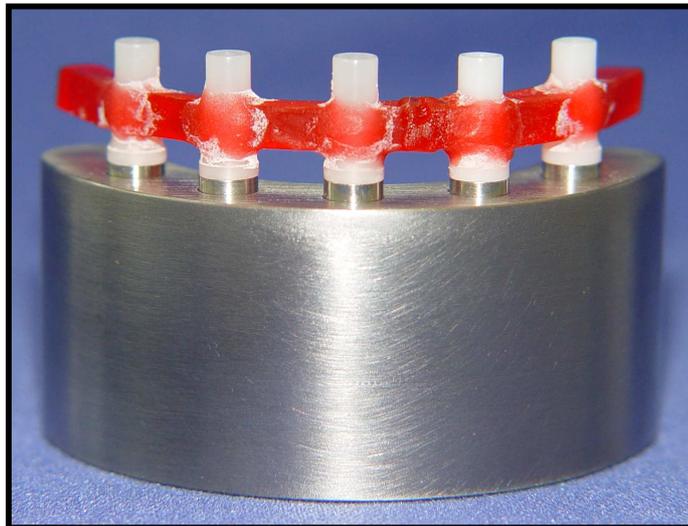
**Figura 3:** *Copings* acrílicos posicionados sobre pilares.

Para o grupo II (estrutura em monobloco com soldagem de borda de cilindros de titânio pré-fabricados) foram instalados anéis espaçadores e cilindros calcináveis para carga imediata com soldagem de borda a laser (Conexão Sistemas de Próteses - São Paulo) (Figura 4).



**Figura 4:** Componentes do Sistema de carga imediata para técnica da soldagem de borda a laser.

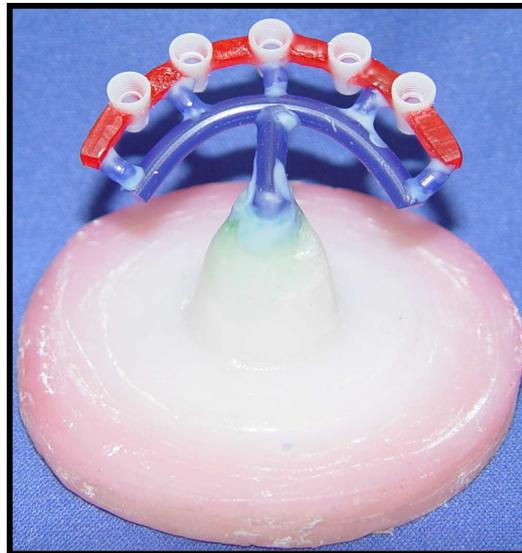
Em ambos os grupos, os cilindros calcináveis foram unidos com resina acrílica ativada quimicamente (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA) para a confecção das infra-estruturas (Figura 5). Após a polimerização da resina, foram realizados cortes com disco de aço entre os pilares e os bordos foram unidos novamente por pequenos incrementos de resina.



**Figura 5:** Copings posicionados e infra-estrutura em resina acrílica.

## INCLUSÃO DOS PADRÕES

Sobre a superfície interna dos padrões foram fixados cinco canais de alimentação de cera de 4,0mm de diâmetro, os quais foram unidos a outro canal de alimentação maior em forma de “U” (Dentaurum – Pforzheim - Alemanha) sendo o conjunto fixado a uma base com formador de cadinho. Estes canais de cera devem apresentar espessura suficiente para possibilitar o livre escoamento da liga de titânio quando for injetada no processo de fundição (Figura 6).



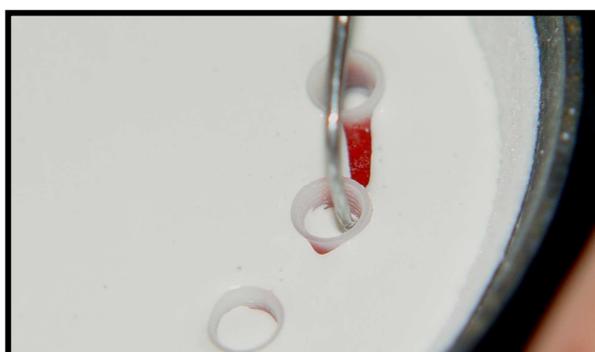
**Figura 6:** Padrões com canais de alimentação e fixados na base de inclusão.

Para a inclusão foi utilizado o revestimento especial para fundição de titânio Rematitan Ultra<sup>®</sup> (Dentaurum – Pforzheim - Alemanha), na proporção de 50ml de líquido /350g de pó (Figura 7). Seguindo as recomendações do fabricante o pó foi incorporado ao líquido manualmente por 10 segundos, em seguida foi feita uma espatulação a vácuo por 60 segundos (Espatulador/Inclusor Elétrico a vácuo – Multivac 4 – Degussa S.A.).



**Figura 7:** Inclusão do enceramento no revestimento.

Para evitar formação de bolhas, o revestimento foi aplicado em pequenas porções na face interna dos *copings* calcináveis com uma espátula de inserção (Figura 8).



**Figura 8:** Aplicação com espátula na face interna do coping calcinável.

## **PROCESSO DE FUNDIÇÃO**

Após a cristalização do revestimento, o anel foi levado ao forno elétrico de pré-fundição (VULCAN 3-550-NDI Box Furnace – Degussa – Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA), programado conforme descrito na tabela 1.

**Tabela 1:** Programação do ciclo de pré-fundição.

PROGRAMA	TEMPERATURA (°C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (°C/MIN)	TEMPO DE AQUECIMENTO (MIN)
CICLO 1	H1 = 250°C	A1 = 7°C/min	P1 = 60 min
CICLO 2	H2 = 1000°C	A2 = 7°C/min	P2 = 90 min
CICLO 3	H3 = 430°C	A3 = 7°C/min	P3 = 120 min

No processo de fundição foram utilizados lingotes cilíndricos de 31g (Tritan-Dentaurum-Pforzheim-Alemanha) de titânio comercialmente puro, com grau de pureza segundo DIN 17850, mínimo de 99,5% de titânio (Figura 9).



**Figura 9:** Pastilhas de titânio de 31 gramas cada.

O cilindro com o revestimento foi colocado na câmara inferior da máquina de fundição Rematitam (Dentaurum-Pforzheim-Alemanha). Na câmara superior foi posicionado o lingote de titânio, próximo ao eletrodo de tungstênio (Figura 10).



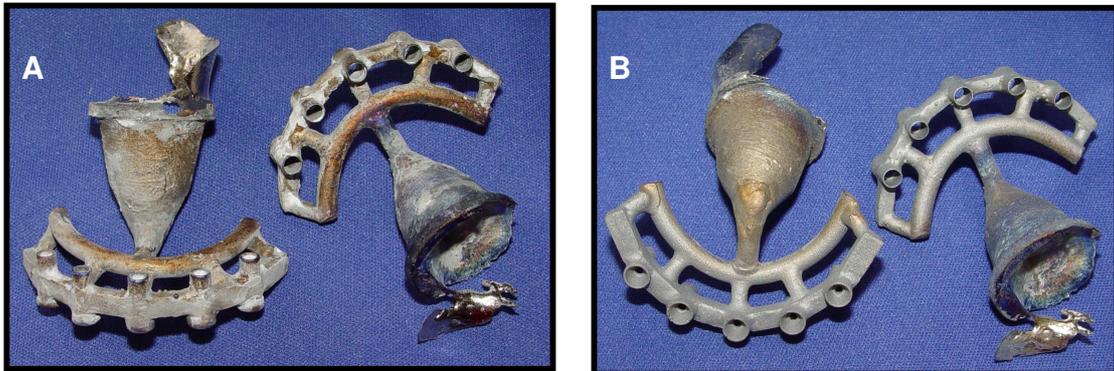
**Figura 10:** Máquina de fundição de titânio (A).

Esta máquina de fundição possui uma programação pré-estabelecida onde o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior, criando um ambiente saturado. Posteriormente, com uma descarga elétrica o eletrodo de tungstênio fundiu o lingote de titânio e este foi injetado na câmara inferior devido à formação de vácuo na mesma e a pressão do gás argônio na câmara superior. O gás argônio foi utilizado por não ser inflamável e evitar o processo de oxidação no titânio.

### **DESINCLUSÃO E ACABAMENTO**

A remoção das infra-estruturas foi realizada com um desincludor pneumático (Silfradent – F. LLI Manfred – Italy) logo após a fundição.

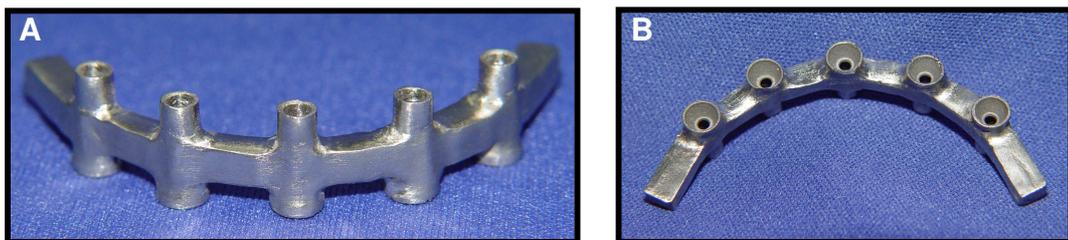
As estruturas foram jateadas com óxido de alumínio de granulação 100 $\mu$ m e pressão de 4,5kg/cm<sup>2</sup> para remover resquícios de revestimento dos orifícios das peças (Figuras 11 A e B) e ,posteriormente, os condutos de alimentação foram seccionados com disco de óxido de alumínio.



**Figura 11:** Antes (A) e depois (B) do jateamento com óxido de alumínio.

### **GRUPO I - INFRA-ESTRUTURA EM MONOBLOCO**

A infra-estrutura do grupo I é a peça original confeccionada em monobloco, sendo realizado o seu acabamento e polimento (Figuras 12 A e B). Posteriormente, a estrutura foi instalada com apenas 1 parafuso protético para a visualização da sua adaptação (Figura 13).



**Figura 12:** Infra-estrutura em monobloco: visão anterior (A) e inferior (B).



**Figura 13:** Infra-estrutura em monobloco instalada sobre matriz de aço.

## **GRUPO II - SOLDAGEM A LASER DOS CILINDROS DE TITÂNIO**

Foram instalados cilindros de titânio sobre os análogos Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - Brasil) (Figura 14) e sobre estes a infra-estrutura foi parafusada.



**Figura 14:** Cilindros de titânio instalados sobre análogos Micro-unit.

Para a união da interface entre os cilindros de titânio e a estrutura metálica foram realizados pontos de solda de titânio em uma máquina de soldagem a laser (Desktop Laser - Dentaurum - Germany) programada a 280V, pulso de 5,0ms e frequência de *focus* igual a zero (Figura 15).



**Figura 15:** Soldadora a laser.

Para minimizar distorções, os pontos de solda foram primeiramente realizados em faces diametralmente opostas, ou seja, vestibular - lingual e mesial - distal (Figura 16).



**Figura 16:** Pontos de solda isolados.

Na primeira seqüência, os pontos de solda foram aplicados alternando entre um cilindro e outro. Posteriormente, foi realizada a soldagem de toda a extensão em cada cilindro, com a sobreposição dos pontos de solda em cerca de 70 a 80%, completando o fechamento e solidificação dos mesmos (Figura 17A), obtendo, assim, a infra-estrutura para o Grupo II. Posteriormente, a estrutura foi instalada com apenas 1 parafuso protético para a visualização da sua adaptação (Figura 17B).



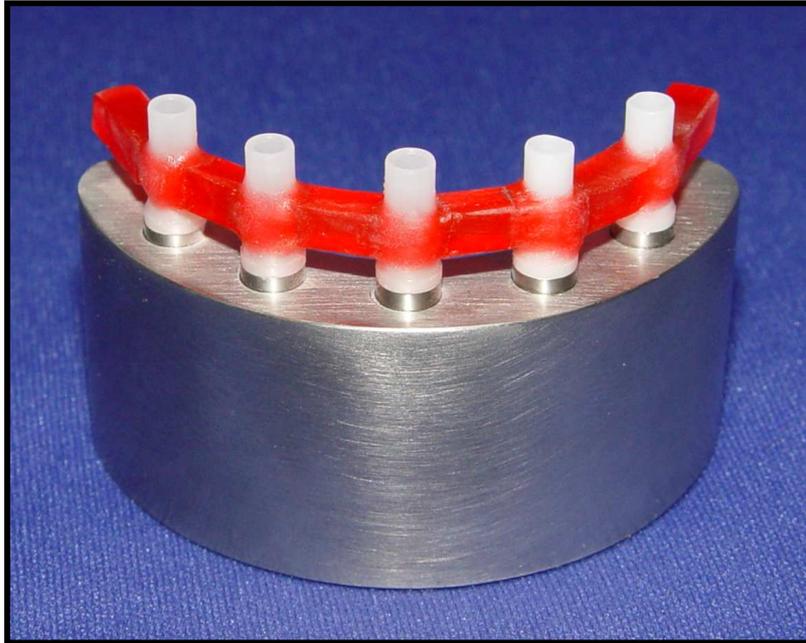
**Figuras 17A:** Detalhe de toda a borda soldada.



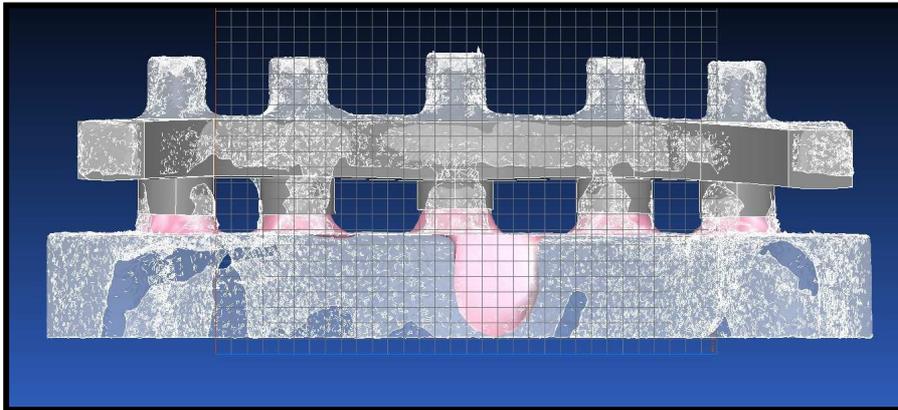
**Figura 17B:** Infra-estrutura instalada com único parafuso sobre os pilares.

### **GRUPO III - TECNOLOGIA CAD/CAM**

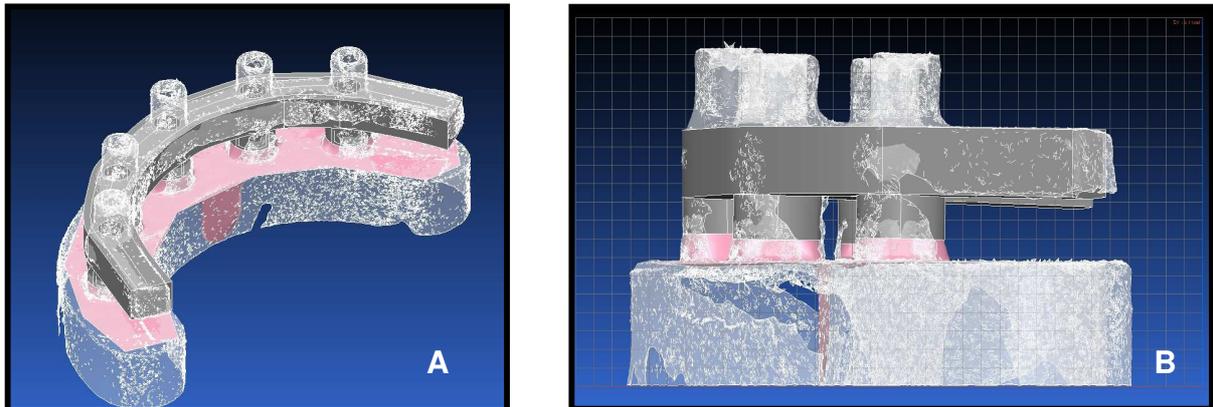
No Grupo III, foi confeccionada uma infra-estrutura em monobloco, usinada pela tecnologia CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing). Sobre os pilares Micro-Unit foram posicionados cilindros calcináveis unidos com bastões de resina acrílica (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA) para o enceramento da infra-estrutura (Figura 18). A matriz e o enceramento foram enviados pelo correio para a empresa *3i Implant Innovations* nos Estados Unidos da América para a fabricação da infra-estrutura. Para a digitalização do material, os pilares da matriz de aço e o enceramento foram escaneados a laser separadamente, possibilitando correções e melhorias no computador (Figuras 19; 20 A e B).



**Figura 18:** Copings unidos por resina formando o modelo da infra-estrutura.



**Figura 19:** Visão frontal da imagem digitalizada do padrão calcinável.

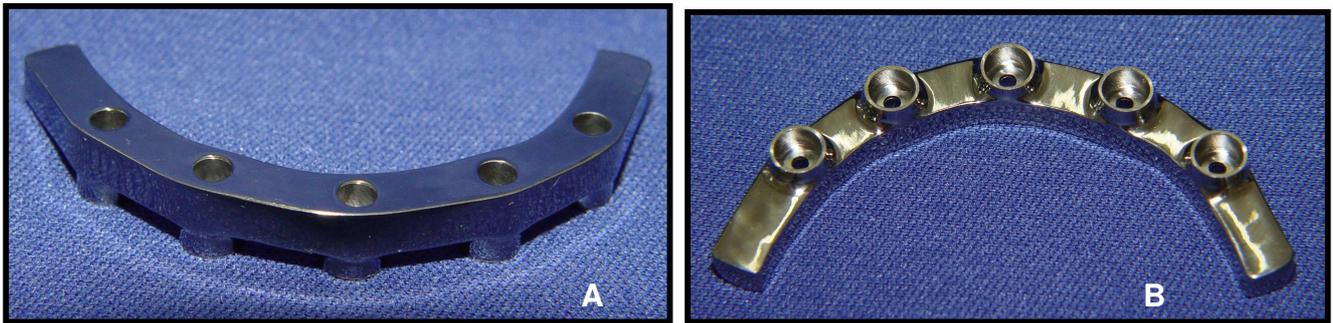


**Figura 20:** Imagem digitalizada do padrão calcinável. Visão lingual oblíqua (A) e lateral (B).

As imagens digitalizadas foram processadas por um *software* que comanda a máquina de usinagem. Neste aparelho foi acoplado um bloco maciço de titânio comercialmente puro e recortado por fresas controladas por computador, resultando na confecção de uma infra-estrutura em monobloco denominada CAM StructSURE® (3i Implant Innovations - USA) (Figuras 21; 22 A e B; 23).



**Figura 21:** Forma de apresentação do produto.



**Figura 22:** Visão frontal (A) e inferior (B) da CAM StructSURE<sup>®</sup>.



**Figura 23:** CAM StructSURE<sup>®</sup> instalada com 1 parafuso sobre pilares da matriz de aço inoxidável.

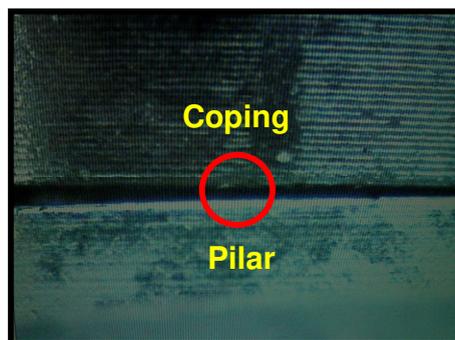
### **ANÁLISE DAS ESTRUTURAS EM MICROSCÓPIO MENSURADOR**

Inicialmente, as infra-estruturas foram analisadas quanto ao desajuste linear vertical, representando em um ponto pré-determinado de forma aleatória o grau de desadaptação em micrometros da interface entre os componentes protéticos e os pilares intermediários de implantes, utilizando um microscópio mensurador óptico (UHL VMM 100BT) com precisão de 0,0005 mm e aumento de até 120X (Figura 24).



**Figura 24:** Microscópio mensurador óptico.

As três infra-estruturas metálicas foram adaptadas sobre a matriz de aço. O parafuso correspondente ao pilar 1 foi torqueado com 10 Ncm. Avaliou-se o grau de desadaptação do pilar 5, na sua superfície vestibular. O procedimento inverso se repetiu com os mesmos pilares e foi avaliada a desadaptação do pilar 1 (Figura 25).

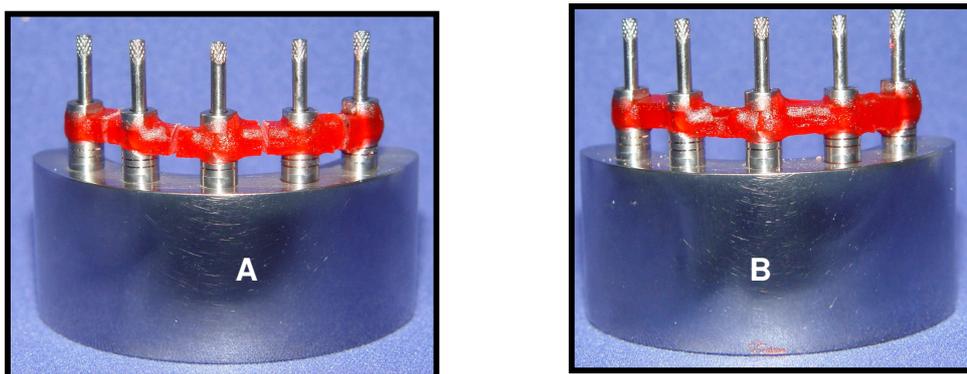


**Figura 25:** Desajuste na interface pilar-*coping*.

Para padronizar a medição somente 1 operador fez as leituras do desajuste. Três leituras foram realizadas em cada ponto pré-estabelecido e o valor final foi a média aritmética.

## CONFECÇÃO DO MODELO EM RESINA FOTOELÁSTICA

Sobre os análogos Micro-Unit foram instalados postes de impressão do tipo quadrado para moldagem aberta (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - Brasil). Os transferentes foram unidos com fio dental para formar uma malha de suporte à resina acrílica que foi depositada. Com auxílio de um pincel, foi depositada por incrementos a resina acrílica de ativação química (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA) para proporcionar uma união rígida do conjunto. Após 20 minutos, com um disco de aço foram feitas secções nas áreas entre os pilares. As partes separadas foram unidas novamente por pequenos incrementos de resina, com o objetivo de diminuir o efeito da tensão de contração que poderia resultar na desadaptação dos componentes do futuro modelo fotoelástico (Figuras 26 A e B).

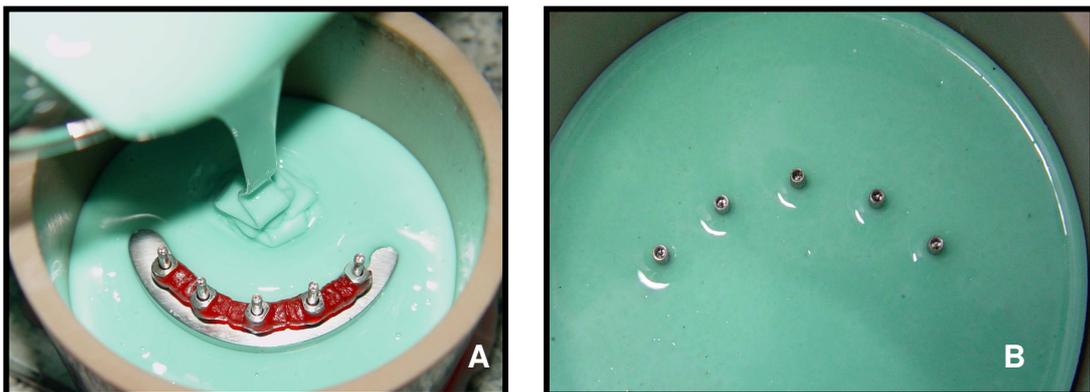


**Figura 26:** Transferentes quadrados: resina acrílica seccionada (A) e unida (B) com resina acrílica.

O conjunto “matriz de aço e componentes quadrados unidos por resina acrílica” foi posicionado em um recipiente plástico de PVC que teve a função de suporte para o material de moldagem Silicone Master<sup>®</sup> (Talladium do Brasil - SP) (Figuras 27; 28 A e B). O material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante na proporção de 2 porções de base para 1 porção de catalisador.

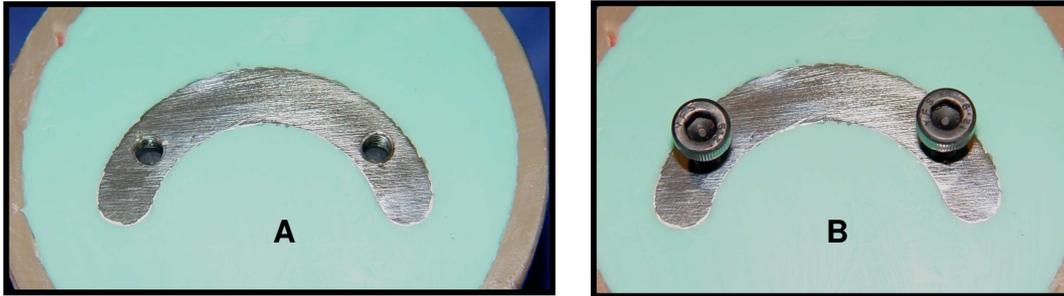


**Figura 27:** Silicone laboratorial para duplicação.



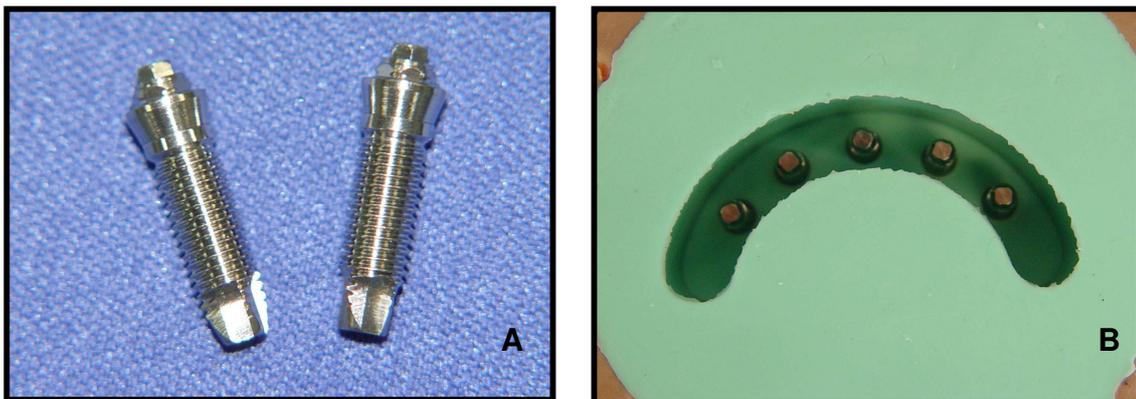
**Figura 28:** Vazamento no silicone em dispositivo de PVC (A). Exposição dos parafusos de transferência (B).

Após o tempo de presa de 60 minutos do Silicone Master<sup>®</sup>, os parafusos de fixação dos componentes de moldagem foram liberados para possibilitar a remoção da matriz de aço inoxidável. A remoção da matriz metálica foi possível devido a fixação de dois parafusos em sua base (Figura 29 A e B).



**Figura 29:** Base da matriz com perfurações (A) e parafusos para remoção (B).

Com a utilização de um torquímetro calibrado (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - Brasil), cinco pilares Micro-unit, com cinta de três milímetros, foram parafusados com um torque de 20Ncm sobre implantes cilíndricos hexágono externo (4,0mm X 13mm) de superfície usinada lisa (Máster Screw®, Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - Brasil) que foram estabilizados em um torno. Em seguida, os conjuntos implantes/pilares foram cuidadosamente posicionados dentro do molde, nos encaixes dos transferentes e fixados com os parafusos de fixação (figura 30 A e B).



**Figura 30:** Implantes (A) posicionados no interior do molde (B).

### **MANIPULAÇÃO DA RESINA FOTOELÁSTICA**

O modelo fotoelástico foi confeccionado com a resina fotoelástica Araldite® GY279BR (Araltec Produtos Químicos Ltda. - Hunstman - Guarulhos - São Paulo).

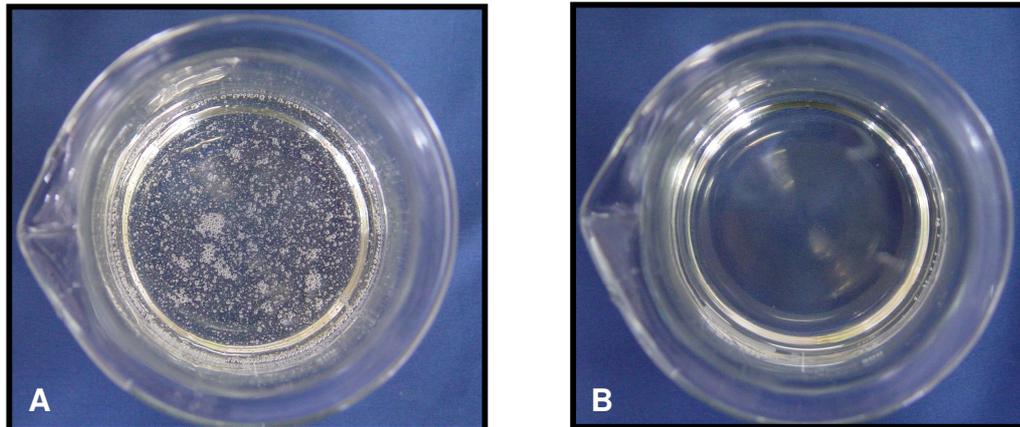
É uma resina epóxi líquida, modificada, com diluidor reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de Bisfenol A. Como agente endurecedor, utilizou-se o Aradur<sup>®</sup> HY2963BR (Araltec Produtos Químicos Ltda. - Hunstman - Guarulhos - São Paulo), à base de amina cicloalifática, líquido de baixa viscosidade.

A resina fotoelástica e o endurecedor foram dosados por uma proveta e manipulados em um Becker de vidro. Foi utilizada a proporção de 2 para 1 (Araldite<sup>®</sup> e Aradur<sup>®</sup>, respectivamente) e a manipulação da mistura foi realizada com um bastão de vidro com movimentos circulares rápidos para proporcionar a homogeneização dos componentes.

Para a eliminação das bolhas, o recipiente de vidro contendo a resina foi colocado em uma câmara de pressão (Figura 31). Nesta câmara acoplou-se uma mangueira de injeção de ar e foi aplicada uma pressão de 70 kgf/cm<sup>2</sup>. O conjunto permaneceu sob pressão por 5 minutos e as bolhas foram removidas da resina (Figura 32 A e B).



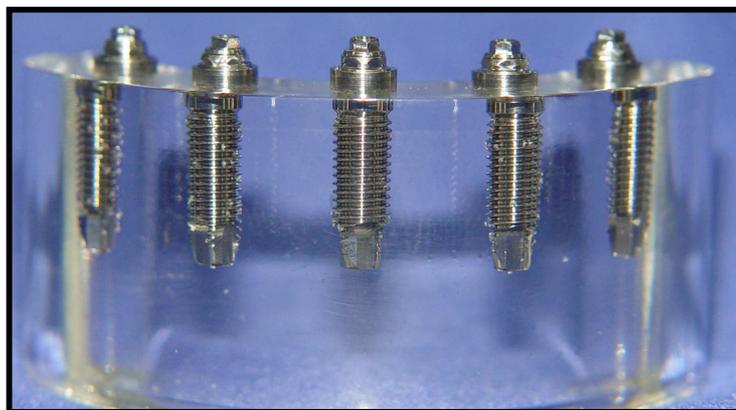
**Figura 31:** Câmara de pressão.



**Figura 32:** Becker de vidro com a resina antes(A) e após(B) colocação na câmara de pressão.

Em seguida, o molde foi preenchido lentamente com a resina fotoelástica, mantendo-se o Becker o mais próximo possível da superfície do molde para evitar a inclusão de ar e formação de bolhas. De acordo com as recomendações do fabricante, aguardou-se um período de 72 horas para a remoção do modelo fotoelástico.

Após o tempo de cura de 3 dias da resina fotoelástica, os parafusos de trabalho foram removidos dos transferentes e o modelo fotoelástico foi removido do molde através do recorte do silicone para evitar a geração de tensão no mesmo. Desse modo, foi obtido um modelo translúcido apropriado para a análise fotoelástica (Figura 33).



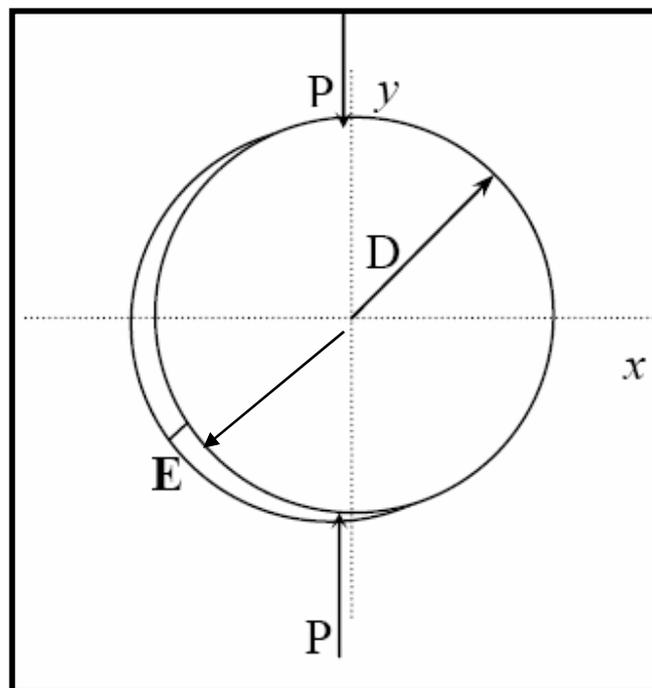
**Figura 33:** Modelo de resina fotoelástica.

## ANÁLISE FOTOELÁSTICA

### CALIBRAÇÃO DA RESINA FOTOELÁSTICA

Para se caracterizar a resina fotoelástica e determinar valores numéricos às franjas, deve-se calcular a tensão cisalhante máxima ( $\tau$ ). Para isso, é necessário: obter o valor das ordens da franja; obter a espessura do modelo; determinar a constante óptica relativa às tensões do material fotoelástico utilizado ( $K\sigma$ ).

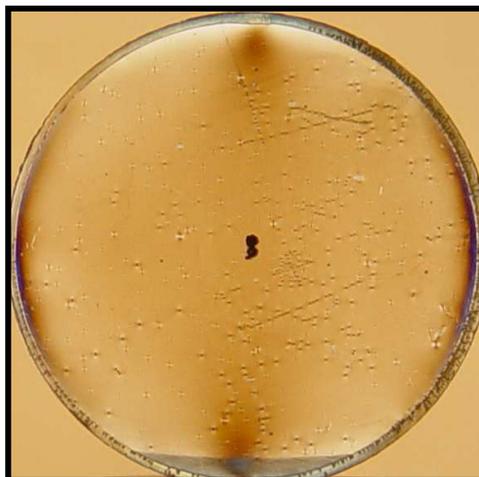
O valor de  $K\sigma$  foi determinado utilizando um processo de calibração em um modelo de disco feito com o mesmo material fotoelástico usado nos modelos. A Figura 34 mostra o modelo esquemático do disco utilizado.



**Figura 34:** Modelo esquemático do disco utilizado; P: força de compressão; D: diâmetro; E: espessura. .

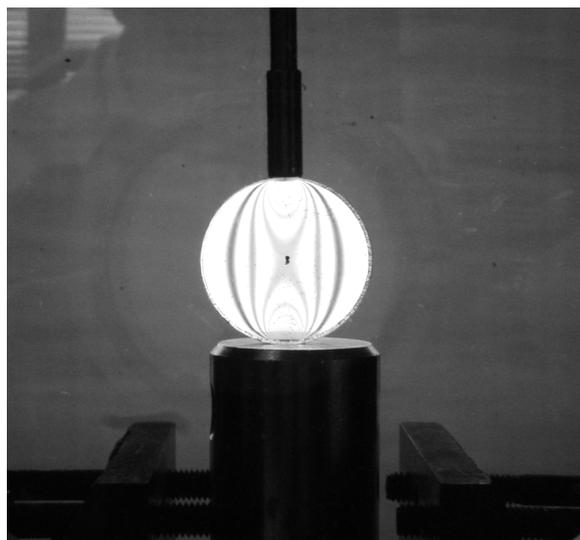
Fonte: Bernardes, 2004.

À partir de um molde de um cilindro de aço no formato de uma moeda, foi confeccionado um disco com 30mm de diâmetro da resina Araldite® do mesmo lote e do mesmo modo descrito para a confecção do modelo fotoelástico (figura 35).



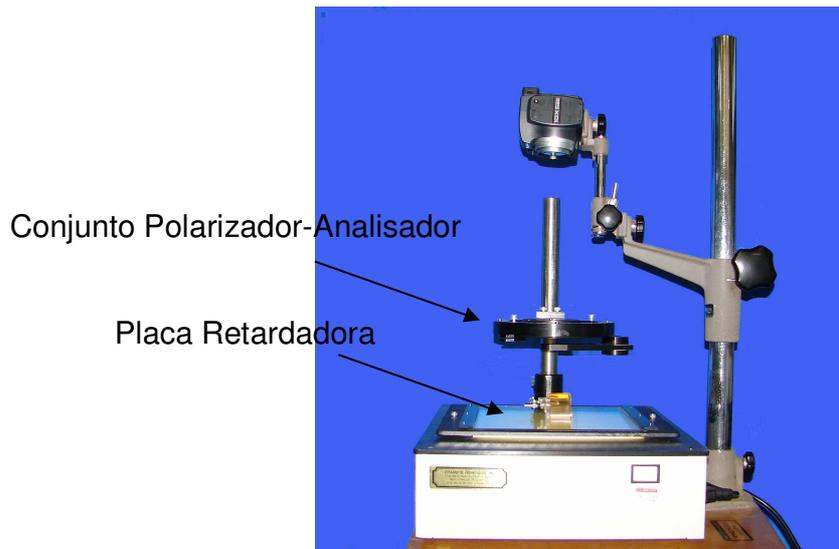
**Figura 35:** Disco de resina fotoelástica para calibração.

Em uma máquina universal de ensaios (EMIC – MEM 2000), o disco foi submetido à pressão mínima de 2,3 Kgf (figura 36).

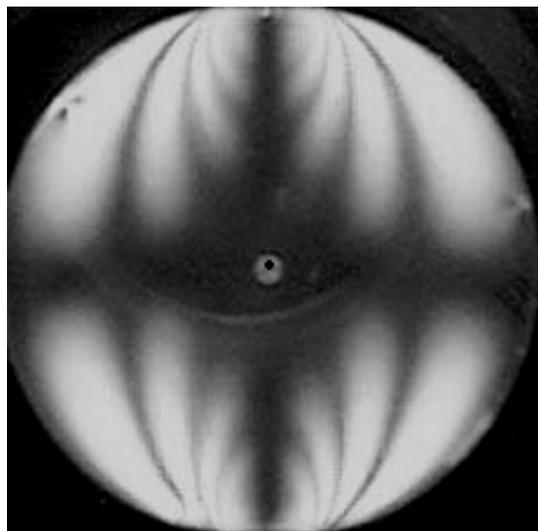


**Figura 36:** Calibração da resina fotoelástica.

O polariscópio PS-100 System (Strainoptic Technologies, Inc., North Wales, PA, USA) (Figura 37) foi posicionado horizontalmente e ajustado em posição inicial de leitura, com polarização plana de luz, para que as franjas isoclínicas se encontrassem no centro do disco (Figura 38).



**Figura 37:** Polariscópio.

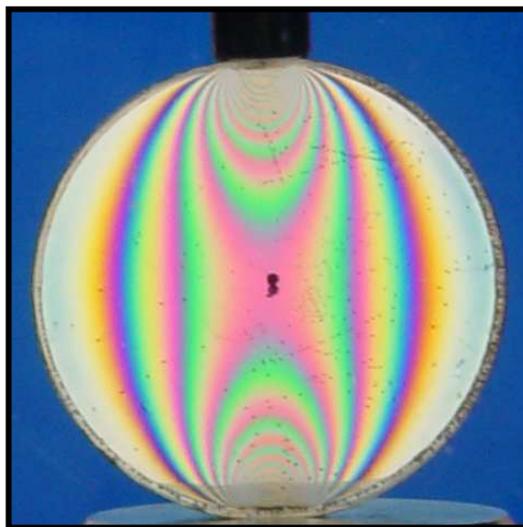


**Figura 38:** Determinação das franjas isoclínicas no centro do disco.

Seqüência de passos seguidos para a determinação de um ponto pré-determinado no modelo fotoelástico (Bernardes, 2004):

1. Usando um polariscópio plano, girou-se o conjunto Polarizador-Analisador até que uma franja isoclínica passasse sobre o ponto de análise e fixou-se o conjunto nesta posição.
2. Posteriormente, girou-se a placa retardadora transformando o polariscópio plano em circular. Com isto, desapareceram as franjas isoclínicas e permaneceram somente as isocromáticas (Figura 39).
3. Com uma lente de microscópio observou-se o espectro no modelo e foram assinaladas somente as franjas de ordem inteira. Girando o analisador, o movimento das franjas foi observado até que uma passasse pelo ponto em questão. Neste momento foi lido o ângulo de rotação no transferidor do polariscópio para classificar a sua ordem fracionária.

Com o polariscópio ajustado na polarização circular, gradualmente foram aplicadas forças de compressão ( $P$ ), sendo feitas leituras das franjas que se encontraram no centro do disco de calibração (Figura 39). Os resultados estão na tabela 2.

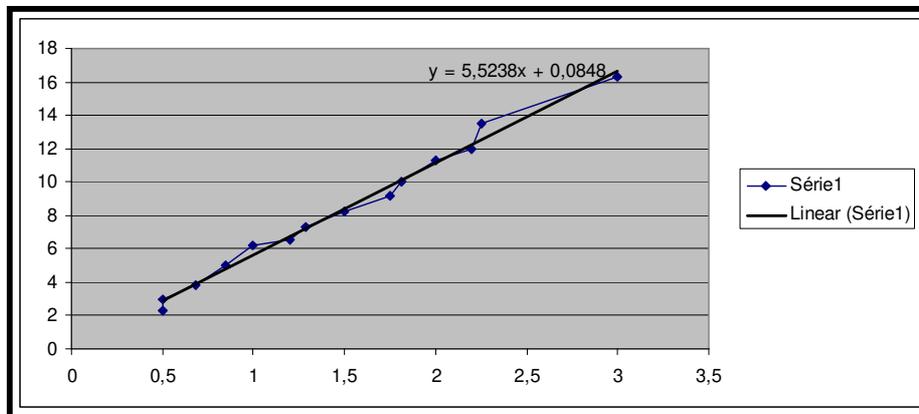


**Figura 39:** Determinação das franjas isocromáticas no centro do disco.

**Tabela 2:** Valores da ordem de franja ( $N$ ) versus carga de compressão ( $P$ ).

$N$	$P$ (Kgf)
0	0
0,5	2,3
0,5	3
0,68	3,8
0,85	4,99
1	6,2
1,2	6,5
1,29	7,3
1,5	8,2
1,75	9,2
1,81	10
2	11,3
2,2	12
2,25	13,5
3	16,3

Utilizando o *Microsoft Office Excell 2003* obteve-se uma reta com coeficiente angular  $\alpha=5,5238$  Kgf/ordem de franja (Figura 40).



**Figura 40:** Reta de compensação dos valores de  $P$  em função de  $N$ .

À partir do coeficiente da reta obtivemos o valor da constante óptica relativa às tensões ( $K\sigma$ ) utilizando a equação 1. O modelo fotoelástico apresentou espessura de 9,7mm (figura 41).

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

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



**Figura 41:** Medida da espessura do modelo fotoelástico: 9,7mm.

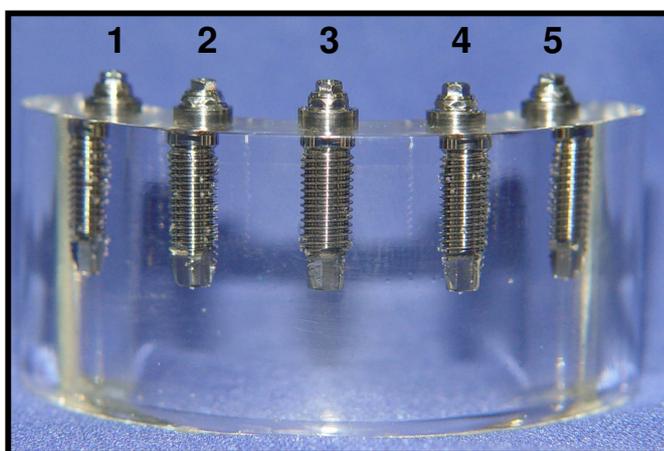
Em que  $a$  é o coeficiente da reta de calibração da força em função da ordem de franja e  $D$  é o diâmetro do disco. O valor determinado de  $K\sigma=0,468\text{kgf/mm}$ . Deve-se multiplicar este valor por 9,81 para se obter  $K\sigma=4,6\text{N/mm}$ , que será utilizado na equação 2 para determinar o valor da tensão cisalhante máxima ( $\tau$ ) das franjas isocromáticas.

$$\tau = \frac{K\sigma N}{2b}$$

**Equação 2:**  $\tau$  - tensão cisalhante máxima;  $K\sigma$  - constante óptica das tensões;  $N$  - ordem de franja;  $b$  - espessura do modelo.

## ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO

Com a finalidade de se estabelecer o nível de tensão gerada na região de colo dos implantes (correspondente a crista óssea do implante) devido ao grau de desadaptação da infra-estrutura metálica, realizou-se a análise fotoelástica das peças pelo apertamento dos parafusos protéticos de titânio com torque de 10 Ncm, na seguinte seqüência: parafusos 3,2,4,1,5 (Baboni, 2005; Damaceno, 2005; Kleine, 2006) (Figura 42).



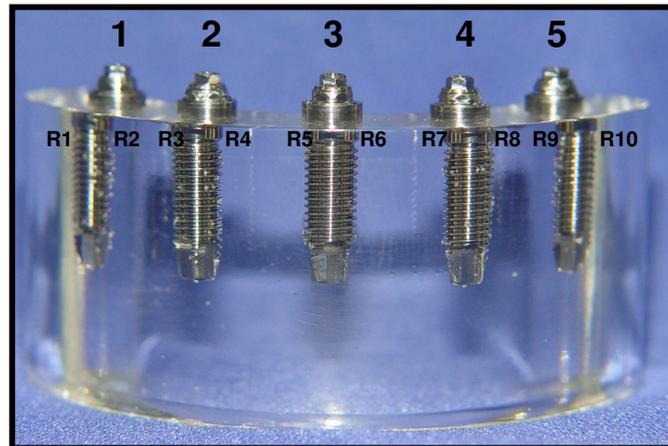
**Figura 42:** Numeração dos implantes (1 a 5).

As imagens foram registradas por câmera digital Cybershot<sup>®</sup> DSC-717 (Sony). Após cada análise, as estruturas foram removidas e o modelo fotoelástico reposicionado no polariscópio para a verificação da presença de tensão residual. Somente após esta avaliação foi instalada a infra-estrutura seguinte.

## LEITURA DA ORDEM DE FRANJA

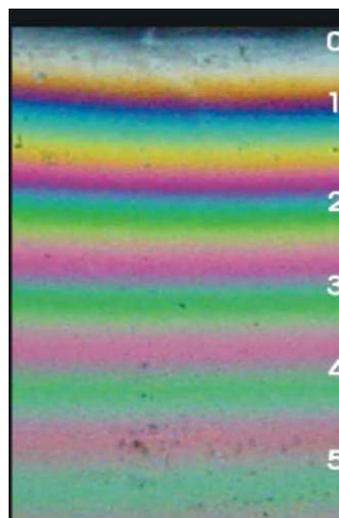
Foram escolhidos pontos pré-determinados (R1 – R10) na região proximal da primeira rosca (Figura 43) próxima ao colo dos implantes, por ser uma área em

que ocorre reabsorção óssea devido à carga deletéria e por possibilitar a análise visual lateral perpendicular aos implantes.



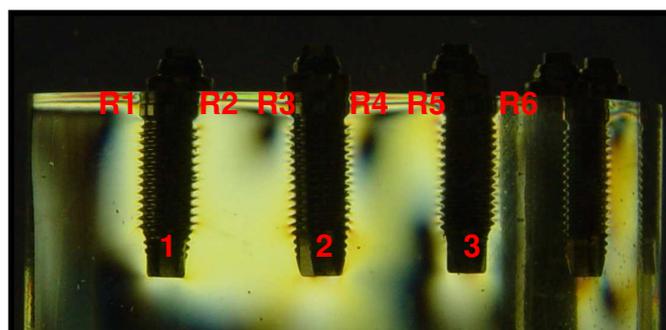
**Figura 43:** Numeração dos implantes (1 a 5) e pontos analisados (R1 a R10).

Para padronizar a leitura da ordem de franja, as análises foram realizadas por um avaliador calibrado, cada ponto foi analisado três vezes e se tomou como base a Figura 44 para a classificação da ordem de franja.

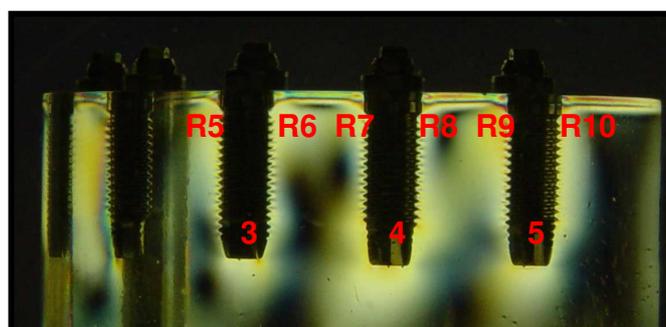


**Figura 44:** Ordem de franjas isocromáticas inteiras.  
Fonte: Bernardes, 2004.

Após o tempo de cura de 72 horas da resina fotoelástica, sem qualquer infra-estrutura instalada, avaliou-se o modelo fotoelástico para verificar a presença de tensão residual, resultante de um processo denominado “efeito de borda” (Dally *et al.*, 1978; Bernardes, 2004). As Figuras 45 e 46 demonstraram que houve pequena presença de tensão residual em algumas faces dos implantes.



**Figura 45:** R1 a R6: pontos de visualização das tensões na primeira rosca dos implantes 1, 2 e 3.



**Figura 46:** R5 a R10: pontos de visualização das tensões na primeira rosca dos implantes 3, 4 e 5.

A presença de tensão residual não inviabilizou a análise dos resultados, pois os pontos de interesse correspondentes a primeira rosca de cada implante foram analisados previamente a instalação das infra-estruturas para obter os valores de cada ordem de franja inicial resultante da tensão residual. Após a análise fotoelástica de cada infra-estrutura instalada sobre o modelo, os valores de cada ordem de franja (tabela 4 - Resultados) foram subtraídos dos valores da

ordem de franja inicial resultante da tensão residual (tabela 3), permitindo a obtenção do valor real de cada franja isocromática.

**Tabela 3:** Valores da ordem de franja inicial em cada ponto dos implantes.

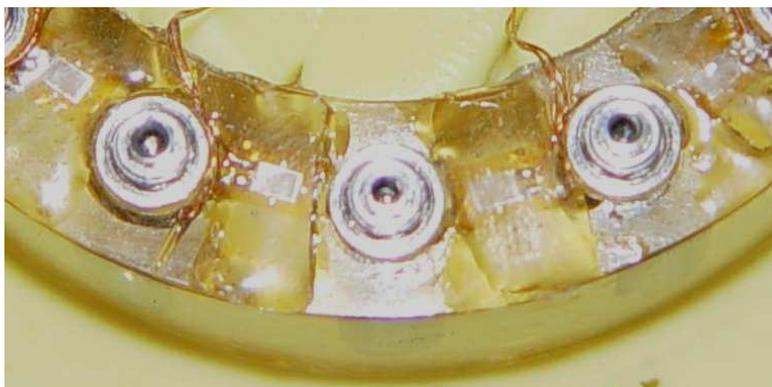
<i>Pontos analisados</i>	<i>Ordem de franja</i>
R1	0,53
R2	0,00
R3	0,19
R4	0,38
R5	0,50
R6	0,00
R7	0,42
R8	0,30
R9	0,05
R10	0,18

## EXTENSOMETRIA

Após a análise fotoelástica, foi utilizado um modelo extensométrico composto por seis circuitos elétricos instalados na região mesial e distal dos implantes (Figuras 47 e 48). Para a captura de dados, foi utilizada análise extensométrica das deformações.



**Figura 47:** Circuito elétrico montado com extensômetros.



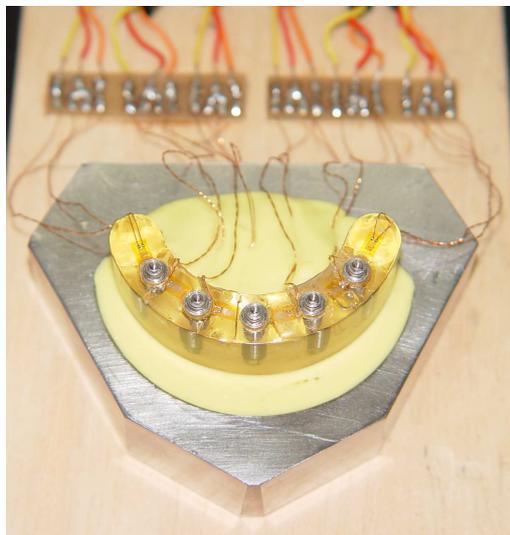
**Figura 48:** Visualização dos extensômetros nas proximais dos pilares.

Foi utilizado um circuito de  $\frac{1}{2}$  ponte, mas que funcionada como um circuito de  $\frac{1}{4}$  de ponte. Foi configurado assim porque no circuito foram montados dois gauges, um deles ativo, próximo ao implante (*gauge* ativo) e outro inativo, posicionado longe da área analisada (*dummy gauge*). Portanto, ao redor de cada implante foram instalados dois *gauges* ativos que faziam parte de circuitos diferentes e um *dummy gauge* colado longe dos implantes, perfazendo seis circuitos de  $\frac{1}{2}$  ponte. Os *dummy gauges* foram colados longe dos *gauges* ativos para não interferirem na leitura e apresentam a vantagem de compensar os efeitos da temperatura sobre os *gauges* ativos.

Para que os pilares atuassem como transdutores de carga, cada extensômetro foi calibrado para medir em Newtons o valor da carga imposta na região interimplantar. Isso foi importante porque se os extensômetros traduzissem o valor da carga em micro-deformação ( $\mu$ Strain), teríamos uma série de variáveis, como: a quantidade e direção da força, o desenho, material e o módulo de elasticidade de corpo de prova, dentre outras. É importante ressaltar que a área de leitura de cada extensômetro foi de  $2\text{mm}^2$ , sendo considerado no momento da conversão dos dados obtidos para MPa.

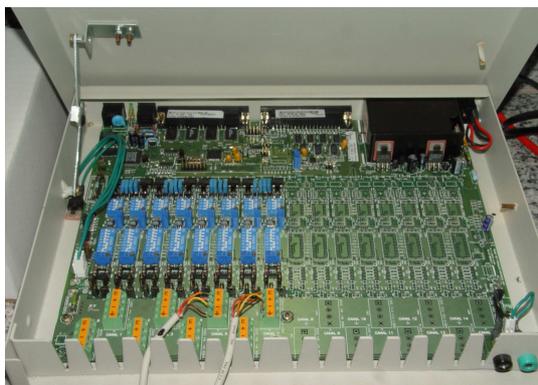
A matriz fotoelástica foi adaptada sobre uma base de aço inoxidável fixada a uma base de madeira. A matriz foi retida por silicone de duplicação laboratorial Zetalabor para evitar que sofresse deformação resultante de outro material (Figura 49). O circuito elétrico foi montado e conectado ao computador por uma placa de

captação de dados para a análise da tensão resultante da instalação das infra-estruturas implantossuportadas (Figura 50).



**Figura 49:** Matriz fotoelástica adaptada sobre a base de aço inoxidável com circuito elétrico montado.

Cada infra-estrutura foi parafusada com torque de 10Ncm. Entre a análise de cada infra-estrutura foi feito um intervalo de 60 minutos para permitir que a liberação da tensão da resina fotoelástica. Foi realizada a mesma seqüência de parafusamento que foi utilizado na análise fotoelástica, iniciando do pilar central para as extremidades, na seqüência 3,2,4,1,5.

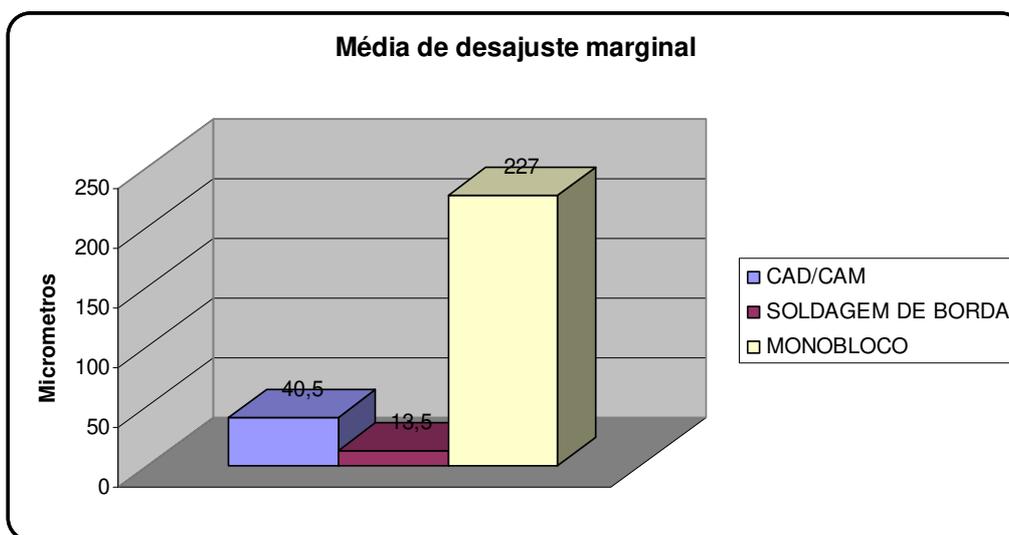


**Figura 50:** Placa com circuitos ligados ao computador utilizados na calibração e análise de dados de deformação da resina fotoelástica.

Em cada um dos grupos, foi calculada a mediana das tensões resultantes dos desajustes dos pilares de cada implante perfazendo a média de tensão para cada infra-estrutura e a comparação numérica de cada grupo foi realizada, sem aplicação de tratamento estatístico.

## 5.RESULTADOS

O gráfico da Figura 51 apresenta o valor médio do desajuste em micrometros na interface componente protético/implante, correspondente ao resultado obtido no teste do parafuso único realizado nas infra-estruturas metálicas do GRUPO I (Monobloco), GRUPO II (soldagem de borda dos cilindros) e GRUPO III (CAD/CAM).



**Figura 51:** Ilustração gráfica da média dos desajustes ( $\mu\text{m}$ ) dos **GRUPOS I** ( $227\mu\text{m}$ ), **II** ( $13,5\mu\text{m}$ ) e **III** ( $40,5\mu\text{m}$ ).

Antes da apresentação dos resultados fotoelásticos deve-se ressaltar que a resina sofreu pequena contração no processo de polimerização, variando entre 0,01 a 0,02 milímetros a espessura do modelo. Como o valor da espessura do modelo foi utilizado para obter o valor da tensão cisalhante máxima do material, optou-se por utilizar um valor médio de 9,7mm.

### ANÁLISE FOTOELÁSTICA

Na análise quantitativa, foram obtidos os valores da ordem de franja (N) a partir das franjas isocromáticas, sendo os resultados apresentados na tabela 4. A partir dos valores da ordem de franja aplicou-se a Equação (2). O resultado foi

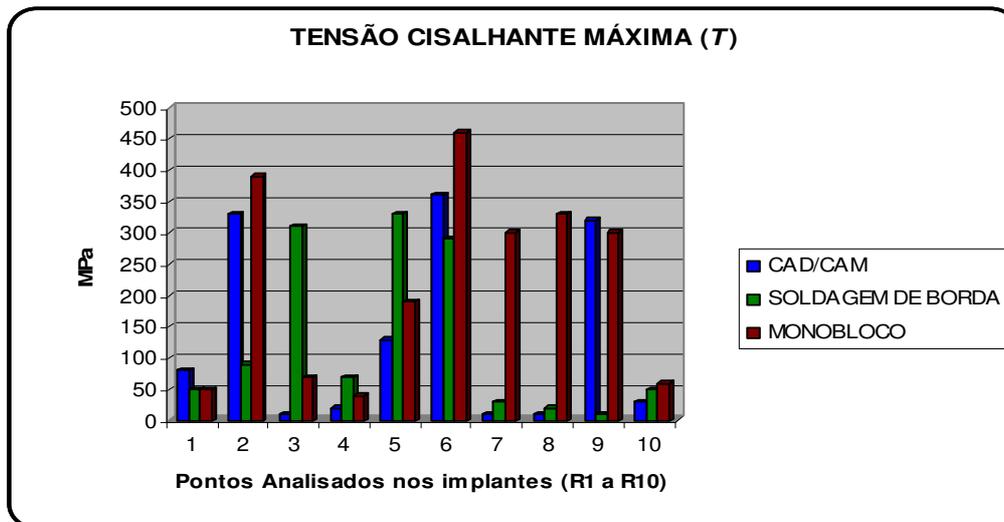
obtido em unidade de medida N/mm<sup>2</sup> e os valores foram multiplicados por 10<sup>3</sup> para transformá-los em Megapascal (MPa). Estes resultados, por sua vez, foram agrupados na tabela 5 e podem ser visualizados no gráfico da Figura 52.

**Tabela 4:** Valores da ordem de franja de cada infra-estrutura.

<i>Valor da Ordem de Franja</i>			
<i>Pontos analisados</i>	<i>CAD/CAM</i>	<i>Soldagem de Borda</i>	<i>Monobloco</i>
R1	0,36	0,22	0,25
R2	1,41	0,4	1,65
R3	0,06	1,31	0,3
R4	0,11	0,3	0,18
R5	0,59	1,4	0,82
R6	1,56	1,26	1,97
R7	0,06	0,16	1,29
R8	0,07	0,1	1,4
R9	1,37	0,07	1,3
R10	0,15	0,24	0,27

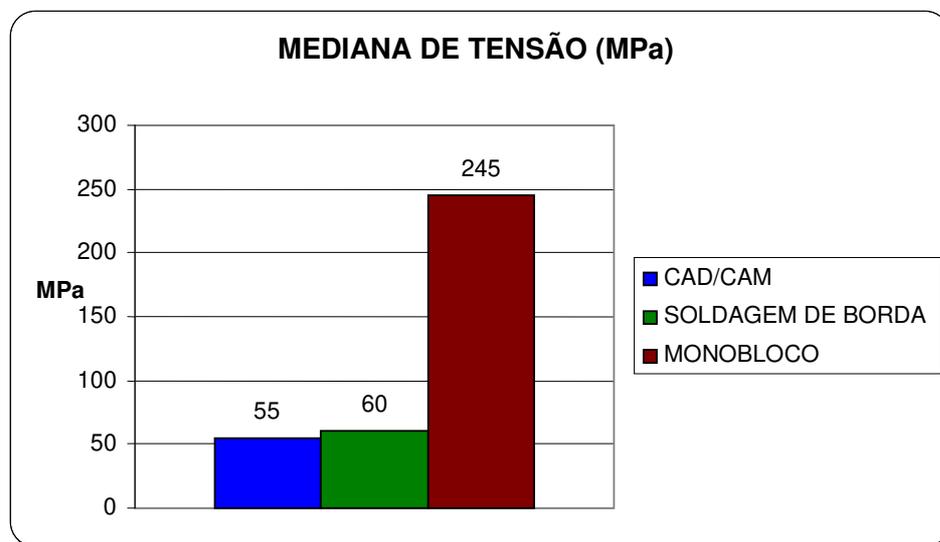
**Tabela 5:** Valores em MPa das franjas isocromáticas na primeira rosca dos implantes.

<i>Valor em MPa da Ordem de Franja</i>			
<i>Pontos analisados</i>	<i>CAD/CAM</i>	<i>Soldagem de Borda</i>	<i>Monobloco</i>
R1	80	50	50
R2	330	90	390
R3	10	310	70
R4	20	70	40
R5	130	330	190
R6	360	290	460
R7	10	30	300
R8	10	20	330
R9	320	10	300
R10	30	50	60



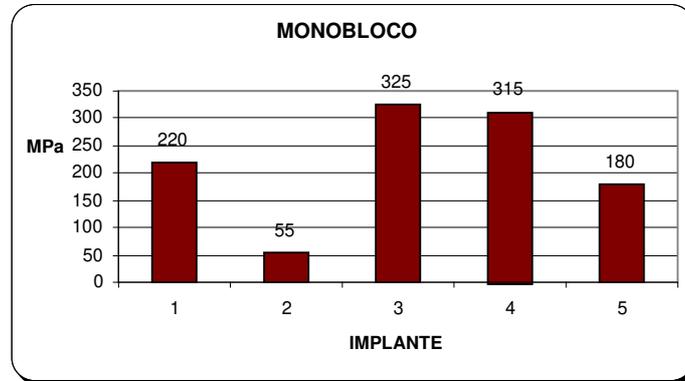
**Figura 52:** Representação das tensões cisalhantes máximas em todos os pontos analisados dos **GRUPOS I, II E III**.

A partir dos valores apresentados na tabela 5, calculou-se a mediana de tensão de cada grupo para se formar um parâmetro de comparação. O resultado pode ser visualizado na Figura 53.

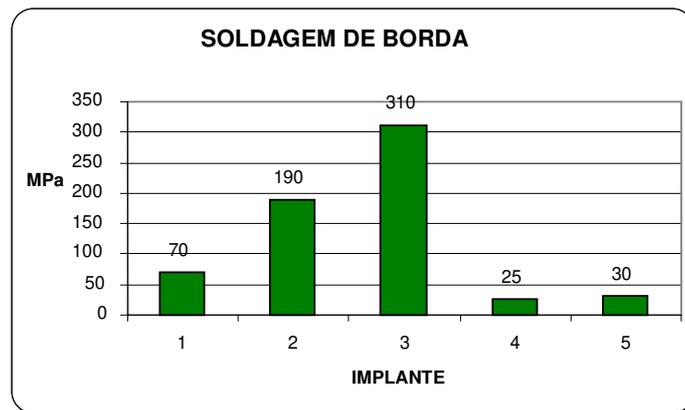


**Figura 53:** Mediana dos valores de tensão dos **GRUPOS I, II E III**.

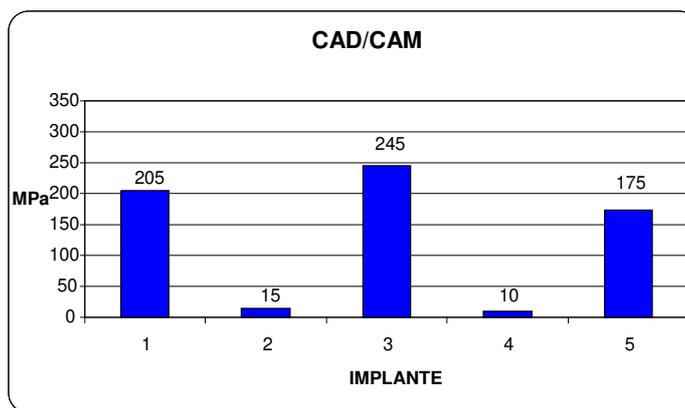
As Figuras 54, 55 e 56 apresentam gráficos distintos com a média dos valores das tensões sobre cada implante dos **GRUPOS I, II e III**, respectivamente.



**Figura 54:** Valor médio de tensão sobre cada implante – **GRUPO I.**

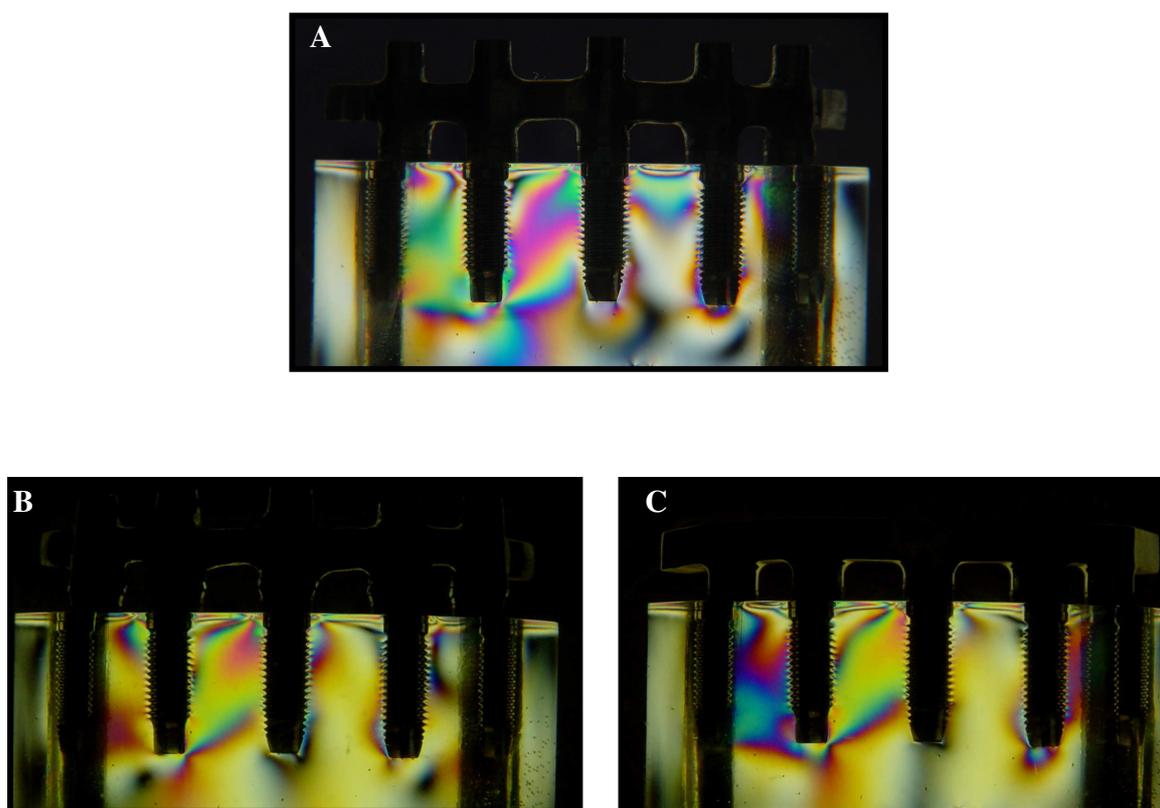


**Figura 55:** Valor médio de tensão sobre cada implante – **GRUPO II.**



**Figura 56:** Valor médio de tensão sobre cada implante – **GRUPO III.**

Devido ao uso de uma lente de microscópio para a análise quantitativa e por esta ser de forma dinâmica, não foi possível fotografar as imagens da análise quantitativa. A seguir, as Figuras 57 a 63 apresentam as franjas isocromáticas de análise qualitativa das tensões sobre os implantes. Na Figura 57 (A, B e C) observam-se as franjas isocromáticas resultantes da instalação das infra-estruturas em **Monobloco (57-A)**, **Soldagem de Borda (57-B)** e **CAD/CAM (57-C)**.

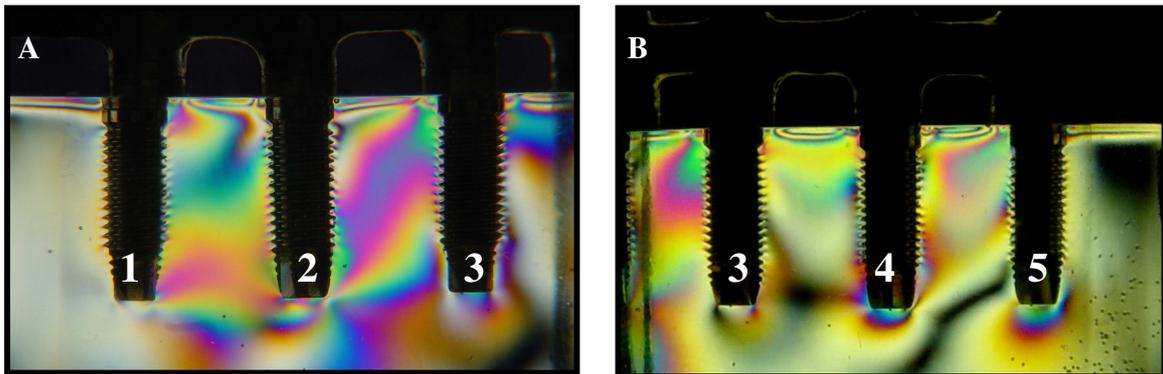


**Figura 57:** Visão geral das franjas isocromáticas resultantes da instalação das infra-estruturas em **MONOBLOCO (A)**; **SOLDAGEM DE BORDA (B)**; **CAD/CAM (C)**.

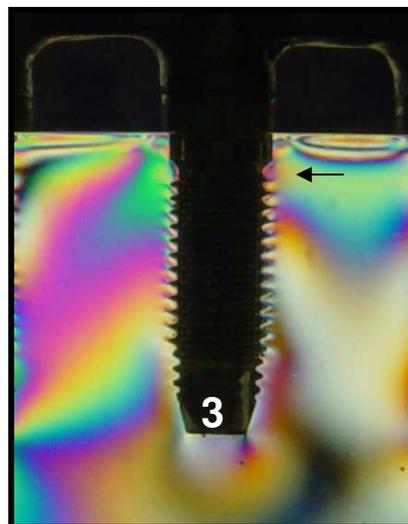
Nos tópicos a seguir, pode-se observar a imagem qualitativa das franjas isocromáticas com maiores detalhes na região de primeira rosca de cada implante nos **Grupos I, II E III**.

## MONOBLOCO

A maior concentração de tensão cisalhante máxima localizou-se no ponto R6 (seta), com 460 MPa. Este ponto apresentou ordem de franja de 1,97, no qual, a franja possuiu um tom avermelhado tendendo para o azul (Figuras 58 A e B; 59).



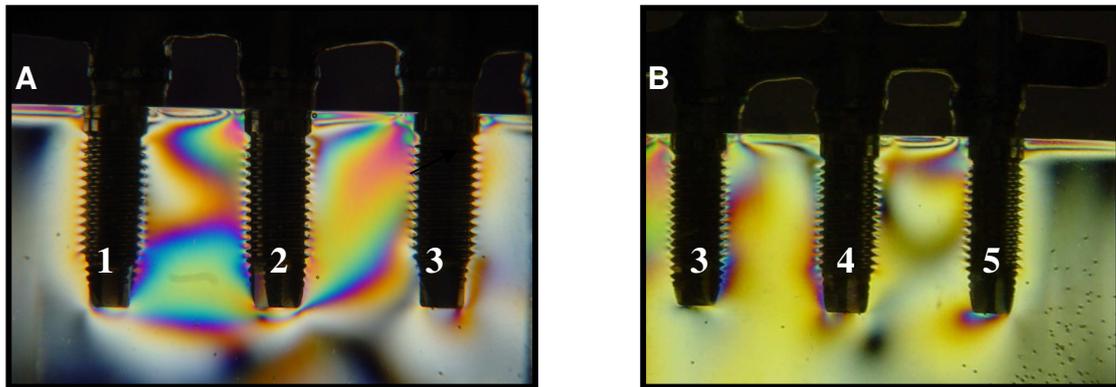
**Figura 58:** Visão ampla das franjas nos implantes 1, 2 e 3 (A); 3, 4 e 5 (B).



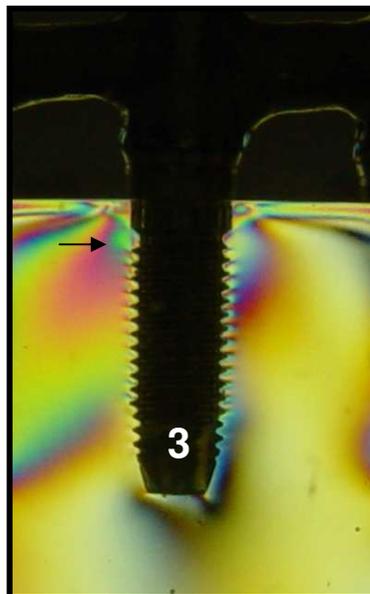
**Figura 59:** Ampliação do implante 3 e do ponto R6 (seta).

## SOLDAGEM DE BORDA

A tensão cisalhante máxima concentrou-se no ponto R5 (seta), com valor de 330 MPa. A ordem de franja variou entre os valores de ordem 1 e 2, de tom amarelado tendendo para o vermelho (Figuras 60 A e B; 61).



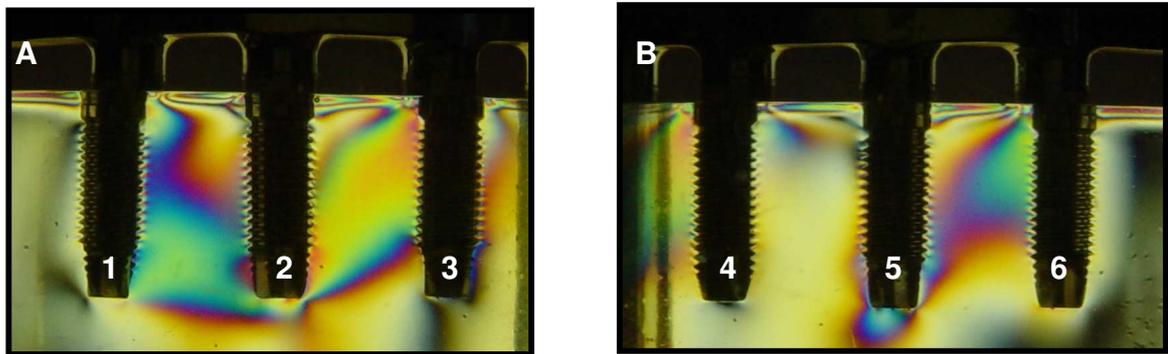
**Figura 60:** Visualização ampla das franjas isocromáticas (A e B).



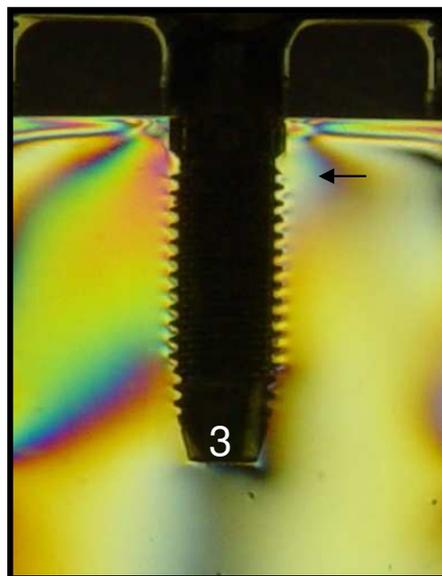
**Figura 61:** Ampliação do implante 3 e do ponto R5 (seta).

## CAD/CAM – CAM StructSURE®

A infra-estrutura usinada por computador apresentou ponto de maior tensão na posição R6 (seta), com valor quantitativo de 360 MPa. A ordem de franja variou entre os valores de ordem 1 e 2, com tom levemente azulado convertendo-se para o amarelo (Figuras 62 A e B; 63).



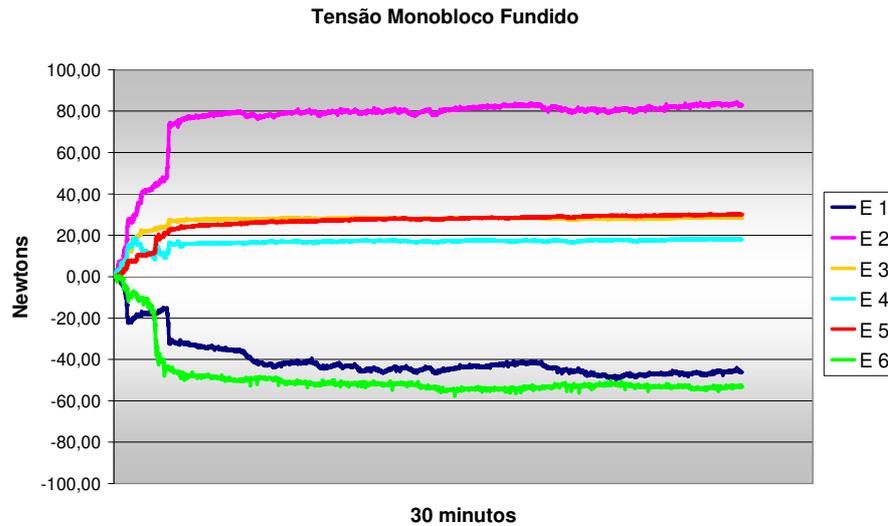
**Figura 62:** Visualização das franjas isocromáticas geradas pela tensão (A e B).



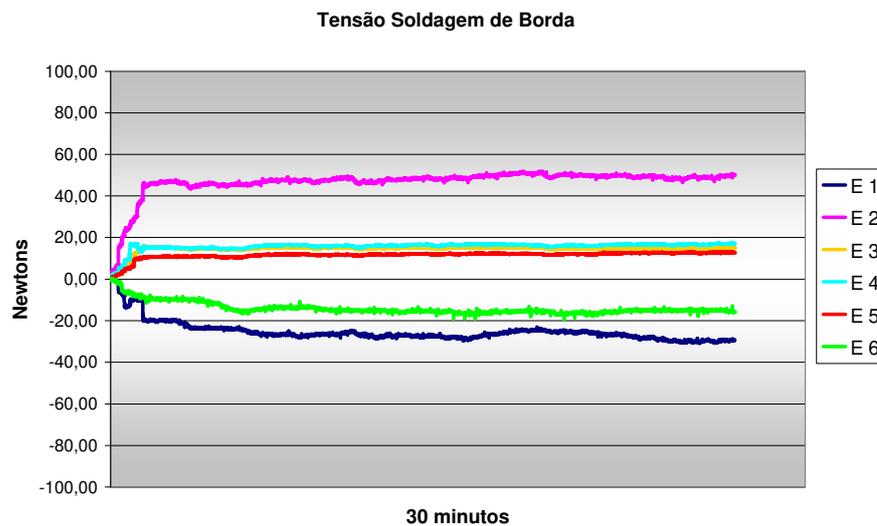
**Figura 63:** Ampliação do implante 3 e do ponto R6 (seta).

## ANÁLISE EXTENSOMÉTRICA

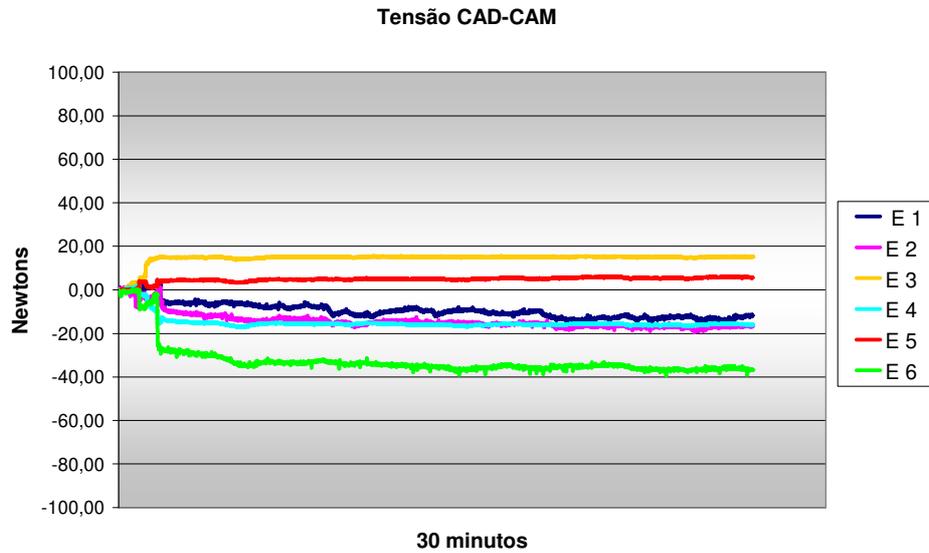
As figuras 64, 65 e 66 evidenciam a curva de tensão em Newtons gerada na região entre os implantes, correspondente à localização de cada extensômetro. Estas figuras representam os grupos Monobloco, Soldagem de Borda e CAD/CAM.



**Figura 64:** Tensão em Newtons gerada no Grupo I.



**Figura 65:** Tensão gerada em Newtons no Grupo II.

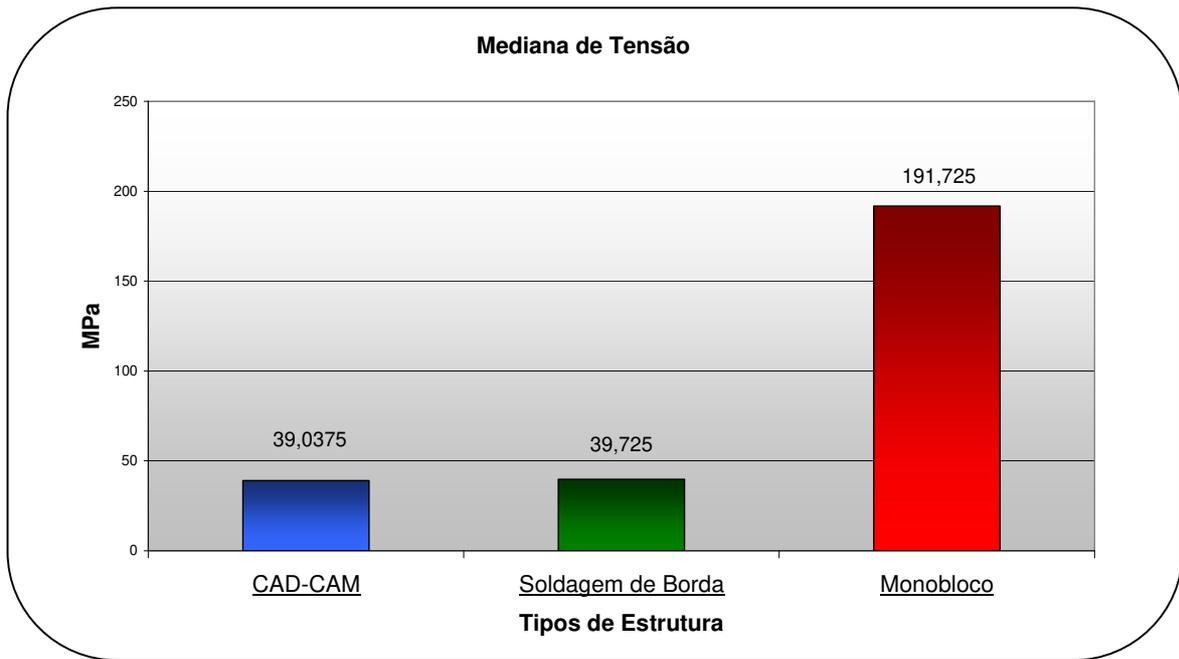


**Figura 66:** Tensão gerada em Newtons no Grupo III.

Os valores de tensão dos grupos estão expressos na tabela 6 e os valores da mediana de tensão de cada grupo estão demonstrados na figura 67.

**Tabela 6:** Tensões incididas (MPa) sobre os implantes após a instalação de cada infra-estrutura.

Tensão mesial e distal em cada implante (MPa)					
Grupos	Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4	Implante 5
Grupo I	274,1/149,9	149,9/88	88/140,8	140,8/414,1	414,1/233,5
Grupo II	37,1/32,2	32,2/42,3	42,3/36,8	36,8/125,6	125,6/72,4
Grupo III	95,5/14,7	14,7/40,4	40,4/37,6	37,6/45,1	45,1/32,4



**Figura 67:** Valores da mediana de tensão referente a cada Grupo.

## 6. DISCUSSÃO

No presente trabalho utilizou-se a técnica experimental da fotoelasticidade de transmissão e extensometria. A fotoelasticidade foi aplicada pela primeira vez com implantes osseointegrados por Haraldson, em 1980. O autor encontrou diferenças na qualidade das ordens de franjas de acordo com o modo que o implante se encontrava imerso no material e também quando testou implantes com e sem roscas, demonstrando a importância da arquitetura dos implantes para a transferência de pressão ao osso adjacente.

Geralmente, na odontologia, estudos que utilizam a fotoelasticidade como técnica de análise das tensões se resumem em apresentar os valores de ordem de franja  $N$  (Haraldson, 1980; Deines *et al.*, 1993; Meirelles, 2003; Cehreli *et al.*, 2004), ou seja, são apenas análises qualitativas, não demonstrando os valores de tensão cisalhante máxima ( $\tau$ ) propriamente dito. Ao determinar esses valores, podemos afirmar que foi utilizada uma medida real no experimento, possibilitando a estimativa de um valor de tensão sobre os implantes (Bernardes, 2004). Também favorece a comparação com outros trabalhos, no entanto, estes resultados são aproximados devido à limitação dos modelos fotoelásticos. Na literatura, sugere-se que valores de tensão cisalhante máxima ( $\tau$ ) são os melhores dados para análise da interface osso/implante (Hansson, 1999). Porém, em trabalhos publicados na área odontológica, a tensão cisalhante máxima é um valor difícil de ser calculado, pois na grande maioria não há padronização das propriedades na produção dos lotes da resina fotoelástica, mascarando os valores da constante óptica do material. No presente estudo estes dados foram esclarecidos, permitindo a análise do modelo fotoelástico, pois os valores reais de tensão foram adquiridos com a calibração de um disco confeccionado com a resina do mesmo lote.

Observou-se uma tensão cisalhante máxima entre os grupos, que variou de: 40 – 460 MPa (**Grupo I - Monobloco**); 10 – 330 MPa (**Grupo II - Soldagem de Borda**); 10 – 360 MPa (**Grupo III - CAD/CAM**). As imagens fotoelásticas

evidenciaram que os maiores valores de tensão concentraram-se nos pontos R5 e R6 do implante central (3) dos três grupos, com o melhor resultado para o grupo CAD/CAM. Nos resultados avaliados na análise extensométrica a tensão variou de: 88 – 414 MPa (**Grupo I – Monobloco**); 32 – 125 MPa (**Grupo II – Soldagem de Borda**); 14 – 95 MPa (**Grupo III - CAD/CAM**).

De acordo com as tabelas 4 e 5, a tensão concentrada no implante central pode ser devido à seqüência de apertamento dos parafusos, que foi na ordem **3, 2, 4, 1, 5**. Foi utilizada esta norma de apertamento devido aos resultados atingidos por Baboni (2005), Damaceno (2005) e Kleine (2006). Em estudo com análise fotoelástica, Baboni (2005) realizou uma pesquisa com infra-estruturas de titânio em monobloco e todas foram adaptadas pela soldagem a laser de cilindros de titânio e a seqüência de apertamento dos parafusos foi avaliada pelo teste do parafuso único. Posteriormente, a adaptação das peças foi refinada com eletroerosão. A autora relatou que a seqüência 3, 2, 4, 1, 5 promoveu melhores resultados em todos os grupos, mas concentrou as tensões no implantes mediais. Damaceno (2005) também observou que a seqüência de apertamento 3, 2, 4, 1, 5 promoveu melhor resultado fotoelástico para as infra-estruturas adaptadas por soldagem de borda com cilindros de titânio e peças bem adaptadas devido a retificação dos cilindros. Apesar da estrutura com soldagem de borda dos cilindros de titânio ter apresentado valor de desadaptação menor (40,5  $\mu\text{m}$ ) do que a *CAM StructSURE*<sup>®</sup>, esta última demonstrou mediana de tensão cisalhante máxima menor (55 MPa) (figuras **51 e 53**). A maior concentração de tensões ( $\tau$ ) no implante anterior (3) pode ser conseqüência de o titânio apresentar baixo módulo de elasticidade (11000 MPa). Koriot *et al.* (1999) relataram que uma infra-estrutura suportada por 5 implantes fabricada com metal de baixo módulo de elasticidade provocará maior concentração de tensão ( $\tau$ ) nos implantes anteriores. Devemos salientar que a tensão se concentrou no implante central e que o torqueamento dos parafusos protéticos foi iniciado pelo mesmo implante central, resultando na concentração de tensões na análise fotoelástica.

Ao analisar os resultados do teste do parafuso único (Jemt, 1996) com a tensão cisalhante máxima ( $\tau$ ), não se pode afirmar que essas técnicas de avaliação se complementam. Kleine (2006) realizou uma pesquisa em que foram utilizadas infra-estruturas passivadas sobre cilindros cimentados e sobre cilindros de titânio soldados a laser. Os resultados demonstraram que não há relação do teste do parafuso único e a tensão observada na análise fotoelástica, uma vez que ocorrida a variação da ordem de apertamento dos parafusos, variavam os resultados entre os grupos. Com o teste do parafuso único quaisquer irregularidades existentes na interface implante/prótese podem causar desadaptação da infra-estrutura sobre os demais pilares, gerando resultados exacerbados.

Apesar da excelente adaptação marginal do Grupo II (Soldagem de Borda), as figuras 53 e 67 demonstraram que a técnica CAD/CAM provocou menor concentração de tensão ao contabilizar a mediana das tensões ( $\tau$ ) geradas em comparação aos outros grupos. No entanto, a figura 41 evidenciou que a infra-estrutura adaptada pela técnica da soldagem de borda apresentou desajuste marginal de, aproximadamente, 33% menor do que o GRUPO III (CAD/CAM). Ao analisar a parte interna dos *copings* da infra-estrutura *CAM StructSURE*<sup>®</sup> (3i Implant Innovations), observou-se um paralelismo das paredes internas do cilindro promovendo um excesso de alívio entre os cilindros e os pilares Micro-Unit. Teoricamente, este alívio seria benéfico, pois evitaria interferências no assentamento da infra-estrutura, mas foi detectada uma pequena folga horizontal na base dos cilindros que pode ter sido o motivo da geração de tensão cisalhante máxima sobre os implantes.

O valor da tensão cisalhante máxima ( $\tau$ ) encontrado neste estudo assemelha-se ao módulo de elasticidade do osso esponjoso (273 a 823 MPa) e está abaixo do limiar do módulo de elasticidade do osso cortical (1300 a 1900 MPa) (Hansson, 1999; Koriath *et al.*, 1999). De acordo com a teoria de Frost (1991), a tensão e o desajuste encontrados nos três grupos, principalmente no **Grupo I** poderiam induzir uma resposta negativa do osso que está em contato

com os implantes, principalmente no estágio inicial de carga dos implantes (Jemt *et al.*,1998). Jemt *et al.* (1998) realizaram uma pesquisa onde foi confeccionada uma infra-estrutura suportada por três implantes osseointegrados em tibia de coelhos, com desadaptação média de 177  $\mu\text{m}$  no implante central. Após a instalação da estrutura metálica de titânio observou-se que o implante central teve uma aproximação média de 123  $\mu\text{m}$  em direção a infra-estrutura. Conseqüentemente, dependendo do limiar de resiliência da barra e do osso, pode-se diminuir ou eliminar até mesmo os *gaps* maiores que 50 a 100  $\mu\text{m}$  em uma situação clínica (Jemt *et al.*,1998). Os autores observaram que houve aposição óssea na região periférica, porém distante dos implantes e reabsorção óssea nas camadas adjacentes aos implantes. De acordo com os resultados encontrados por Jemt *et al.* (1998), podemos sugerir que a tensão ( $\tau$ ) gerada no **Grupo I** pode promover o processo de remodelação óssea com reabsorção periimplantar.

Os medidores de deformação denominados extensômetros elétricos são dispositivos de medida que transformam pequenas variações equivalentes em sua resistência elétrica. Fundamentalmente, a extensometria foi desenvolvida para converter movimentos mecânicos em sinais eletrônicos através de um sensor. Quando o fio do sensor está sob tensão, ele torna-se levemente alongado e sua área de secção é reduzida, promovendo uma mudança na sua resistência. O extensômetro ideal deveria sofrer alterações na sua resistência somente quando houvesse deformação na superfície em que o sensor está colado.

Cehreli *et al* (2004), realizaram um estudo com implantes do tipo cone morse de corpo cilíndrico e cônico e compararam os resultados da análise fotoelástica com a extensometria. Os autores instalaram os extensômetros a 2 milímetros da superfície do implante por ser uma área de maior concentração de tensão, evidenciando menor tensão na análise extensométrica. Este resultado pode ter sido conseqüência do descolamento da resina fotoelástica na região do colo dos implantes, pois os mesmos sofreram cargas cíclicas. No presente estudo, não foram impostas cargas sobre os implantes, resultando em semelhança nos resultados.

Apesar do valor da mediana das tensões dos resultados obtidos pela análise fotoelástica e pela extensometria serem semelhantes, os valores individuais dos implantes foram diferentes. Na fotoelasticidade, a tensão se concentrou no implante central, enquanto na análise extensométrica a tensão se concentrou na região periférica dos implantes distais. Esta diferença pode ser consequência da área analisada ser diferente, pois na análise fotoelástica foram avaliadas as primeiras roscas de cada implante enquanto na análise extensométrica a região estudada foi o espaço entre os implantes. Após a instalação de cada infra-estrutura, as forças incidentes de tensão direta nos implantes são diferentes das forças exercidas na periferia dos implantes. Desse modo, após o torque de todos os parafusos protéticos, o implante central sofreu maior concentração de tensão pela visualização fotoelástica, mas pela análise extensométrica a região periférica dos implantes distais sofreu maior tensão devido a resultante da concentração de forças do conjunto. Conseqüentemente, o valor da tensão mediana de cada grupo foi válido para demonstrar as tensões obtidas nos dois tipos de análises, que demonstrou semelhança nos resultados.

O **GRUPO I** (Monobloco) apresentou os maiores valores de tensão encontrados na presente pesquisa. Este fato pode ser consequência da sua confecção a partir de cilindros calcináveis, o que pode ter gerado distorção na sua base devido ao processo de fundição. Devido ao critério de realização do enceramento da infra-estrutura, os valores de tensão aproximaram-se dos resultados dos outros grupos, consequência do procedimento de secção e união do enceramento previamente a fundição. Porém, os valores foram altos em 80% dos implantes, sugerindo procedimentos de passivação da infra-estrutura, tendo como exemplo a secção e união por soldagem no longo eixo da estrutura, resultando na inclusão de pontos de fragilidade da peça ou provocando novas distorções. A soldagem a laser deve ser realizada ponto-a-ponto na união das bordas e pode deixar áreas ocas nesta região, resultando em ponto de fragilidade susceptível a fratura (Uysal *et al.*, 2005).

Preconizada por vários autores (Jemt *et al.*, 1996; Sahin *et al.*, 2001; Vigolo *et al.*, 2003; Ford, 2003; Karl *et al.*, 2005; Uysal *et al.*, 2005), a tecnologia CAD/CAM produziu uma infra-estrutura sólida e com adaptação satisfatória preconizada por vários autores. O avanço tecnológico mundial está ampliando essa forma de produção, apesar do alto custo que pode tornar o tratamento inviável para a maioria da população dos países em desenvolvimento econômico. Uma alternativa economicamente mais viável é a soldagem a laser da borda de cilindros de titânio para a adaptação da infra-estrutura, por apresentar assentamento passivo aceitável, ser um material biocompatível e resistente e ser aproximadamente 90% mais acessível economicamente. Jemt *et al.* (1992) reabilitaram 86 pacientes com próteses implantossuportadas e corrigiram a desadaptação pela soldagem a laser da borda dos cilindros de titânio. No primeiro ano, apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas por um método diferente. A técnica é viável e de sucesso clínico em longo prazo, se for realizada por um profissional experiente e equipamento de qualidade, com ambiente saturado de gás argônio e controle da intensidade de irradiação (Yamagishi *et al.*, 1993; Tambasco *et al.*, 1996; Iglesia *et al.*, 2001).

A análise extensométrica foi um artifício muito eficaz para corroborar os resultados adquiridos com a fotoelasticidade. Os resultados obtidos pela extensometria demonstraram que a mediana das tensões entre os grupos foi semelhante com os dados avaliados na fotoelasticidade. Os resultados encontrados no presente estudo são parciais e podem ser corroborados por pesquisas utilizando outros métodos de análise, como o método do elemento finito.

Ainda devemos salientar que existem fatores não abordados neste trabalho que podem exercer influência no comportamento biomecânico das próteses, com menor ou maior grau de passividade, como cargas oclusais, módulo de elasticidade do material de cobertura protética, frequência mastigatória e qualidade óssea ao redor dos implantes.

## 7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, com base nos dados obtidos, podemos concluir que:

1. A semelhança dos resultados demonstrou que a associação das análises extensométrica e fotoelástica foi satisfatória.
2. A infra-estrutura em **Monobloco (Grupo I)** apresentou maior desadaptação, sugerindo a necessidade de melhorias na confecção e métodos para promover o assentamento passivo.
3. O **Grupo II (Soldagem de Borda)** apresentou valor de tensão satisfatório, apesar de concentrar as maiores tensões nos implantes 2 e 3.
4. A tecnologia **CAD/CAM (Grupo III)** produziu uma infra-estrutura com valor mediano de tensão satisfatório e as maiores cargas distribuídas de forma equilibrada entre os implantes laterais e o implante medial.
5. Os **Grupos II e III** apresentaram resultados semelhantes, evidenciando que tanto a técnica da soldagem de borda como a CAD/CAM apresentaram adaptação satisfatória.
6. A fotoelasticidade demonstrou maior concentração de tensão nos implantes centrais, enquanto a extensometria nos implantes distais.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. Aben H, Ainola L. Isochromatic fringes in photoelasticity. *J. Opt. Soc. Am. A.*, 2000; v.17 (4): p.750-755.
2. Adell R. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.*, Berne, 1981;v.10(6), p.387-416.
3. Adell R. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, Oxford, 1986; v.15(1): p.39-52.
4. Ainola L, Aben H. Principal formulas of integrated photoelasticity in terms of characteristics parameters. *J. Opt. Soc. Am. A.* 2005; v.22 (6): p. 1181-1186.
5. Akça K, Çehreli MC. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008; v.28: p. 391-399.
6. Albrektsson T. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* Lombard.1986; v.1(1): p.11-25.
7. Baboni CR. Análise fotoelástica de infra-estruturas implantossuportadas fundidas em monobloco e soldadas a laser antes e depois da aplicação da eletroerosão [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
8. Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade [dissertação]. Uberlândia: UFU/FO; 2004.
9. Binon P. Implants and components: entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* Lombard. 2000;v.15(1): p.76-94.
10. Brånemark P-I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-years period. *Scan. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1977;v.11;Supply 16.

---

\*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

11. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the bone/implant interface: Comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent.* 1998; v.79 (3): p. 328-334.
12. Burr D B, Martin RB, Schaffler MB, Radin EL. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage, *J. Biomech.* 1985; v.18(3): p.189-200.
13. 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.
14. Caputo AA. Stress analysis. Seminário de biomateriais, Science section, Abstracts. Los Angeles: *UCLA School of Dentistry*, Oct. 1993.
15. 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.
16. Chang T, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implant framework casting systems. *Int J Oral Maxillifac Implants.* 2005; 20(5): 720-725.
17. Consani RX, Mesquita MF, Sinhoreti MAC. Efeito da desinfecção por microondas na resistência ao cisalhamento da união dente-resina. *Braz Oral Res.* 2006; 20(1): 81 (resumo).
18. Dalle Piagge CSL. Análise fotoelástica do rebordo sob overdenture implantossuportada, associada a barra de estabilização, encaixe Era e magneto [tese]. São Paulo, Brazil: USP/FOUSP, 2002
19. Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. 2<sup>a</sup> Ed. Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha, Ltda, 1978.
20. Damaceno ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implantossuportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
21. Duyck J, Naert I, Ronold HJ, Ellingsen JE, Oosterwyck HV, Slotem JV. The influence of static and dynamic loading on margin bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Impl Res.* 2001; v.12(3): p.207-218.

22. Fernandes CP, Glantz POJ, Svensson SA, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics of prosthetic dentistry. *Dent Mat.* 2003; v.19: p.106-117.
23. Finger IM, Castellon P, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2003; v.8(15): p.625-634.
24. Ford TG. The heat-activated solderless passivation (HASP) technique for correcting nonpassive-fitting bars without soldering. *Imp Dent.* 2003;12(1):11-17.
25. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): Redefining Wolf's law: the bone modeling problem. *Anatomical Records.* 1990; v.226: 403-413.
26. Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro PP, Pellizzer EP. Methods Used for Assessing Stresses in Buccomaxillary Protheses: Photoelasticity, Finite Element Technique and Extensometry. *J Craniofacial Surg.* 2009; 20(2): 561-564
27. Gebelein M, Richter G, Range U, Reitemeier B. Dimensional changes of one-piece frameworks cast from titanium, base metal, or noble metal alloys and supported on telescopic crowns. *J Prosthet Dent.* 2003;89:193-200.
28. Goodacre CJ. Clinical complications with implants and implant protheses. *J. Prosthet. Dent.* 2003; v.90(2):121-32.
29. Gordon TE; Smith DL. Laser welding of protheses – an initial report. *J Prosthet Dent.* 1970; 24(4): 472 –476.
30. Hansson S. The impant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Impl Res.* 1999; 10: 394-405.
31. Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Impl Res.* 2009; 20(suppl.): 48-54.
32. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported protheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4): 346-51.

33. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin. Oral Impl. Res.* 2004; 15: 466–473.
34. Helldén LB, Dérand T, Johansson S, Lindberg A. The CrescoTi Precision method: Description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4): 487-91.
35. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; v.9(3): 354-360.
36. Iglesia MA, Moreno J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont.* 2001;14: 570–574
37. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(3): 270-276.
38. Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prosthesis with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992; 12(3): 177-83.
39. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. *Clin Oral Impl Res.* 1998; v. 9: 272-280.
40. Jemt T, Bergendal B, Arvidson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B et al. Implant-supported welded titanium framework in the edentulous maxilla: a 5-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont.* 2002;15: 544–548.
41. Jung Y-C, Han C-H, Lee K-W. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1996; v.11(6): 811-818.
42. Kawahata N, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. *J Oral Rehabil.* 1997;24: 540-48.

43. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent.* 2005;93(4): 324-30.
44. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(5): 559-564.
45. Kleine A. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas dos cilindros cimentados ou soldados a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.
46. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructure for osseointegrated implants. *Swed Dent J.* 1985; 28(suppl):63-69.
47. Koriath TWP, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(1): 67-72.
48. Linquist L W, Rockeler B, Carlsson G. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 1988; v.59(1): 59-63.
49. Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent.* 2004;91(6): 595-8.
50. Lyzak WA. Corrected master cast procedure for intraoral luted implant frameworks. *J Prosthet Dent.* 1996;75: 440-42.
51. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955; 34 (6): 831-838.
52. 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.
53. Mezzomo E, Suzuki RM. Reabilitação oral contemporânea. Ed.Santos; 2005; p.401.
54. Misch CE. Implantes dentários contemporâneos. Ed. Santos; 2000; p.629.
55. Morris HF. A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: survival to 18 months. *J Oral Implantol.* 2001; v.27(4):164-73.

56. O'Mahony AM, Willians JL, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human mandible. *Clin Oral Impl Res.* 2000; 11: 415-421.
57. 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.
58. Ortop A, Jemt T, Back T, Jalevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2003;16:194–200.
59. Riedy SI, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent.* 1997;78:596-604.
60. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(6): 602-07.
61. Sahin S, Çehrelli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Imp Dent.* 2001;10(2):85-90.
62. Telles D, Howllweg H, Castellucci L. Prótese total convencional e sobre implantes. Ed. Santos;2004;101.
63. 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.
64. Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Chiarello MG. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004;92:132-8.
65. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-48.
66. Stumpel LJ, Quon SJ. Adhesive abutment cylinder luting. *J Prosthet Dent.* 1993;69(4);398-400.
67. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003;89:256-60.

68. Tambasco J, Antony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol.* 1996; 13(4): 23-31.
69. Uysal H, Kurtoglu C, Gurbuz R, Tutuncu N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):235-44.
70. 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.
71. 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.
72. Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gilbransen HJ, Parel S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9: 469-474.
73. Van Steenberghe, D. A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped self-tapping pure titanium implant systems. *Clin. Oral Implants Res.* 2000; v.11(3): 202-209.
74. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):186-92.